

Ağız Diş ve Cene Cerrahisi Uygulamalarına Bilimsel Yaklaşım

Editör

KIVANÇ KAMBUROGLU



BİDGE Yayınları

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Uygulamalarına Bilimsel Yaklaşım

Editör: KIVANÇ KAMBUROGLU

ISBN: 978-625-372-912-7

1. Baskı

Sayfa Düzeni: Gözde YÜCEL

Yayınlama Tarihi: 2025-12-25

BİDGE Yayınları

Bu eserin bütün hakları saklıdır. Kaynak gösterilerek tanıtım için yapılacak kısa alıntılar dışında yayıncının ve editörün yazılı izni olmaksızın hiçbir yolla çoğaltılamaz.

Sertifika No: 71374

Yayın hakları © BİDGE Yayınları

www.bidgeyayinlari.com.tr - bidgeyayinlari@gmail.com

Krc Bilişim Ticaret ve Organizasyon Ltd. Şti.

Güzeltepe Mahallesi Abidin Daver Sokak Sefer Apartmanı No: 7/9 Çankaya /
Ankara



İÇİNDEKİLER

ÇENE CERRAHİSİNDE YAPAY ZEKÂ: UYGULAMALAR, ZORLUKLAR VE GELECEK PERSPEKTİFLERİ	1
---	---

BERRİN İYİLİKÇİ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE DENTAL İMPLANT SİSTEMLERİ TARİHSEL GELİŞİM, TASARIM ÖZELLİKLERİ VE KLİNİK YAKLAŞIMLAR	33
--	----

MUHAMMET BAHATTİN BİNGÜL, MUHAMMED ALİ UÇAR

DENTAL İMPLANT BAŞARISINI ETKİLEYEN BİYOLOJİK VE MEKANİK FAKTÖRLER	48
---	----

DUYGU OFLUOĞLU

GÖMÜLÜ MANDİBULAR 3.MOLAR DİŞLERİN CERRAHİ ÇEKİMİ SONRASI SİNİR HASARI RİSKİ, GÜNCEL TEDAVİ YÖNTEMLERİ VE YAKLAŞIMLAR	95
---	----

DAMLA ENTOK, KADRİYE AYÇA DERE

ZİGOMA İMPLANTLARI: CERRAHİ YAKLAŞIMLAR, ANATOMİK TEMELLER VE KOMPLİKASYON YÖNETİMİ	110
---	-----

OZAN YENİDÜNYA

İLAÇ KAYNAKLI ÇENE OSTEONEKROZU: TANI, ÖNLEME VE TEDAVİ YAKLAŞIMI	128
--	-----

OZAN YENİDÜNYA

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİNDE DÜŞÜK DÜZEY LAZER KULLANIMI	165
---	-----

BERRİN İYİLİKÇİ, ORHAN CAN PARLAK

MAKSİLLOFASİYAL TRAVMADA BİRİNCİL DEĞERLENDİRME	205
--	-----

SERRA ACAR, SEÇİL ÇOBANOĞLU

MAKSİLLER SİNÜS TABANI AUGMENTASYONU:	
---------------------------------------	--

İÇİNDEKİLER

ANATOMİK ESASLAR, CERRAHİ TEKNİKLER VE KOMPLİKASYON YÖNETİMİ	226
---	-----

BİLAL BAHAR

MAKSİLLER SİNÜSÜN GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ ..	250
---	-----

İREM BULUT

TEMPOROMANDİBULAR BOZUKLUKLARDA BOTULİNUM NÖROTOKSİN UYGULAMALARI	273
--	-----

OLGUN TOPAL

3D PRINTING TECHNOLOGIES IN ORAL AND MAXILLOFACAL SURGERY	303
--	-----

MUSTAFA ÜSTÜN

BÖLÜM 1

ÇENE CERRAHİSİNDE YAPAY ZEKÂ: UYGULAMALAR, ZORLUKLAR VE GELECEK PERSPEKTİFLERİ

Dr. Öğr. Üyesi Berrin İYİLİKÇİ

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve
Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

Giriş

Yapay zekâ (YZ), son yıllarda sağlık bilimlerinde yalnızca destekleyici bir araç olmanın ötesine geçerek, tanı koyma, tedavi planlama ve klinik karar verme süreçlerini yeniden şekillendiren temel bir paradigma hâline gelmiştir. Artan hesaplama gücü, büyük veri kaynaklarının erişilebilirliği ve gelişmiş algoritmalar sayesinde YZ sistemleri, insan uzmanlığını tamamlayan ve belirli alanlarda insan performansına yaklaşan hatta aşan sonuçlar ortaya koyabilmektedir. Özellikle tıbbi görüntüleme, örüntü tanıma ve öngörücü modelleme gibi alanlarda kaydedilen ilerlemeler, YZ'yi modern tıbbın ayrılmaz bir bileşeni hâline getirmiştir. (Litjens et al., 2017: 60–88) (Topol, 2019: 44–56)

Ağız, diş ve çene cerrahisi (ADÇC), yapay zekâ uygulamalarının klinik değeri açısından dikkat çekici bir konuma sahiptir. Kraniofasiyal bölgenin anatomik karmaşıklığı, hayati nörovasküler yapıların yakın komşuluğu ve cerrahi işlemlerin yüksek doğruluk gerektirmesi, bu alanı ileri teknolojik çözümler için doğal bir uygulama sahası hâline getirmektedir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinin rutine girmesi, dijital verinin miktarını ve niteliğini artırmış; bu durum YZ tabanlı analizler için uygun bir zemin oluşturmuştur. (Rieke et al., 2020: 119)

Geleneksel klinik yaklaşımda, cerrahi planlama büyük ölçüde cerrahın deneyimine, iki boyutlu ölçümlere ve manuel değerlendirmelere dayanırken; YZ destekli sistemler bu süreci daha objektif, tekrarlanabilir ve öngörülebilir hâle getirme potansiyeline

sahiptir. Özellikle otomatik anatomik segmentasyon, sanal cerrahi planlama (virtual surgical planning, VSP), intraoperatif navigasyon ve postoperatif sonuç tahmini gibi alanlarda YZ'nin sunduğu katkılar, hasta güvenliği ve tedavi başarısı açısından anlamlı kazanımlar sağlamaktadır. (Sharma et al., 2024: 220–226)

Ancak YZ'nin çene cerrahisindeki yükselişi yalnızca teknik bir ilerleme olarak değerlendirilmemelidir. Bu teknolojilerin klinik pratiğe entegrasyonu; etik, hukuki ve mesleki sorumluluk boyutlarını da beraberinde getirmektedir. Hekimin rolü, klinik yargının sınırları, hasta otonomisi ve bilgilendirilmiş onam gibi kavramlar, YZ destekli karar sistemleri bağlamında yeniden tartışılmaktadır. Dolayısıyla YZ, ADÇC pratiğinde sadece yeni bir araç değil, aynı zamanda klinik karar verme kültürünü dönüştüren bir unsur olarak ele alınmalıdır. (Char, Shah & Magnus, 2018: 981–983)

Bu kitap bölümünün amacı, çene cerrahisinde yapay zekâ uygulamalarını yalnızca teknik başarılar üzerinden değil; kavramsal temelleri, tarihsel gelişimi ve klinik pratiğe yansımalarıyla bütüncül bir bakış açısıyla ele almaktır. Bu ilk bölümde, YZ'nin ADÇC için neden stratejik bir alan oluşturduğu, bu teknolojilerin tarihsel evrimi ve klinik karar verme paradigmasında yarattığı dönüşüm detaylı şekilde incelenecektir.

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Neden Yapay Zekâ İçin İdeal Bir Alandır?

Ağız, diş ve çene cerrahisinin YZ uygulamaları için uygun bir zemin sunmasının temelinde birkaç ayırt edici özellik bulunmaktadır. Bunların başında, kraniofasiyal bölgenin anatomik karmaşıklığı gelmektedir. Mandibula, maksilla, temporomandibular eklem (TME), sinüsler ve nörovasküler yapılar; birbirine yakın konumda, üç boyutlu ve yüksek varyasyon gösteren anatomik ilişkiler sergiler. Bu durum, hem tanısal değerlendirmeyi hem de cerrahi planlamayı zorlaştırmaktadır.

İkinci olarak, ADÇC pratiği yoğun biçimde görüntüleme verisine dayanmaktadır. CBCT, manyetik rezonans görüntüleme (MRG), sefalometrik analizler ve dijital yüz taramaları, cerrahın karar sürecinde kritik rol oynar. Bu görüntüleme yöntemleri, YZ algoritmalarının güçlü olduğu alanlar arasında yer alan örüntü tanıma ve segmentasyon için zengin veri kaynakları sunmaktadır. (Liu et al., 2021: 606–614) (Song et al., 2020: 2547)

Üçüncü olarak, çene cerrahisinde yapılan işlemler genellikle geri dönüşü olmayan sonuçlar doğurur. Bir osteotomi hattının yanlış planlanması, sinir hasarı, fonksiyonel bozukluklar veya estetik memnuniyetsizlik gibi kalıcı problemlere yol açabilir. Bu nedenle cerrahi öncesi planlamada hata payının minimize edilmesi büyük önem taşır. YZ, insan kaynaklı varyasyonu azaltarak daha standardize ve öngörülebilir planlama yapılmasına katkı sağlayabilir.

Son olarak, ADÇÇ’de fonksiyonel ve estetik hedeflerin birlikte değerlendirilmesi gereklidir. Ortognatik cerrahide yalnızca oklüzyonun düzeltilmesi değil, yüz estetiğinin de optimize edilmesi hedeflenir. YZ tabanlı simülasyon ve tahmin modelleri, bu çok boyutlu hedeflerin birlikte ele alınmasını mümkün kılmaktadır.

Bu özellikler, çene cerrahisini YZ uygulamaları açısından yalnızca uygun değil, aynı zamanda yüksek klinik etki potansiyeline sahip bir alan hâline getirmektedir.

Dijitalleşmeden Yapay Zekâya: Çene Cerrahisinde Dönüşüm Süreci

Çene cerrahisinde dijital dönüşüm, yapay zekâdan çok daha önce başlamıştır. İlk aşamada, analog radyografilerden dijital görüntüleme sistemlerine geçiş yaşanmış; bu geçiş, görüntülerin saklanabilirliğini ve paylaşılabilirliğini artırmıştır. Ardından üç boyutlu görüntüleme tekniklerinin klinik pratiğe girmesi, cerrahi planlamada önemli bir kırılma noktası oluşturmıştır.

Başlangıçta bu dijital veriler, büyük ölçüde manuel yöntemlerle analiz edilmiştir. Cerrahlar, CBCT verileri üzerinde manuel segmentasyon yapmış, ölçümleri elle gerçekleştirmiş ve planlamalarını kişisel deneyimlerine dayanarak şekillendirmiştir. Bu süreç, zaman alıcı olmasının yanı sıra cerrahlar arası değişkenliğe de açıktır.

YZ’nin devreye girmesiyle birlikte bu manuel süreçlerin otomasyonu mümkün hâle gelmiştir. Otomatik segmentasyon, landmark tespiti ve ölçüm sistemleri; cerrahi planlamanın daha hızlı

ve tutarlı yapılmasını sağlamıştır. Bu durum, dijitalleşmenin yalnızca veriyi sayısallaştırmakla kalmayıp, veriden anlam çıkaran bir aşamaya evrildiğini göstermektedir. (Liu et al., 2021: 606–614)

Bu evrimsel süreç üç temel aşamada özetlenebilir:

1. Dijital kayıt ve görüntüleme dönemi: Verinin dijital ortama aktarılması
2. Bilgisayar destekli planlama dönemi: Dijital verinin manuel analizle kullanılması
3. Yapay zekâ destekli karar dönemi: Verinin otomatik analiz edilerek klinik karara katkı sağlaması

Günümüzde ADÇC, üçüncü aşamaya geçiş sürecini yaşamaktadır. Ancak bu geçiş, her merkez ve her klinisyen için eş zamanlı gerçekleşmemektedir. Bu durum, YZ uygulamalarının standardizasyonu ve yaygınlaşması açısından önemli bir zorluk oluşturmaktadır.

Klinik Karar Verme Paradigmasında Değişim

Geleneksel klinik karar verme modeli, büyük ölçüde hekimin bilgi birikimi, deneyimi ve sezgisine dayanmaktadır. Bu model, bireysel uzmanlık açısından değerli olmakla birlikte; subjektiflik, yorgunluk ve bilişsel önyargılar gibi sınırlılıkları da beraberinde getirir. Yapay zekâ, bu karar sürecine nesnel veri analizi ve olasılık temelli değerlendirmeler ekleyerek, klinik karar verme paradigmasını dönüştürmektedir.

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

YZ destekli sistemler, “doğru–yanlış” ikiliğinden ziyade, olasılıklar üzerinden öneriler sunar. Örneğin bir komplikasyon risk modeli, belirli bir hastada sinir hasarı olasılığını yüzdelik bir değer olarak ifade edebilir. Bu bilgi, cerrahın klinik yargısını ortadan kaldırmaz; aksine, karar sürecini daha bilinçli hâle getirir.

Ancak bu noktada önemli bir ayrım yapılmalıdır: YZ, karar verici değil; karar destekleyicidir. Klinik sorumluluk her zaman cerraha aittir. Bu ayrımın net şekilde korunması, hem etik hem de hukuki açıdan kritik öneme sahiptir (Topol, 2019).

Çene cerrahisinde YZ’nin sunduğu en önemli katkılardan biri, karmaşık verileri insanın algılamakta zorlandığı örüntüler hâline getirebilmesidir. Bu sayede, özellikle büyük veri setlerine dayanan prognostik değerlendirmeler mümkün hâle gelmektedir. Bununla birlikte, bu sistemlerin “mutlak doğruluk” iddiası taşımadığı; belirli veri setleriyle sınırlı olduğu unutulmamalıdır.

Çene Cerrahisinde Yapay Zekâ Teknolojilerinin Temel Bileşenleri

Yapay zekâ uygulamalarının ağız, diş ve çene cerrahisindeki (ADÇC) klinik karşılığını doğru değerlendirebilmek için, kullanılan algoritmik yaklaşımların teorik temellerinin anlaşılması gereklidir. Klinik literatürde “yapay zekâ” çoğu zaman tek bir teknoloji gibi sunulsa da gerçekte farklı veri türleri ve klinik problemlere yönelik çok sayıda yöntem bu başlık altında yer almaktadır. ADÇC bağlamında en yaygın kullanılan yaklaşımlar; makine öğrenmesi,

derin öğrenme, bilgisayarla görü ve bu yöntemleri destekleyen hibrit modellerdir.(Hwang et al., 2019: 1-7)

Makine öğrenmesi (machine learning, ML), belirli klinik özelliklerin algoritmaya tanımlanarak sonuç tahmini veya sınıflandırma yapılmasına dayanır. Bu yaklaşım, özellikle yapılandırılmış verilerin (yaş, cinsiyet, sistemik hastalıklar, cerrahi süresi, kanama miktarı gibi) bulunduğu klinik veri setlerinde etkili sonuçlar sunmaktadır. Buna karşın, görüntü verisinin karmaşıklığı ve yüksek boyutluluğu nedeniyle, saf ML yaklaşımları CBCT ve BT analizlerinde sınırlı kalmıştır.(Czako et al., 2024: 679)

Derin öğrenme (deep learning, DL) ise çok katmanlı yapay sinir ağları aracılığıyla, veriden otomatik olarak anlamlı temsiller çıkarabilme kapasitesine sahiptir. Özellikle konvolüsyonel sinir ağları (convolutional neural networks, CNN), tıbbi görüntü analizi alanında çığır açıcı bir etki yaratmıştır. CNN tabanlı modeller, insan tarafından manuel olarak tanımlanması güç olan morfolojik örüntüleri öğrenerek, anatomik yapıların segmentasyonu ve patolojik oluşumların tespiti gibi görevlerde yüksek doğruluk göstermektedir (Litjens et al., 2017:60-88).

Bilgisayarla görü (computer vision), derin öğrenme algoritmalarının temel uygulama alanlarından biridir ve ADÇC’de özellikle üç boyutlu görüntü verisinin analizinde merkezi bir rol oynamaktadır. CBCT ve BT görüntülerinden mandibula, maksilla, mandibular kanal, maksiller sinüs ve kondiler yapıların otomatik olarak tanımlanması, bilgisayarla görü tekniklerinin klinik pratikteki en somut yansımalarındandır. (Lakhotia et al., 2025: e0000940)

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

Bu teknolojilerin ortak amacı, insan gözünün ve manuel ölçümlerin sınırlı kaldığı noktalarda, daha hızlı, daha tutarlı ve tekrarlanabilir analizler sunmaktır. Ancak bu amaç, algoritmaların klinik bağlamdan kopuk şekilde değerlendirilmesiyle değil; veri kalitesi, model eğitimi ve klinik entegrasyon süreçlerinin birlikte ele alınmasıyla anlam kazanmaktadır.

Tanı ve Görüntülemede Yapay Zekânın Klinik Rolü

Tanı ve görüntüleme, çene cerrahisinin temelini oluşturan aşamalardır. Cerrahi kararların büyük bölümü, radyolojik görüntülerden elde edilen bilgilere dayanır. Bu nedenle görüntü analizi süreçlerinde yapılacak küçük hatalar dahi, cerrahi sonuçları doğrudan etkileyebilir. YZ, bu aşamada cerrahın yerine geçen bir sistem değil; görüntü verisini daha objektif ve kapsamlı şekilde değerlendiren bir yardımcı olarak konumlanmaktadır. (Gao et al., 2025: e946676)

CBCT ve BT görüntüleri, üç boyutlu anatomik bilgi sunmalarına rağmen; manuel segmentasyon ve değerlendirme açısından zaman alıcı ve operatöre bağımlı süreçler gerektirir. YZ tabanlı otomatik analizler, bu süreçleri hızlandırırken aynı zamanda gözden kaçabilecek detayların ortaya çıkarılmasını mümkün kılar. Bu durum, özellikle yoğun klinik pratikte standardizasyon açısından önemlidir.

YZ'nin tanı süreçlerindeki en önemli katkılarından biri, görünür bilginin nicel verilere dönüştürülmesidir. Örneğin, bir lezyonun sınırlarının otomatik olarak belirlenmesi, yalnızca “var/yok” değerlendirmesinden öte; hacimsel büyüklük, sınır düzensizliği ve çevre dokularla ilişkisi gibi

ölçülebilir parametrelerin elde edilmesini sağlar. Bu nicel veriler, cerrahi planlama ve takip süreçlerinde daha tutarlı kararlar alınmasına olanak tanır.

Otomatik Anatomik Segmentasyon ve Klinik Önemi

Anatomik segmentasyon, YZ'nin çene cerrahisindeki en yaygın ve en olgun uygulama alanlarından biridir. Segmentasyon; görüntü verisi üzerinde belirli anatomik yapıların sınırlarının otomatik olarak tanımlanması sürecidir. Bu işlem, üç boyutlu cerrahi planlama, navigasyon ve risk değerlendirmesi için temel bir adımdır. (Song et al., 2020: 2547)

Mandibular Kanal Segmentasyonu

Mandibular kanalın doğru lokalizasyonu, özellikle üçüncü molar cerrahisi, implant uygulamaları ve ortognatik cerrahi açısından kritik öneme sahiptir. Inferior alveoler sinir hasarı, çene cerrahisinin en ciddi komplikasyonlarından biri olup, yaşam kalitesini kalıcı şekilde etkileyebilir.

Derin öğrenme tabanlı segmentasyon modelleri, mandibular kanalın CBCT görüntüleri üzerinde otomatik olarak tespit edilmesini mümkün kılmıştır. Jung ve arkadaşlarının çalışması, CNN tabanlı yaklaşımların mandibular kanal segmentasyonunda yüksek doğruluk ve tutarlılık sağlayabildiğini göstermiştir.⁸ Bu tür modeller, özellikle kanalın kortikal sınırlarının net olmadığı veya anatomik varyasyonların bulunduğu olgularda klinik değer taşımaktadır.

Bununla birlikte, mandibular kanal segmentasyonunun klinikte güvenle kullanılabilmesi için model performansının farklı cihazlar, farklı voxel boyutları ve farklı popülasyonlarda

doğrulanması gereklidir. Aksi takdirde, “otomatik” olarak üretilen hatalı segmentasyonlar, cerrah için yanlış bir güven hissi yaratabilir. (Lee et al., 2024)

Maksiller Sinüs ve Komşu Yapılar

Maksiller sinüs anatomisi, implant cerrahisi ve sinüs lifting prosedürleri açısından önemlidir. YZ tabanlı segmentasyon, sinüs hacminin otomatik ölçümü, mukozal kalınlık değişimlerinin takibi ve anatomik varyasyonların tespiti gibi alanlarda kullanılmaktadır. Bu tür nicel değerlendirmeler, özellikle sinüs patolojilerinin ayırıcı tanısında ve cerrahi risk analizinde katkı sağlayabilir. (Jung et al., 2019: 244–252)

Temporomandibular Eklem (TME) Yapıları

TME, morfolojik ve fonksiyonel olarak karmaşık bir eklemdir. Kondil konturu, fossa yapısı ve eklem aralığı gibi parametrelerin değerlendirilmesi, geleneksel olarak subjektif yorumlara dayanır. YZ tabanlı analizler, kondiler şekil değişikliklerini ve asimetrisi nicel olarak değerlendirme potansiyeline sahiptir. Ancak TME görüntülerinde artefaktlar ve yumuşak doku bileşenlerinin sınırlı görünürlüğü, bu alandaki modeller için önemli zorluklar oluşturmaktadır. (Lee et al., 2024)

Lezyon Tespiti ve Sınıflandırma

Çene kemiklerinde görülen kistik ve neoplastik lezyonların doğru tanısı, cerrahi yaklaşımın belirlenmesi açısından kritik önemdedir. Radyolojik görüntülerde lezyonların sınırları, iç yapısı

ve çevre dokularla ilişkisi değerlendirilirken; YZ bu süreci otomatik ve sistematik hâle getirme potansiyeline sahiptir.

Derin öğrenme tabanlı sınıflandırma modelleri, mandibular kist ve tümörlerin ayırıcı tanısında umut verici sonuçlar ortaya koymuştur. Bu modeller, lezyonların radyografik özelliklerini öğrenerek benign ve malign olasılıklar arasında sınıflandırma yapabilmektedir. Ancak literatürde bildirilen yüksek doğruluk oranlarının büyük bölümü, sınırlı veri setlerine ve retrospektif çalışmalara dayanmaktadır. (Cai et al., 2024: e00287)

Bu noktada önemli bir metodolojik sorun ortaya çıkmaktadır: Lezyon sınıflandırma modelleri, çoğu zaman histopatolojik doğrulama ile eşleştirilmiş yeterli sayıda vaka içermemektedir. Bu durum, klinik uygulamada model çıktılarının dikkatli yorumlanmasını gerektirir. YZ, burada kesin tanı koyan bir sistem değil; klinik şüpheyi yönlendiren bir araç olarak değerlendirilmelidir.

Üç Boyutlu Rekonstrüksiyon ve “Dijital Hasta” Kavramı

YZ destekli segmentasyon ve görüntü analizi, üç boyutlu rekonstrüksiyon süreçlerini de dönüştürmüştür. “Dijital hasta” kavramı, hastanın anatomik yapılarının sanal bir ortamda birebir temsil edilmesini ifade eder. Bu yaklaşım, sanal cerrahi planlama ve hasta-spesifik tedavi stratejileri açısından temel bir bileşendir.

CBCT verilerinden otomatik olarak oluşturulan üç boyutlu modeller, cerrahlara farklı senaryoları deneme ve cerrahi sonuçları önceden görselleştirme imkânı tanır. YZ, bu süreçte manuel müdahale ihtiyacını azaltarak model oluşturma süresini kısaltır. Ancak dijital hasta modellerinin doğruluğu, doğrudan segmentasyon kalitesine bağlıdır.

Bu nedenle, YZ destekli 3B rekonstrüksiyonların klinikte kullanımı öncesinde, model doğruluğunun ve sınırlarının iyi anlaşılması gereklidir. Aksi takdirde, hatalı bir dijital model üzerinden yapılan planlamalar, cerrahi hatalara yol açabilir.

Literatürde Mevcut Kanıtların Eleştirel Değerlendirmesi

YZ'nin tanı ve görüntülemeindeki başarısını değerlendiren çalışmaların büyük bölümü, teknik performans metriklerine (doğruluk, duyarlılık, özgüllük) odaklanmaktadır. Ancak klinik açıdan asıl önemli soru, bu performans artışının hasta sonuçlarına nasıl yansıdığıdır. Mevcut literatürde, YZ destekli görüntü analizlerinin cerrahi komplikasyonları azalttığını veya uzun dönem klinik sonuçları iyileştirdiğini doğrudan gösteren prospektif çalışmalar sınırlıdır.

Ayrıca birçok çalışma, tek merkezli ve homojen veri setlerine dayanmaktadır. Bu durum, modellerin genellenebilirliği konusunda soru işaretleri yaratmaktadır. Klinik entegrasyon öncesinde, çok merkezli doğrulama ve gerçek yaşam verileriyle test edilmesi gereklidir. (Schwendicke, Samek & Krois, 2020: 769–774)

Bu eleştirel bakış, YZ'nin potansiyelini küçümsemek değil; aksine, klinik faydanın sürdürülebilir şekilde ortaya konabilmesi için gerekli bilimsel yaklaşımı vurgulamak amacı taşımaktadır.

Tanı ve Görüntülemede Yapay Zekânın Sınırları

Her ne kadar YZ, tanı ve görüntüleme alanında önemli avantajlar sunsa da belirli sınırlamalar göz ardı edilmemelidir. Görüntü artefaktları, cihazlar arası farklılıklar, veri etiketleme hataları ve nadir patolojilerin yetersiz temsili, model performansını olumsuz etkileyebilir. (Sharma et al., 2024: 220–226)

Ayrıca YZ sistemlerinin sunduğu çıktılar, çoğu zaman “kesin” sonuçlar gibi algılanabilmektedir. Bu durum, özellikle deneyimsiz kullanıcılar için risklidir. Klinik bağlamdan kopuk şekilde yorumlanan YZ çıktıları, hatalı kararların temelini oluşturabilir. Bu nedenle tanı ve görüntüleme aşamasında YZ, mutlaka klinik değerlendirmeyle birlikte kullanılmalıdır.

Çene Cerrahisinde Cerrahi Planlamanın Evrimi

Cerrahi planlama, ağız, diş ve çene cerrahisinde tedavi başarısını belirleyen en kritik aşamalardan biridir. Özellikle ortognatik cerrahi, kraniofasiyal rekonstrüksiyon ve onkolojik rezeksiyonlar gibi kompleks girişimlerde, cerrahi öncesi planlamanın doğruluğu doğrudan fonksiyonel, estetik ve psikososyal sonuçları etkilemektedir. Geleneksel yaklaşımda planlama; iki boyutlu radyografiler, sefalometrik analizler, alçı modeller ve cerrahin klinik deneyimine dayanmaktaydı. Bu yöntemler, dönemin koşullarında etkili olmakla birlikte; üç boyutlu anatomiye sınırlı temsil etmeleri ve cerrahlar arası değişkenliğe açık olmaları nedeniyle belirgin kısıtlılıklar içermektedir.¹³

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

Dijital görüntüleme tekniklerinin gelişmesiyle birlikte cerrahi planlama süreci üç boyutlu bir boyut kazanmış; bilgisayar destekli cerrahi planlama sistemleri (computer-aided surgical planning) klinik pratiğe girmiştir. Ancak bu erken dönem dijital planlama yaklaşımlarında dahi, anatomik segmentasyon ve osteotomi tasarımı büyük ölçüde manuel işlemlerle yürütülmüştür. Yapay zekânın entegrasyonu, bu manuel ve zaman alıcı süreçleri otomatikleştirerek cerrahi planlamanın doğasını köklü biçimde değiştirmiştir. (Pham et al., 2020: 1421–1431)

Yapay Zekâ Destekli Sanal Cerrahi Planlama (Virtual Surgical Planning – VSP)

Sanal cerrahi planlama, CBCT veya BT verilerinden elde edilen üç boyutlu modeller üzerinde cerrahi işlemlerin önceden simüle edilmesini ifade eder. YZ entegrasyonu ile VSP; otomatik anatomik segmentasyon, osteotomi çizgilerinin önerilmesi, segmentlerin ideal konumlarının hesaplanması ve yumuşak doku yanıtlarının tahmin edilmesi gibi ileri fonksiyonlar kazanmıştır.

Bu süreçte YZ, cerrahın yerine karar veren bir mekanizma değil; karmaşık anatomik veriyi anlamlandırarak cerrahın karar sürecini destekleyen bir araç olarak konumlanmaktadır. Özellikle çok sayıda değişkenin aynı anda değerlendirilmesi gereken durumlarda, YZ'nin sunduğu optimizasyon algoritmaları önemli avantajlar sağlamaktadır.

Ortognatik Cerrahide YZ Destekli Planlama

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

Ortognatik cerrahi, YZ destekli sanal planlamanın en yoğun kullanıldığı alanlardan biridir. Maksilla ve mandibulanın konumlandırılması, oklüzyonun sağlanması ve yüz estetiğinin optimize edilmesi; çok boyutlu hedeflerin birlikte değerlendirilmesini gerektirir. Geleneksel yöntemlerde bu hedefler, cerrahın deneyimi ve sezgisiyle dengelenirken; YZ tabanlı sistemler geçmiş vakalardan öğrenilen örüntülerle daha objektif öneriler sunabilmektedir. (Dot et al., 2022: 3639–3648)

Yumuşak doku simülasyonları, özellikle hasta beklentilerinin yönetilmesinde kritik rol oynar. Generative Adversarial Networks (GAN) gibi üretken modeller, cerrahi sonrası yüz görünümünü daha gerçekçi şekilde simüle edebilmekte; ancak bu simülasyonların olasılıksal doğası hastaya açıkça anlatılmalıdır. Aksi hâlde, simülasyon çıktıları “kesin sonuç” gibi algılanarak etik sorunlara yol açabilir.

Rekonstrüktif ve Onkolojik Cerrahide Planlama

Onkolojik rezeksiyonlar sonrası rekonstrüksiyon, fonksiyonel ve estetik hedeflerin aynı anda sağlanmasını gerektirir. YZ destekli planlama, rezeksiyon sınırlarının belirlenmesi, flep tasarımı ve hasta-spesifik plakların konumlandırılmasında cerraha önemli kolaylıklar sunar. Özellikle fibula serbest flebi gibi kompleks rekonstrüksiyonlarda, sanal planlama ile operasyon süresi ve intraoperatif belirsizlikler azaltılabilmektedir.

İntraoperatif Navigasyon Sistemleri ve Yapay Zekâ

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

İntraoperatif navigasyon sistemleri, cerrahi aletlerin uzaydaki konumunu hastanın görüntü verisiyle eşleştirerek gerçek zamanlı geri bildirim sağlar. Bu sistemler, özellikle anatomik sınırların net olmadığı veya hayati yapıların yakın komşuluğunda çalışılması gereken durumlarda cerrahi güvenliği artırır.

YZ ile Güçlendirilmiş Navigasyon

Klasik navigasyon sistemleri, önceden tanımlanmış anatomik referanslara dayanırken; YZ destekli sistemler anatomik varyasyonlara uyum sağlayabilme potansiyeline sahiptir. Gerçek zamanlı veri akışı üzerinden sapmaları algılayabilen ve cerraha uyarılar verebilen sistemler, özellikle sinir ve damar yaralanması riskini azaltma açısından önemlidir.

Temporomandibular eklem cerrahisi, kompleks maksiller cerrahiler ve hasta-spesifik implant yerleştirme işlemleri, YZ destekli navigasyonun klinik değerinin belirgin olduğu alanlardır. Ancak bu sistemlerin doğruluğu, kayıt kalitesi ve veri bütünlüğü ile doğrudan ilişkilidir.

Robotik ve Yarı-Otonom Cerrahi Sistemler

Robotik cerrahi sistemler, tekrarlanabilir görevlerde yüksek hassasiyet sunarak insan elinin fizyolojik sınırlamalarını aşmayı hedefler. Çene cerrahisinde robotik uygulamalar; otomatik drillleme, kemik osteotomisi ve implant yerleştirme gibi işlemlerde giderek daha fazla gündeme gelmektedir. (Dot et al., 2022: 3639–3648)

YZ entegrasyonu, robotik sistemlerin yalnızca komutları uygulayan mekanik yapılar olmaktan çıkıp, çevresel geri bildirimlere uyum sağlayabilen öğrenen sistemler hâline gelmesini sağlamıştır. Kuvvet, açı ve hız gibi parametrelerin gerçek zamanlı optimize edilmesi, cerrahi travmanın azaltılmasına katkı sağlayabilir. (Andras et al., 2019: 2359–2366)

Tam otonom cerrahi, etik ve hukuki nedenlerle kısa vadede sınırlı bir uygulama alanına sahiptir. Bu nedenle çene cerrahisinde daha gerçekçi olan yaklaşım, yarı-otonom sistemlerdir. Bu sistemlerde cerrah kontrolü elinde tutar; YZ ise güvenlik katmanı ve karar destek mekanizması olarak görev yapar.¹⁶

Yarı-otonom sistemler, özellikle mikrocerrahi hassasiyet gerektiren işlemlerde insan hatasını azaltma potansiyeline sahiptir. Ancak bu potansiyelin klinik faydaya dönüşebilmesi için kapsamlı eğitim ve standartlaşma gereklidir.

YZ Destekli 3D Baskı ve Hasta-Spesifik Üretim

Üç boyutlu baskı teknolojileri, çene cerrahisinde cerrahi rehberlerin ve splintlerin üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. YZ, bu süreçte otomatik tasarım ve optimizasyon sağlayarak üretim süresini kısaltır. Özellikle implant cerrahisinde kullanılan cerrahi kılavuzlar, YZ destekli planlama ile daha yüksek doğruluk sunabilir.

Rekonstrüktif cerrahide hasta-spesifik plaklar, anatomik uyum ve stabilite açısından önemli avantajlar sunar. YZ, biomekanik davranışın önceden tahmin edilmesini ve tasarımın buna göre

optimize edilmesini mümkün kılar. Bu durum hem fonksiyonel sonuçları hem de uzun dönem stabiliteyi olumlu yönde etkileyebilir.

Klinik Senaryo Tabanlı Değerlendirme

YZ destekli cerrahi planlama ve navigasyonun klinik değerini anlamanın en etkili yollarından biri, senaryo tabanlı değerlendirmelerdir. Örneğin mandibular üçüncü molar cerrahisinde, YZ ile otomatik segmentasyon ve navigasyon kullanımı; inferior alveoler sinir hasarı riskini azaltabilir. (Cipriano et al., 2022: 11500–11510)

Benzer şekilde, ortognatik cerrahide sanal planlama ve YZ destekli splint üretimi, postoperatif oklüzyon stabilitesini artırabilir.

Bu senaryolar, YZ'nin tek başına mucizevi çözümler sunmadığını; doğru hasta seçimi, doğru veri ve doğru klinik entegrasyon ile anlamlı fayda sağladığını göstermektedir.

Cerrahi Planlama ve Navigasyonda Yapay Zekânın Sınırları

YZ destekli cerrahi planlama ve navigasyon sistemleri, yüksek teknolojik altyapı gerektirir. Donanım maliyetleri, yazılım lisansları ve eğitim gereksinimleri, özellikle düşük kaynaklı merkezler için önemli bir engel oluşturmaktadır. Ayrıca planlama sürecinde kullanılan algoritmaların “kara kutu” doğası, bazı cerrahlar için güven sorunu yaratabilmektedir.

Bir diğer önemli sınırlama, yumuşak doku yanıtlarının tam olarak öngörülememesidir. Özellikle ortognatik cerrahide estetik

sonuçlar, bireysel biyolojik farklılıklardan etkilenir ve YZ modelleri bu değişkenliği her zaman yeterince temsil edemez.

Prognostik Modeller, Etik ve Hukuki Boyutlar, Gelecek Perspektifleri ve Sonuç

Cerrahi girişimlerin başarısı yalnızca intraoperatif teknik doğrulukla değil, aynı zamanda postoperatif iyileşme süreci, komplikasyon gelişimi ve uzun dönem fonksiyonel–estetik sonuçlarla değerlendirilmektedir. Bu bağlamda, cerrahi sonuçların öngörülmesi ağız, diş ve çene cerrahisi (ADÇC) pratiğinde giderek daha fazla önem kazanmaktadır. Yapay zekâ (YZ), geniş klinik veri setleri üzerinde örüntü tanıma yeteneği sayesinde, geleneksel istatistiksel yöntemlerle yakalanması güç olan çok değişkenli ilişkileri ortaya koyabilmektedir.

Prognostik modeller; hasta özellikleri, cerrahi parametreler ve radyolojik verileri birlikte değerlendirerek, belirli bir klinik sonucun ortaya çıkma olasılığını hesaplamayı amaçlar. Bu modellerin temel klinik katkısı, cerrahın karar verme sürecini “olasılık temelli” bir zemine oturtmasıdır. Böylece cerrah, belirli bir girişimin potansiyel fayda ve risklerini daha nesnel şekilde tartışabilir.

Ortognatik Cerrahide Sonuç Tahmini

Ortognatik cerrahi, prognostik modellemenin en anlamlı klinik karşılık bulduğu alanlardan biridir. Bu cerrahi girişimler; iskeletsel düzeltmelerin yanı sıra, yüz estetiği, oklüzyon stabilitesi ve hasta memnuniyeti gibi çok boyutlu çıktılar üretir. Geleneksel

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

yaklaşımlarda, bu sonuçların öngörüsü büyük ölçüde cerrahın deneyimine dayanmaktadır.

YZ tabanlı modeller, preoperatif fotoğraflar, sefalometrik ölçümler, CBCT verileri ve demografik bilgileri bir arada kullanarak cerrahi sonrası yüz görünümünü ve oklüzyon stabilitesini tahmin edebilmektedir. Özellikle üretken modeller (ör. Generative Adversarial Networks), cerrahi sonrası yumuşak doku değişimlerini görsel olarak simüle etme potansiyeline sahiptir. Bu simülasyonlar, hasta iletişimi ve bilgilendirilmiş onam sürecinde değerli bir araç olabilir. (Dot et al., 2022: 3639–3648)

Ancak bu noktada önemli bir metodolojik ve etik sınır bulunmaktadır. Yumuşak doku yanıtı, bireysel biyolojik özelliklerden, kas tonusundan ve iyileşme dinamiklerinden etkilenir. Dolayısıyla YZ tarafından üretilen simülasyonlar, kesin sonuçlar değil; olasılıksal tahminlerdir. Klinik uygulamada bu ayrımın net şekilde korunması, hasta beklentilerinin yönetilmesi açısından kritiktir.

Komplikasyon Risk Değerlendirmesi

Postoperatif komplikasyonlar, çene cerrahisinin en önemli morbidite kaynakları arasında yer alır. Enfeksiyon, kanama, sinir hasarı, yara yeri problemleri ve greft başarısızlığı gibi komplikasyonlar; hasta faktörleri ve cerrahi teknikle doğrudan ilişkilidir. YZ tabanlı komplikasyon risk modelleri, bu çok sayıda değişkeni aynı anda değerlendirerek bireysel risk profilleri oluşturmayı amaçlamaktadır. (Vazquez et al., 2022: 354–361)

Makine öğrenmesi modelleri; yaş, sigara kullanımı, sistemik hastalıklar, cerrahi süresi ve kan kaybı gibi parametreleri kullanarak komplikasyon olasılıklarını hesaplayabilmektedir. Literatürde, bu tür modellerin belirli komplikasyonları öngörmeye geleneksel yöntemlere kıyasla daha yüksek doğruluk sunduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır. Bununla birlikte, bu çalışmaların büyük bölümü retrospektif tasarımıdır ve sınırlı hasta sayısına sahiptir. (Vazquez et al., 2022: 354–361)

Klinik açıdan önemli olan nokta, bu modellerin cerrahın kararını ikame etmemesi; riskli hastaların önceden tanımlanarak koruyucu stratejilerin planlanmasına olanak tanımasıdır. Örneğin yüksek enfeksiyon riski taşıyan bir hastada, antibiyotik profilaksisi veya cerrahi yaklaşım yeniden değerlendirilebilir.

İmplant Başarısı ve Kemik İyileşme Tahmini

Dental implantoloji ve rekonstrüktif cerrahi, kemik iyileşmesinin başarısına doğrudan bağlıdır. İmplant sağkalımı; kemik kalitesi, implant tasarımı, cerrahi teknik ve hastaya ait sistemik faktörlerin etkileşimiyle belirlenir. YZ, bu karmaşık etkileşimleri modelleyerek implant başarısını öngörmeye yönelik araçlar sunmaktadır. (Macri et al., 2024: 778)

Radyografik verilerden kemik yoğunluğu ve kemik seviyesi değişimlerinin otomatik analizi, erken başarısızlık riskinin saptanmasında yardımcı olabilir. Ayrıca seri CBCT görüntülerinin zaman içinde değerlendirilmesi, kemik rejenerasyon hızının ve kalitesinin nicel olarak izlenmesini mümkün kılar. Bu tür prognostik

yaklaşımlar, kişiselleştirilmiş implant planlaması açısından önemli bir potansiyel taşımaktadır.²⁰

Ancak implant başarısını öngören YZ modellerinin klinikte rutin kullanıma girebilmesi için uzun dönem takip verileri ve çok merkezli doğrulama çalışmaları gereklidir. Aksi hâlde model performansı, sınırlı veri setleriyle olduğundan yüksek görünebilir. (Macri et al., 2024: 778)

Patolojik Durumlarda Uzun Dönem Prognoz

Çene kemiklerinde görülen kistik ve neoplastik lezyonların yönetiminde, nüks riski ve uzun dönem fonksiyonel sonuçlar önemli belirleyicilerdir. YZ tabanlı zaman serisi modelleri, seri radyolojik ve klinik verileri analiz ederek nüks olasılığını ve hastalık seyrini tahmin etme potansiyeline sahiptir. (Cai et al., 2024: e00287)

Tekrarlayan sinir ağları (recurrent neural networks, RNN) ve benzeri mimariler, zaman içinde değişen verileri işleyebilme yeteneği sayesinde uzun dönem takip süreçlerinde kullanılabilir. Bu yaklaşım, klinik kaynakların daha etkin dağıtılmasına ve yüksek riskli hastaların daha yakından izlenmesine olanak tanıyabilir. Ancak bu alandaki çalışmalar henüz erken aşamadadır ve klinik kanıt düzeyi sınırlıdır. (Pham et al., 2020: 1421–1431)

Etik Boyutlar: Hasta Otonomisi, Güven ve Algoritmik Önyargı

YZ'nin ADÇC'de artan kullanımı, beraberinde önemli etik soruları da gündeme getirmektedir. Bu soruların başında hasta

otonomisi gelmektedir. YZ destekli tanı ve tedavi planlarının, hastaya açık ve anlaşılır bir şekilde anlatılması; modelin sınırlamalarının ve olasılıksal doğasının vurgulanması gereklidir. (Liu, Luo, Xu, Li & Shi, 2017: 63–73)

Algoritmik önyargı (bias), YZ sistemlerinin en önemli etik risklerinden biridir. Eğitim verilerindeki demografik dengesizlikler, belirli hasta gruplarında yanlış tahmin oranlarının artmasına neden olabilir. Bu durum, sağlık hizmetlerinde eşitsizliği derinleştirme potansiyeline sahiptir. Bu nedenle YZ modellerinin performansı, farklı hasta alt gruplarında ayrı ayrı değerlendirilmelidir. (Dot et al., 2022: 3639–3648) (Andras et al., 2019: 2359–2366) (Obermeyer et al., 2019: 447–453)

Bir diğer etik mesele, klinik güven duygusudur. YZ çıktılarının “bilimsel” veya “nesnel” olarak algılanması, kullanıcıda aşırı güvene yol açabilir. Bu nedenle YZ sistemlerinin, cerrahın klinik yargısını destekleyen ancak onun yerini almayan araçlar olduğu net şekilde vurgulanmalıdır.(ESOMS, 2021: 4317–4324)

Hukuki ve Regülasyonel Çerçeve

YZ’nin klinik kullanımı, hukuki sorumluluk ve regülasyon konularını da gündeme getirmektedir. YZ destekli bir sistemin önerisi doğrultusunda alınan yanlış bir kararın sorumluluğu kime aittir? Mevcut yasal çerçevede, klinik kararın nihai sorumluluğu hekimdedir. YZ sistemleri, yardımcı araçlar olarak değerlendirilmektedir. (Char, Shah & Magnus, 2018: 981–983)

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

Bu durum, YZ'nin klinikte kullanımında açık görev tanımları ve kullanım protokollerinin gerekliliğini ortaya koymaktadır. Avrupa Birliği ve çeşitli meslek kuruluşları, YZ uygulamaları için etik ve hukuki rehberler yayınlamaya başlamıştır. Bu rehberler, şeffaflık, izlenebilirlik ve hesap verebilirlik ilkelerini ön plana çıkarmaktadır. (ESOMS, 2021: 4317–4324)

Gelecek Perspektifleri: Öngörücü, Kişiselleştirilmiş ve İşbirlikçi Cerrahi

YZ'nin ADÇC'deki geleceği, kişiselleştirilmiş ve öngörücü cerrahi yaklaşımlar etrafında şekillenecektir. Radyomik özelliklerin, klinik parametrelerin ve potansiyel olarak genomik verilerin entegre edilmesi; her hasta için özgün risk profilleri ve tedavi planları oluşturulmasını mümkün kılacaktır. (Joda et al., 2020: 769–778)

Federatif öğrenme gibi gizlilik-koruyucu yaklaşımlar, çok merkezli veri işbirliğini kolaylaştırarak daha genellenebilir modellerin geliştirilmesine katkı sağlayacaktır. Ayrıca artırılmış gerçeklik ve sanal gerçeklik teknolojileri ile entegre YZ sistemleri, hem cerrahi eğitimde hem de intraoperatif rehberlikte önemli yenilikler sunacaktır. (ESOMS, 2021: 4317–4324)

Bununla birlikte, YZ okuryazarlığı cerrahlar için temel bir yetkinlik hâline gelecektir. Geleceğin çene cerrahı, yalnızca cerrahi tekniklere değil; aynı zamanda kullandığı dijital araçların sınırlamalarına ve etik boyutlarına da hâkim olmak zorunda olacaktır. (Joda et al., 2020: 769–778)

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

Sonuç

Yapay zekâ, ağız, diş ve çene cerrahisinde tanıdan cerrahi planlamaya, intraoperatif destekten sonuç tahminine kadar geniş bir uygulama alanı sunmaktadır. Otomatik segmentasyon, sanal cerrahi planlama, navigasyon ve prognostik modelleme gibi uygulamalar; hasta güvenliğini artırma ve tedavi sonuçlarını iyileştirme potansiyeline sahiptir.

Ancak YZ'nin klinik değeri, yalnızca teknik performansıyla değil; etik, hukuki ve metodolojik sorumluluklarla dengeli biçimde ele alındığında ortaya çıkmaktadır. YZ, çene cerrahisinin geleceğinde merkezi bir rol oynayacak olsa da, bu rol cerrahin klinik yargısını ikame eden değil; onu güçlendiren bir yapı olarak konumlanmalıdır.

Kaynakça

Litjens, G., Kooi, T., Bejnordi, B. E., Setio, A. A., Ciompi, F., Ghafoorian, M., ... Sánchez, C. I. (2017). A survey on deep learning in medical image analysis. *Medical Image Analysis*, 42, 60–88. <https://doi.org/10.1016/j.media.2017.07.005>

Topol, E. J. (2019). High-performance medicine: The convergence of human and artificial intelligence. *Nature Medicine*, 25(1), 44–56. <https://doi.org/10.1038/s41591-018-0300-7>

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

Rieke, N., Hancox, J., Li, W., Milletari, F., Roth, H. R., Albarqouni, S., ... Kaissis, G. (2020). The future of digital health with federated learning. *npj Digital Medicine*, 3(1), 119. <https://doi.org/10.1038/s41746-020-00323-1>

Sharma, R., Verma, P., Singh, A., et al. (2024). Artificial intelligence in oral and maxillofacial surgery: Current applications and future perspectives. *Journal of Oral Osteology and Oral Oncology*, 10(3), 220–226. <https://doi.org/10.18231/j.joooo.2024.050>

Char, D. S., Shah, N. H., & Magnus, D. (2018). Implementing machine learning in health care—Addressing ethical challenges. *New England Journal of Medicine*, 378(11), 981–983.

Liu, Q., Yap, P.-T., Kuang, T., Xia, J. J., Lian, C., Chen, X., Xiao, D., Chen, X., Deng, H., Gateno, J., & Ma, L. (2021). SkullEngine: A multi-stage CNN framework for collaborative CBCT image segmentation and landmark detection. In *Machine Learning in Medical Imaging (MLMI)* (Vol. 12966, pp. 606–614). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-030-87589-3_62

Song, Y., Qiao, X., Iwamoto, Y., & Chen, Y.-W. (2020). Automatic cephalometric landmark detection on X-ray images using a deep-learning method. *Applied Sciences*, 10(7), 2547. <https://doi.org/10.3390/app10072547>

Jung, J., Lee, J. H., Kim, S. Y., Kim, Y. J., & Choi, S. H. (2019). Automated segmentation of the mandibular canal using deep convolutional neural networks. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral*

Pathology and Oral Radiology, 127(3), 244–252. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2018.10.008>

Lee, C., Lee, J., Mandava, S., Fung, M., Choi, Y. J., Jeon, K. J., & Han, S. S. (2024). Deep learning image enhancement for confident diagnosis of TMJ osteoarthritis in zero-TE MR imaging. *Dentomaxillofacial Radiology*, 53, twae063. <https://doi.org/10.1093/dmfr/twae063>

Cai, X., Zhang, H., Wang, Y., Zhang, J., & Li, T. (2024). Digital pathology-based artificial intelligence models for differential diagnosis and prognosis of sporadic odontogenic keratocysts. *International Journal of Oral Science*, 16(1). <https://doi.org/10.1038/s41368-024-00287-y>

Schwendicke, F., Samek, W., & Krois, J. (2020). Artificial intelligence in dentistry: Chances and challenges. *Journal of Dental Research*, 99(7), 769–774. <https://doi.org/10.1177/0022034520915710>

Cipriano, M., Pellacani, A., Minafra, P., et al. (2022). Deep segmentation of the mandibular canal: A new 3D annotated dataset of CBCT volumes. *IEEE Access*, 10, 11500–11510. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3144840>

Pham, T. C., Tran, T., Pham, H., Venkatesh, S., & Hoang, N. D. (2020). Artificial intelligence in dental research: Basics and applications. *Journal of Dental Research*, 99(13), 1421–1431. <https://doi.org/10.1177/0022034520953446>

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

Dot, G., Schouman, T., Gajny, L., Dubois, G., & Rouch, P. (2022). Fully automatic segmentation of craniomaxillofacial CT scans for computer-assisted orthognathic surgery planning using the nnU-Net framework. *European Radiology*, 32(6), 3639–3648. <https://doi.org/10.1007/s00330-021-08455-y>

Andras, I., Mazzone, E., Crisan, N., et al. (2019). Artificial intelligence and robotics: A combination that is changing the operating room. *World Journal of Urology*, 38(10), 2359–2366. <https://doi.org/10.1007/s00345-019-03037-6>

Liu, H. H., Luo, E., Xu, C. W., Li, L. J., & Shi, B. (2017). Robotic surgical systems in maxillofacial surgery: A review. *International Journal of Oral Science*, 9(2), 63–73. <https://doi.org/10.1038/ijos.2017.24>

Vazquez, M., et al. (2022). Machine learning models for predicting postoperative complications in maxillofacial surgery: A systematic review. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 50(4), 354–361. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2021.12.003>

Nguyen, T. Q., & Kim, Y. J. (2023). The role of artificial intelligence in robotic oral and maxillofacial surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 52(6), 677–686. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2023.02.005>

Obermeyer, Z., Powers, B., Vogeli, C., & Mullainathan, S. (2019). Dissecting racial bias in an algorithm used to manage the health of populations. *Science*, 366(6464), 447–453.

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

Macrì, M., D’Albis, V., D’Albis, G., et al. (2024). The role and applications of artificial intelligence in dental implant planning: A systematic review. *Bioengineering*, 11(8), 778. <https://doi.org/10.3390/bioengineering11080778>

European Society of Oral and Maxillofacial Surgeons. (2021). Ethical guidelines for AI implementation in oral surgery practice. *Clinical Oral Investigations*, 25(12), 4317–4324. <https://doi.org/10.1007/s00784-021-03911-6>

Hwang, J.-J., Cho, B.-H., Heo, M.-S., & Jung, Y.-H. (2019). An overview of deep learning in the field of dentistry. *Imaging Science in Dentistry*, 49(1), 1. <https://doi.org/10.5624/isd.2019.49.1.1>

Czako, L., Suflarsky, B., Simko, K., Sovis, M., Vidova, I., Farska, J., Lifková, M., Hamar, T., & Galis, B. (2024). Exploring the practical applications of artificial intelligence, deep learning, and machine learning in maxillofacial surgery: A comprehensive analysis of published works. *Bioengineering*, 11(7), 679. <https://doi.org/10.3390/bioengineering11070679>

Lakhotia, S., Godrej, H., Kaur, A., Nutakki, C. S., Mun, M., Eber, P., & Celi, L. A. (2025). Machine learning in dentistry: A scoping review. *PLOS Digital Health*, 4(7), e0000940. <https://doi.org/10.1371/journal.pdig.0000940>

Gao, S., Wang, X., Xia, Z., Zhang, H., Yu, J., & Yang, F. (2025). Artificial intelligence in dentistry: A narrative review of diagnostic and therapeutic applications. *Medical Science Monitor*, 31. <https://doi.org/10.12659/MSM.946676>

Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

Joda, T., Bornstein, M. M., Jung, R. E., Ferrari, M., Waltimo, T., & Zitzmann, N. U. (2020). Recent trends and future direction of artificial intelligence in dentistry. *Journal of Dental Research*, 99(7), 769–778.

BÖLÜM 2

DİŞ HEKİMLİĞİNDE DENTAL İMPLANT SİSTEMLERİ TARİHSEL GELİŞİM, TASARIM ÖZELLİKLERİ VE KLİNİK YAKLAŞIMLAR

MUHAMMET BAHATTİN BİNGÜL
MUHAMMED ALİ UÇAR

Giriş

Diş kaybı; çiğneme fonksiyonu, fonasyon, estetik ve yaşam kalitesi üzerinde olumsuz etkiler oluşturan önemli bir klinik sorundur. Bu kayıpların telafi edilmesine yönelik arayışlar, dental implantolojinin tarihsel gelişimini şekillendirmiştir. Günümüzde dental implantlar, yüksek başarı oranları ve öngörülebilir klinik sonuçları sayesinde diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda temel tedavi seçenekleri arasında yer almaktadır.

Dental implantoloji; biyoloji, biyomekanik, materyal bilimi ve cerrahi disiplinlerin kesişiminde gelişen çok yönlü bir alandır. Erken dönem implant uygulamaları büyük ölçüde mekanik prensiplere dayanmakla birlikte, titanyumun biyouyumluluğunun keşfi ve osseointegrasyon kavramının tanımlanmasıyla implant-kemik ilişkisinin biyolojik temelleri ortaya konmuştur. Bu gelişme, implant tedavilerinin deneysel uygulamalardan bilimsel temellere dayalı klinik protokollere dönüşmesini sağlamıştır.

Osseointegrasyon temelli yaklaşımların benimsenmesiyle birlikte implant tasarımları, yüzey özellikleri ve yerleşim stratejileri önemli ölçüde çeşitlenmiştir. Endosseöz, subperiosteal, transosseöz, zigomatik ve pterigoid implant sistemleri; farklı anatomik ve klinik gereksinimlere yanıt vermek amacıyla geliştirilmiştir. Bu bölümde, dental implant sistemlerinin tarihsel gelişimi, temel tasarım özellikleri ve klinik yaklaşımları literatür ışığında özetlenmektedir.

20. Yüzyıl Öncesinde Dental İmplantolojiye Genel Bakış

Diş kayıplarının fonksiyonel olarak telafi edilmesine yönelik girişimlerin, modern implantolojinin ortaya çıkışından çok daha önce farklı uygarlıklarda uygulandığı bilinmektedir [1]. Arkeolojik veriler ve yazılı tarihsel kaynaklar, antik dönemlerde dişlerin stabilize edilmesi veya replase edilmesi amacıyla altın tellerin kullanıldığını ortaya koymaktadır [2]. Aynı dönemde kemik ve fildişi gibi doğal materyallerin de diş replasmanı amacıyla tercih edildiği bildirilmiştir [3]. Bu erken dönem uygulamaları, biyolojik iyileşme mekanizmaları henüz bilinmeden geliştirilen ve büyük ölçüde mekanik temelli çözümler olarak değerlendirilmektedir [1]. Dolayısıyla bu girişimlerin, günümüzde tanımlanan osseointegrasyon kavramından ziyade deneysel ve ampirik yaklaşımlar çerçevesinde şekillendiği kabul edilmektedir [2,3]. Dental

¹¹ DOC.DR.MUHAMMET BAHATTİN BİNGÜL HARRAN ÜNİVERSİTESİ AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ 0000-0002-6581-2363

ARŞ. GÖR. MUHAMMED ALİ UÇAR HARRAN ÜNİVERSİTESİ AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ 0009-0009-1201-4104

implantoloji alanında bilimsel düşüncenin gelişmeye başlaması, 18. yüzyılda John Hunter'ın canlı dokular ile diş yapıları arasındaki biyolojik etkileşimi inceleyen çalışmalarıyla ivme kazanmıştır [1]. Hunter'ın gözlemleri, implant materyali ile canlı doku arasındaki ilişkinin yalnızca mekanik bir bağlanmadan ibaret olmadığını, aynı zamanda biyolojik boyutlar da içerdiğini göstermiştir [2]. Bu bulgular, ilerleyen yıllarda yapılacak implant biyolojisi araştırmaları için önemli bir kavramsal temel oluşturmuştur [3]. Bununla birlikte 19. yüzyılda gerçekleştirilen erken metal implant ve endosseöz uygulamaların, biyouyumluluk kavramının yeterince anlaşılammış olması nedeniyle öngörülebilir klinik sonuçlar sağlayamadığı bildirilmektedir [1,2]. Bu dönem, modern dental implantolojinin bilimsel temellerinin atılmasına zemin hazırlayan bir geçiş süreci olarak değerlendirilmektedir [3].

20. Yüzyılda Dental İmplantolojide Deneysel ve Yapısal Dönüşüm

20.Yüzyılın ilk yarısında dental implantoloji, biyomateryallerin kemik dokusu ile etkileşiminin araştırıldığı deneysel bir gelişim sürecinden geçmiştir [4]. Bu dönemde ortopedik cerrahide kullanılan kobalt-krom alaşımlarının dental alanda denenmesi, metal implantların kemik içerisinde mekanik stabilite sağlayabileceğini ortaya koymuştur [4]. Bu gelişme, implant materyallerine yönelik bilimsel ilginin artmasına katkı sağlamıştır [5]. Aynı zamanda kemik ile temas eden yüzey alanını artırmayı amaçlayan silindirik, spiral ve yivli implant tasarımları geliştirilmiştir [4]. Bu tasarımların, kemiğin implant yüzeyine tutunmasını iyileştirmeyi hedeflediği bildirilmektedir [5]. Araştırmaların ilerlemesiyle birlikte, kemik içerisine yerleştirilen implantlara alternatif olarak subperiosteal implant konsepti gündeme gelmiştir [4]. Alveoler kret morfolojisine uyum sağlayacak şekilde tasarlanan bu implantlar, ölçü alma teknikleri ve destek elemanları açısından farklı araştırmacılar tarafından modifiye edilmiştir [6]. Ancak subperiosteal implantların uzun dönem biyolojik stabilitelerinin değişkenlik göstermesi, bu tasarımların klinik öngörülebilirliğini sınırlayan temel faktörlerden biri olarak değerlendirilmiştir [4,6].

1960'lı ve 1970'li yıllar, dental implant tasarımlarında çeşitliliğin belirgin biçimde arttığı bir dönem olarak tanımlanmaktadır [4]. Bu süreçte spiral ve vida formundaki implantların yanı sıra, dar alveoler kretlerde kullanım amacıyla geliştirilen bıçak tipi (blade) implantların klinik uygulamaya girdiği bildirilmektedir [5]. Ayrıca posterior mandibulada stabiliteyi artırmak amacıyla ramus bölgesinden ankraj alan implant tasarımlarının literatürde tanımlandığı belirtilmektedir [6]. Aynı dönemde vitreous karbon implantlar, intramukozal insertler ve transosseöz implant sistemleri de tanımlanmış ve klinik olarak denenmiştir [7,8]. Ancak bu sistemlerin büyük bir bölümünün, uzun dönem biyolojik uyum ve klinik başarı açısından sınırlı sonuçlar sunduğu rapor edilmiştir [4,9]. Buna rağmen söz konusu tasarımların, modern endosseöz implant sistemlerinin geliştirilmesi için önemli bir deneysel ve kavramsal altyapı oluşturduğu kabul edilmektedir [4,5].

Titanyum İmplantlar ve Osseointegrasyon Kavramının Gelişimi

Dental implantolojide bilimsel anlamda bir dönüm noktası, titanyumun kemik dokusu ile kurduğu özgün biyolojik ilişkinin deneysel olarak ortaya konulmasıyla gerçekleşmiştir [12]. Bu sürecin temelini oluşturan bulguların, Brånemark ve çalışma arkadaşlarının 1950'li yıllarda yürüttüğü deneysel araştırmalara dayandığı bildirilmektedir [10,12,13]. Başlangıçta kan

dolaşımını incelemek amacıyla deney hayvanlarına yerleştirilen titanyum odacıkların, belirli bir süre sonunda kemik dokusundan ayrılmadan stabil biçimde kaldığının gözlemlenmesi, metal-kemik ara yüzeyine ilişkin mevcut kabulleri sorgulatmıştır [12]. İmplantların çıkarılmaya çalışılması sırasında kırıkların implant yüzeyinde değil, çevreleyen kemik dokusunda meydana gelmesi, titanyumun biyolojik uyumluluğunu açık biçimde ortaya koymuştur [12,13].

Bu deneysel gözlemlerin ilerleyen yıllarda dental implantoloji alanına aktarıldığı ve Brånemark tarafından iki aşamalı cerrahi protokole dayanan, kök formda ve yivli titanyum implant sisteminin geliştirildiği bildirilmektedir [10]. Saf titanyumdan üretilen ve “fixture” olarak adlandırılan bu implantların, ilk klinik uygulamalarında özellikle mandibulada umut verici sonuçlar sunduğu belirtilmiştir [11]. Yaklaşık altı aylık bir iyileşme süresinin ardından implantların fonksiyonel yükleri tolere edebilmesi, implant tedavisinin bilimsel temellere dayandırılmasını sağlamıştır [10].

Bu çalışmalar doğrultusunda osseointegrasyon kavramının tanımlandığı ve implant başarısının temel biyolojik mekanizması olarak kabul edildiği bildirilmektedir [12]. Osseointegrasyonun, implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında ara bağ dokusu bulunmaksızın gelişen ve fonksiyonel yükler altında sürdürülebilen bir bütünleşme süreci olarak tanımlandığı ifade edilmiştir [10]. Bu yaklaşım, implant-kemik ilişkisinin yalnızca mekanik bir tutunmadan ibaret olmadığını, kontrollü cerrahi uygulamalar ve uygun biyolojik koşullar altında gelişen dinamik bir iyileşme süreci olduğunu ortaya koymuştur [12].

İlk klinik uygulamalarda implant tasarımlarının ağırlıklı olarak silindirik formda geliştirildiği, ilerleyen yıllarda ise konik geometrilere sahip implantların klinik kullanıma girdiği belirtilmektedir [3,14]. Brånemark sistemini takiben Titanyum plazma sprej (TPS), Stryker, Intramobile Zylinder (IMZ) implant sistemi ve Core-Vent gibi farklı titanyum esaslı implant sistemlerinin tanıtıldığı bildirilmektedir [3,15]. Bu gelişmelerle birlikte implant tasarımı ve yüzey özelliklerinin osseointegrasyon üzerindeki etkilerinin daha ayrıntılı biçimde araştırılmaya başlandığı vurgulanmaktadır [16].

İmplant-kemik ara yüzeyinde mekanik stabiliteyi artırmak amacıyla geliştirilen bazı sistemlerde, implant gövdesine yivli yapılar ve farklı abutment bağlantı tasarımlarının eklendiği ifade edilmektedir [15]. Bu kapsamda tanıtılan Screw-Vent implantın hidroksiapatit kaplamalı yüzeyiyle kemik adaptasyonunu hızlandırmayı hedeflediği bildirilmiştir [17]. Swede-Vent implant sisteminin ise eksternal altıgen bağlantı tasarımıyla dikkat çektiği belirtilmektedir [18]. Bu tasarımları izleyen süreçte Bio-Vent ve Micro-Vent gibi farklı implant sistemlerinin geliştirilerek klinik uygulamalara dâhil edildiği rapor edilmiştir [15].

1980’li yıllarda titanyum alaşımdan üretilmiş kök form implantların yaygınlaşmasıyla birlikte, hidroksiapatit kaplamalı alternatif implant sistemlerinin de klinik kullanıma sunulduğu bildirilmektedir [16]. Aynı dönemde Intramobile Zylinder (IMZ) implant sisteminin, titanyum yüzey spreji ile kaplanmış gövdesi ve fizyolojik hareketi taklit etmeyi amaçlayan intramobil elemanlarıyla öne çıktığı ifade edilmiştir [3,17]. Sentetik hidroksiapatit esaslı materyallerin geliştirilmesiyle Integral İmplant Sistemi ve plazma sprej kaplamalı Titanyum plazma sprej (TPS) implantları gibi farklı sistemlerin tanıtıldığı, güncel araştırmaların ise implant

yüzeylerinde biyolojik ajanların ve fonksiyonel kaplamaların kullanımına odaklandığı belirtilmektedir [3,16,18,19].

Dental İmplant Yüzeyleri ve Kaplamalarına Genel Yaklaşım

Dental implant yüzeylerinde uygulanan modifikasyonların temel amacının, kemik–implant ara yüzeyindeki biyolojik etkileşimi optimize ederek osseointegrasyon sürecini hızlandırmak ve uzun dönem stabiliteyi artırmak olduğu kabul edilmektedir [20]. İmplant yüzeyinin, canlı dokularla doğrudan temas hâlinde olan tek yapı olması nedeniyle, çevre dokuların biyolojik yanıtını ve mekanik yüklerin kemiğe iletim şeklini belirleyen kritik bir faktör olduğu bildirilmektedir [21]. Bu nedenle titanyum implant yüzeylerinin özelliklerini iyileştirmeye yönelik çok sayıda mekanik, kimyasal ve fiziksel yöntemin tanımlandığı ifade edilmektedir [22,23].

Yüzey modifikasyonlarının temel biyolojik etkisinin, kemik–implant temas alanının artırılması ve fonksiyonel yüklerin daha homojen biçimde dağıtılması olduğu belirtilmektedir [24]. Bu süreçte uygulanan yöntemlerin; mekanik işlemler (torna ile işleme, kumlama), kimyasal işlemler (asit ile pürüzlendirme), elektrokimyasal uygulamalar (anodik oksidasyon) ile vakum, ısı ve lazer temelli teknikler şeklinde sınıflandırıldığı bildirilmektedir [24,25]. Bu yaklaşımların, implant yüzey topografisini değiştirerek hücresel yanıtı yönlendirmeyi amaçladığı ifade edilmektedir [25].

Deneyisel çalışmaların, implant yüzey özelliklerinin osteoblastların tutunma, proliferasyon ve farklılaşma süreçleri üzerinde belirleyici rol oynadığını ortaya koyduğu bildirilmektedir [26]. Yüzey pürüzlülüğündeki artışın, osteojenik hücrelerin biyolojik aktivitesini uyararak kemik appozisyonunu desteklediği rapor edilmiştir [27]. Yüzey topografisinin ise hücre hareketi ve hücre–matriks etkileşimleri üzerinde etkili olduğu belirtilmektedir [28]. Bu bulguların, implant yüzeyinin metal ile canlı doku arasındaki biyolojik iletişimi yönlendiren temel unsurlardan biri olduğunu gösterdiği kabul edilmektedir [26–28].

İşlenmiş (Machined/Turned) ve Asitle Pürüzlendirilmiş İmplant Yüzeyleri

Osseointegrasyon kavramının ilk klinik uygulamalarında kullanılan dental implantların, üretim sonrası ek bir yüzey işlemi uygulanmaksızın elde edilen işlenmiş (machined/turned) yüzeylere sahip olduğu bildirilmektedir [29]. Bu yüzeylerde mikroskobik düzeyde üretim aletlerine bağlı izlerin bulunduğu ve söz konusu düzensizliklerin kemik dokusunun implant yüzeyine mekanik olarak tutunmasına sınırlı ölçüde katkı sağladığı kabul edilmektedir [30]. Ancak kemik hücrelerinin bu yüzeylerde daha yavaş bir iyileşme süreci göstermesi nedeniyle, fonksiyonel yükleme öncesinde daha uzun bir bekleme süresinin gerekli olduğu ifade edilmektedir [29]. Bu yaklaşımın, Brånemark tarafından tanımlanan ve üç ila altı aylık bir iyileşme süresini öngören iki aşamalı cerrahi protokolle uyumlu olduğu belirtilmektedir [30].

İmplant yüzeylerinde mikropürüzlülük oluşturmayı hedefleyen asitle pürüzlendirme işlemlerinin, titanyum yüzeylerin hidroklorik ve sülfürik asit gibi güçlü asitlerle kontrollü biçimde işlenmesiyle gerçekleştirildiği bildirilmektedir [31]. Bu işlem sonucunda implant yüzeyinde homojen bir mikrotopografi ve artmış aktif yüzey alanının olduğu ifade edilmektedir [32]. Oluşan bu yüzey özelliklerinin fibrin matriksi oluşumunu ve osteojenik

hücre tutunmasını desteklediği belirtilmektedir [33]. Yüzeyde meydana gelen mikroskobik çukurların ise kemik iyileşme sürecinde hücrel adezyonu kolaylaştırarak osseointegrasyona olumlu katkı sağladığı rapor edilmiştir [34].

Hidroksiapatit ve Titanyum Plazma Sprey Kaplamalar

Hidroksiapatit (HA), kemik dokusunun mineral yapısına benzerliği nedeniyle implant yüzeylerinde biyolojik bağlanmayı destekleyen bir kaplama materyali olarak tanımlanmaktadır [35]. Kalsiyum ve fosfat içeren bu kaplamaların, implant ile kemik arasında doğrudan bir temas sağlamayı amaçladığı ve özellikle erken dönemde kemik-implant etkileşimini artırmayı hedeflediği bildirilmektedir [36]. Plazma sprej tekniğiyle uygulanan titanyum veya hidroksiapatit kaplamaların, implant yüzeyinde mikron düzeyinde bir tabaka oluşturarak osteojenik yanıtın uyarılmasına katkıda bulunabildiği ifade edilmektedir [24,37].

Bununla birlikte plazma sprej kaplamalarda kaplama kalınlığının homojen olmaması, hidroksiapatitin zamanla rezorpsiyona uğraması ve kaplama ile alt yüzey arasındaki bağın zayıflayabilmesi gibi sınırlılıkların rapor edildiği belirtilmektedir [38]. Bu durumun, uzun dönem klinik stabilite açısından bazı tartışmaları beraberinde getirdiği ifade edilmektedir [35]. Son yıllarda geliştirilen nano-hidroksiapatit kaplamaların biyouyumluluk açısından umut verici sonuçlar sunduğu bildirilse de, mikrobiyal kolonizasyon ve kaplamanın uzun dönem performansının implant başarısını etkileyen önemli faktörler arasında yer almaya devam ettiği vurgulanmaktadır [36,37]. Bu doğrultuda titanyum nitrür, karbon, cam, seramik ve titanyum dioksit film kaplamaları gibi alternatif yüzey modifikasyonlarının da literatürde tanımlandığı bildirilmektedir [35–38].

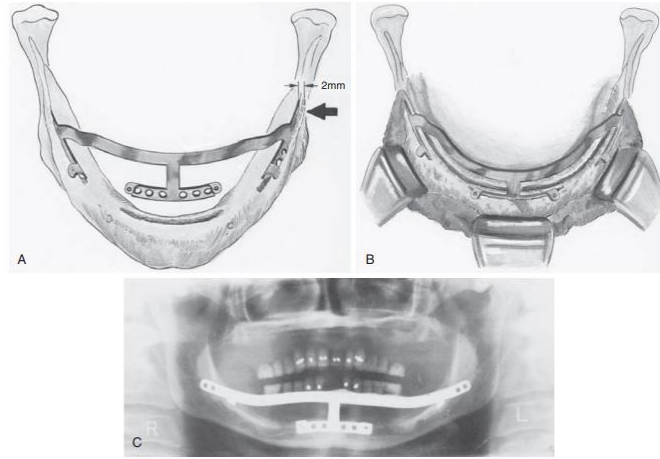
Yerleşim Yerlerine Göre İmplantlar

Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal implantların, endosteal implantların yerleştirilmesine olanak tanımayan yetersiz alveoler kemik genişliğine sahip olgularda geliştirilmiş eposteal implant sistemleri arasında yer aldığı bildirilmektedir [39]. Bu implantların, klinik uygulamada en yaygın kullanılan eposteal implant tipleri arasında bulunduğu belirtilmektedir [40]. Subperiosteal implantların mandibula veya maksillanın kemik yüzeyi üzerine, muko-periosteum altına yerleştirildiği ve primer desteğini rezidüel alveoler kemikten aldığı ifade edilmektedir [41]. Bu sistemlerin, perimukozal uzantılar aracılığıyla protetik restorasyonu destekleyen özel olarak hazırlanmış metal çerçevelerden oluştuğu bildirilmektedir [42]. Klinik uygulamalarda subperiosteal implantların özellikle tam dişsiz mandibulada tercih edildiği rapor edilmiştir [43,44].

Subperiosteal implantların bir varyasyonu olan ramus frame implantların, yalnızca mandibulada uygulanan tek parça tasarımlar olduğu belirtilmektedir [39]. Bu implantların posterior uzantılarının bilateral olarak ramus bölgelerine, anterior uzantısının ise simfiz bölgesindeki kemiğe sabitlenecek şekilde konumlandırıldığı ifade edilmektedir (Şekil 1) [40,41]. Bu tasarımın, ileri derecede alveoler kemik rezorpsiyonu bulunan olgularda protetik stabilitenin artırılmasını amaçladığı bildirilmektedir [42–44].

Bununla birlikte gerek klasik subperiosteal implantların gerekse ramus frame tasarımların uzun dönem klinik sonuçlarının, kök form endosseöz implantlara kıyasla daha düşük başarı oranları gösterdiği rapor edilmiştir [39–41]. Endosseöz implant sistemlerindeki gelişmeler ve kemik augmentasyon tekniklerinin yaygınlaşmasıyla birlikte, bu implant tasarımlarının günümüzde tam dişsiz arkların tedavisinde birinci seçenek olarak kabul edilmediği belirtilmektedir [42,43]. Bu nedenle subperiosteal implantların, güncel klinik uygulamalarda sınırlı endikasyonlar dâhilinde değerlendirildiği ifade edilmektedir [44].

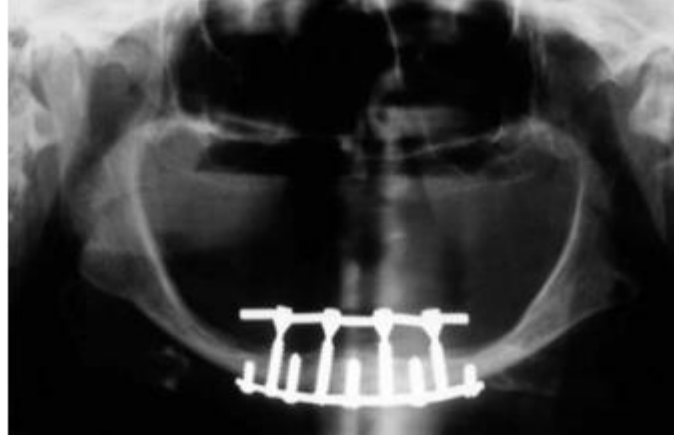


Şekil 1: Subperiosteal implant sisteminin mandibulada ramus ve simfiz bölgesine uzanan çerçeve tasarımı. [3]

Transosseöz İmplantlar

Transosseöz implantların, mandibula kemiğini inferior–superior yönde tamamen kat ederek yerleştirilen ve primer desteğini mandibulanın inferior kortikal kemiğinden alan implant sistemleri olarak tanımlandığı bildirilmektedir [44]. Bu implantların, ileri derecede rezorbe mandibulada endosseöz implant uygulamasının uygun olmadığı olgular için geliştirildiği ifade edilmektedir [45]. Ekstraoral cerrahi yaklaşım gerektirmeleri nedeniyle erken dönem implant tasarımları arasında sınırlı kullanım alanı buldukları rapor edilmiştir [46]. Bu grup içerisinde en iyi bilinen sistemin transmandibular implant (TMI) olduğu, Smooth Staple implant ve Bosker sisteminin ise başlıca örnekler arasında yer aldığı belirtilmektedir [44–46].

TMI sistemlerinde mandibulanın inferior kenarına sabitlenen bir taban plakasının ve bu plakaya bağlı olarak kemiği kat eden postların bulunduğu bildirilmektedir [45]. Bu postların bar sistemi aracılığıyla birbirine bağlanarak implant destekli bir overdenture için ankraj sağladığı ifade edilmektedir [46]. Klinik çalışmalarda, TMI uygulanan hastaların büyük çoğunluğunda anterior mandibular kemik yüksekliğinin 12 mm'nin altında olduğu rapor edilmiştir [47]. İmplant yerleştirilmesini takiben yaklaşık üç aylık bir iyileşme süresinin ardından protetik rehabilitasyonun gerçekleştirildiği bildirilmektedir [45,46].



Şekil 2 Mandibulanın inferior kenarında konumlanan metal bir taban plakası ile mandibula içerisine yerleştirilen postlardan oluşan tek parça transosseöz implant sisteminin panoramik radyografik görünümü. Mandibulayı kat ederek ağız içine uzanan postlar, overdenture için retansiyon ve stabilite sağlayan bir bar sistemi ile birbirine bağlanmıştır. (Uyarlanmıştır: White SN, Sabeti MA. History of single implants. In: Torabinejad M, Sabeti MA, Goodacre CJ (eds). Principles and Practice of Single Implant and Restorations. Philadelphia: Saunders; 2014.) [3]

Uzun dönem değerlendirmelerde transmandibular implantların başlangıçta başarılı klinik sonuçlar sunduğu rapor edilmiştir [48]. Bununla birlikte endosseöz implantlarla karşılaştırıldığında, ilerleyen yıllarda komplikasyon oranlarının arttığı ve sağkalım oranlarının belirgin şekilde azaldığı gösterilmiştir [45,49]. Altı yıllık takip sonunda endosseöz implantlarda yüksek sağkalım oranlarının korunduğu, buna karşın TMI grubunda bu oranın anlamlı düzeyde düştüğü bildirilmiştir [48,49].

Subperiosteal çerçeve implantlara alternatif olarak geliştirilen staple bone implant sisteminin, transosseöz implantların bir varyasyonu olduğu ifade edilmektedir [50]. Titanyum alaşımdan üretilmiş yapısı sayesinde bu sistemlerin osseointegrasyona olanak tanıdığı bildirilmektedir [51]. Bu implantların genellikle stres kırıcı ataşmanlara sahip doku destekli overdenture restorasyonları ile birlikte kullanıldığı belirtilmektedir [52]. Retrospektif çalışmalarda staple bone implant sistemleri için kabul edilebilir sağkalım oranlarının rapor edildiği ifade edilmektedir [48,53].

Endosseöz implant tasarımlarındaki gelişmeler ve kısa implantların ileri derecede rezorbe mandibulada dahi başarılı klinik sonuçlar sunmasıyla birlikte, transosseöz implantların günümüzde birinci basamak tedavi seçeneği olarak kabul edilmediği bildirilmektedir [3]. Bu implantların, yalnızca seçilmiş ileri atrofik mandibula olgularında değerlendirilen alternatif sistemler arasında yer aldığı ifade edilmektedir [44].

Zigomatik ve Pterigoid (Tübero-Pterigo-Maksiller) İmplantlar

İleri derecede maksiller atrofi varlığında, osseointegrasyon temelli implant tedavilerinin genel olarak yüksek başarı oranları sunmasına rağmen posterior maksillanın protetik rehabilitasyonunun klinik açıdan güçlükler içerdiği bildirilmektedir [3]. Greftleme uygulanmaksızın posterior maksillaya yerleştirilen kök form implantların başarı oranlarının sınırlı kalması, implantların maksilla dışındaki yoğun kortikal yapılardan ankraj almasını hedefleyen alternatif yaklaşımların geliştirilmesine yol açmıştır [44]. Bu bağlamda zigomatik

ve pterigoid implantların, tam ark maksiller restorasyonlarda greftsiz tedavi seçenekleri arasında önemli bir yer edindiği belirtilmektedir [54].

Zigomatik implantların, maksiller alveoler kemiğin yetersiz olduğu olgularda zigomatik kemikten destek alacak şekilde tasarlanan uzun implantlar olduğu ifade edilmektedir [3]. Literatürde implantın maksiller sinüs içerisinden ilerlediği transsinüs yaklaşımların yanı sıra, sinüs lateralinden veya sinüs dışından izlenen cerrahi yolların da tanımlandığı bildirilmektedir [54]. Ancak implantların uzunluğu, komşu anatomik yapıların yakınlığı ve sınırlı görüş alanı nedeniyle zigomatik implant uygulamalarının ileri cerrahi deneyim ve yüksek teknik hassasiyet gerektirdiği vurgulanmaktadır [55].

Zigomatik implantların cerrahi ve protetik planlamasında, maksiller anatomisinin bireysel farklılıklarını esas alan Zygoma Anatomy-Guided Approach (ZAGA) sınıflamasının önemli bir rehberlik sağladığı bildirilmektedir [55]. Aparicio tarafından tanımlanan bu yaklaşımın, implantın maksilladan zigomatik kemiğe uzanırken izlediği yolun sinüs ile ilişkisine göre ZAGA 0'dan ZAGA 4'e kadar sınıflandırılmasını öngördüğü ifade edilmektedir [56]. Bu yaklaşımın, hastaya özgü implant yerleşimiyle yumuşak doku komplikasyonlarının azaltılmasını ve protetik çıkış profilinin iyileştirilmesini amaçladığı belirtilmektedir [55,56].

ZAGA Tipi	Anatomik Özellikler	Implantın İzlediği Yol	Klinik ve Protetik Özellikler
ZAGA 0	Maksiller alveoler kemik yeterlidir, sinüs hacmi sınırlıdır	Implant alveoler kret üzerinden yerleştirilir, sinüsle minimal temas vardır	Klasik zigomatik implant yerleşimine en yakın tip; protetik çıkış alveoler kret seviyesindedir
ZAGA 1	Hafif maksiller atrofi, sinüs duvarı alveoler kretle yakın ilişkilidir	Implant parsiyel olarak sinüs duvarına temas edecek şekilde ilerler	Yumuşak doku komplikasyon riski düşüktür; protetik çıkış genellikle palatinalde sınırlıdır
ZAGA 2	Orta derecede maksiller atrofi, sinüs hacmi belirgindir	Implant sinüs duvarına paralel veya sinüs dışından ilerler	Protetik çıkış alveoler–palatinal geçiş bölgesindedir; bireyselleştirilmiş cerrahi planlama gerekir
ZAGA 3	İleri derecede maksiller atrofi, alveoler kret ciddi şekilde rezorbedir	Implant büyük oranda sinüs dışı (extra-sinusal) bir yol izler	Yumuşak doku yönetimi kritik öneme sahiptir; protetik çıkış genellikle palatinal konumdadır
ZAGA 4	Şiddetli maksiller atrofi, alveoler kemik minimaldir	Implant tamamen sinüs dışı bir yol izleyerek zigomatik kemiğe ulaşır	En kompleks tiptir; yüksek cerrahi deneyim gerektirir, yumuşak doku komplikasyon riski yüksektir

Şekil 3: Zigomatik implantların, maksiller anatomisinin bireysel farklılıklarına göre yerleştirilmesini esas alan ZAGA sınıflaması [55,56]

Uzun dönem klinik değerlendirmelerde, zigomatik implantların ileri derecede rezorbe maksillaya sahip hastalarda yüksek sağkalım oranları sunduğu bildirilmektedir [57]. Sistematik derlemelerde, uygun hasta seçimi ve rijit protetik bağlantılarla desteklenen hemen veya erken yükleme protokollerinin öngörülebilir klinik sonuçlar verdiği gösterilmiştir [57].

Posterior maksillada kemik desteğini artırmaya yönelik bir diğer greftsiz yaklaşımın pterigoid implantlar olduğu belirtilmektedir [3]. İlk kez Tulasne tarafından tanımlanan bu implantların, maksiller tüberozite ve palatin kemiğin piramidal prosesi üzerinden ilerleyerek sfenoid kemiğin pterigoid prosesinden ankraj aldığı ifade edilmektedir [54,58]. Yoğun kortikal kemikten destek

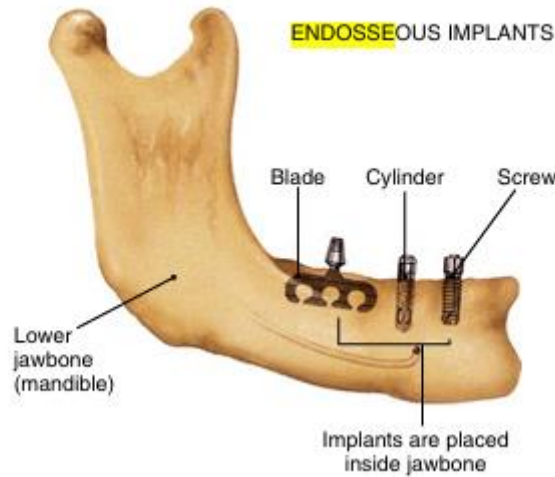
sağlamaları sayesinde pterigoid implantların sinüs augmentasyonu gereksinimini ortadan kaldırabildiği ve bazı olgularda hemen yükleme olanağı sunabildiği bildirilmektedir [3,59].

Literatürde pterigoid implantlar, pterigomaksiller implantlar ve tüberozite implantları terimlerinin zaman zaman birbirinin yerine kullanıldığı belirtilmektedir [3]. Bununla birlikte bu kavramlar arasında önemli anatomik ve biyomekanik farklılıkların bulunduğu vurgulanmaktadır [54]. Pterigoid implantların apekslerinin palatin kemiğin piramidal prosesi ve pterigoid plakların yoğun kortikal kemiği içerisinde sonlandığı ifade edilmektedir [58]. Buna karşılık tüberozite implantlarının, alveoler prosesin distal ve büyük ölçüde trabeküler kemik içeren bölümüne yerleştirildiği bildirilmektedir [54]. Bu anatomik farklılıkların, sağlanan primer stabilite ve uzun dönem yük aktarımı açısından klinik olarak önem taşıdığı kabul edilmektedir [3,58].

Zigomatik ve pterigoid implantların ileri derecede rezorbe maksillada greftsiz tedavi seçenekleri sunduğu belirtilmektedir [3]. Ancak cerrahi zorlukları ve anatomik riskleri nedeniyle bu implantların, rutin uygulamalar yerine deneyimli klinisyenler tarafından dikkatli hasta seçimi ve ayrıntılı cerrahi planlama eşliğinde uygulanması gereken ileri cerrahi girişimler arasında yer aldığı vurgulanmaktadır [44,54].

Endosseöz İmplantlar

Endosseöz implantların, implant gövdesinin makroyapısal tasarımına göre blade (bıçak tipi), silindirik ve vida tipli (screw-form) implantlar olarak sınıflandırıldığı bildirilmektedir [61]. Bu sınıflamanın, implantın kemik içerisindeki primer stabilitesi, yük aktarım karakteri ve osseointegrasyon süreci üzerinde doğrudan etkili olduğu ifade edilmektedir [63].

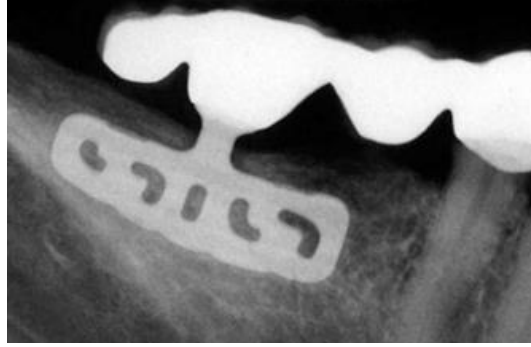


Şekil 4: Endosseöz implant tasarımları. Üç farklı endosseöz implant tasarımı görülmektedir. Tüm tasarımlar doğrudan kemik dokusu içerisine yerleştirilmektedir. Günümüzde blade implantlar klinik kullanımdan büyük ölçüde çıkmış olup, silindirik ve vida şeklindeki implantlar en yaygın kullanılan endosseöz implant tasarımlarıdır.

(Kaynak: Sakaguchi RL, Powers JM (ed). Craig's Restorative Dental Materials. 14. baskı. St. Louis: Mosby; 2019.) [3]

Blade (Bıçak Tipi) İmplantlar

Blade implantlar, ince ve yassı gövdeleri sayesinde özellikle alveoler kret genişliğinin sınırlı olduğu olgularda geliştirilmiş endosseöz implantlardır. Bu implantlar, doğal diş kökünü taklit etmekten ziyade, kemik içerisinde geniş bir yüzey alanı sağlayarak stabilite elde etmeyi amaçlamaktadır. Ancak cerrahi yerleştirme tekniğinin hassasiyet gerektirmesi, sınırlı primer stabilite ve uzun dönem başarı oranlarının kök formu implantlara kıyasla daha düşük olması nedeniyle günümüzde kullanım alanları belirgin ölçüde azalmıştır. [3,61,62]



Şekil 5: Mandibulada sabit bölümlü protezin distal uzantısını destekleyen bir blade implantın radyografik görünümü.

(Kaynak: White SN, Sabeti MA. History of Single Implants. In: Torabinejad M, Sabeti MA, Goodacre CJ (ed). Principles and Practice of Single Implant and Restorations. Philadelphia: Saunders; 2014.) [3]

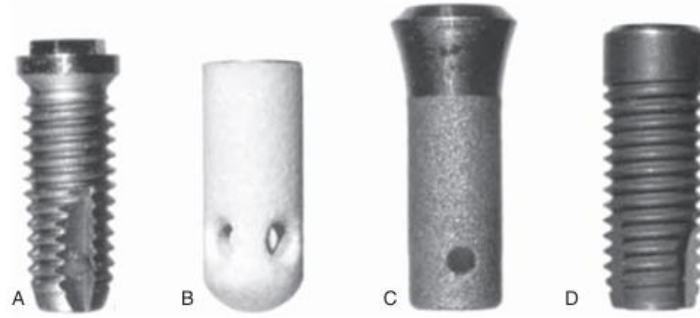


Şekil 6: Belirgin kemik kaybı izlenen blade implantın radyografik görünümü. [3]

Silindirik İmplantlar

Silindirik implantların, paralel duvarlara sahip gövde tasarımlarıyla kemik içerisinde yerleştirilen endosseöz implantlar olduğu bildirilmektedir [61]. Bu implantların, özellikle iyi kemik kalitesine sahip bölgelerde yeterli primer stabilite sağlayabildiği ve geniş bir kemik–implant temas yüzeyi sunduğu ifade edilmektedir [3]. Bununla birlikte düşük yoğunluklu kemik dokusunda silindirik implantların primer stabilitesinin, vida tipli implantlara kıyasla daha sınırlı olabileceği bildirilmiştir [63]. Bu nedenle silindirik implantların sıklıkla pres-fit uygulamaları

veya çeşitli yüzey modifikasyonları ile desteklenmiş tasarımlar hâlinde kullanıldığı belirtilmektedir [61,63].



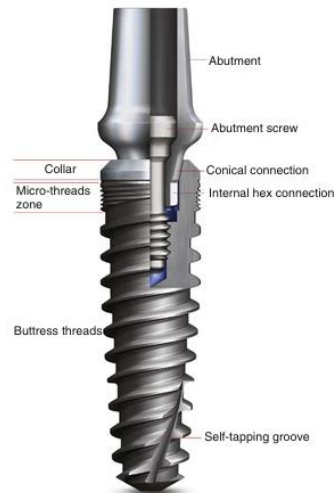
Şekil 7: Farklı implant makro tasarımlarını gösteren şematik görünüm: (A) Brånemark solid vida implantı, (B) düz flanşlı intramobile silindirik press-fit implant, (C) International Team of Implantology (ITI) sistemine ait genişletilmiş flanşlı press-fit implant, (D) düz flanşlı solid vida şeklinde Astra implant.

(Kaynak: Huang YS, McGowan T, Lee R, Ivanovski S. Dental implants: biomaterial properties influencing osseointegration. Comp Biomater. 2017;7(II):444–466.) [3]

Vida Tipli (Screw-Form) İmplantlar

Vida tipli implantların, günümüzde en yaygın kullanılan endosseöz implant tasarımını oluşturduğu bildirilmektedir [61]. Vida dişlerinin kemik dokusu ile mekanik kilitlenme sağlaması sayesinde yüksek düzeyde primer stabilite elde edildiği ifade edilmektedir [44]. Bu özelliğin, özellikle düşük yoğunluklu kemik yapısına sahip maksiller bölgelerde klinik açıdan önemli avantajlar sunduğu belirtilmektedir [63]. Vida diş geometrisi, adımı ve derinliğinin implantın yerleştirme torku ve yük aktarım karakterini belirleyen temel faktörler arasında yer aldığı bildirilmektedir [44,61].

Vida tipli implantların konik veya silindirik gövde tasarımları ile kombine edilerek kemik kompresyonunu artırdığı ve erken osseointegrasyon sürecini desteklediği ifade edilmektedir [62]. Güncel literatürde vida tipli implantların uzun dönem klinik başarı oranlarının yüksek olduğu ve farklı kemik kalitelerine uyum sağlayabildiği bildirilmektedir [63].



Şekil 8: Dental implantın yapısal bileşenlerini gösteren şematik görünüm. [3]

Kaynakça

- [1] - Ring, M. E. (1995). *A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, N.J. : 1995), 16(10), 1060, 1062, 1064 *passim*.
- [2] - Hunter J. *A practical treatise on the diseases of the teeth*. London: J. Johnson; 1771.
- [3] - Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2008.
- [4] - Linkow LI, Dorfman JD. *Implantology in dentistry: A brief historical perspective*. *N Y State Dent J* 1991; 57(6): 31-5.
- [5] - Burch RH. Dr. Pinkney Adams-a dentist before his time. *Ark Dent* 1997; 68(3): 14-5.
- [6] - Goldberg NI, Gershkoff A. The implant lower denture. *Dent Dig* 1949; 55(11): 490-4.
- [7] - Cherchieve R. *Considerazioni fisiologiche e pratiche su una osser vazione originale di un impianto endosseo*, *Inform Dent* 1959; 24: 677-80.
- [8] - Linkow LI. Intraosseous implants utilized as fixed bridge abut ments. *J Oral Implant Transplant Surg* 1964; 10: 17-23.
- [9] - Linkow LI. The radiographic role in endosseous implants interven tions. *Chron Omaha District Dent Soc* 1966; 29: 304-11.
- [10] - Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-integrated prosthe ses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing 1985.
- [11] - Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated im plants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977; 16: 1-132.
- [12] - Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50 (3): 399-410.
- [13] - Osteointegration: Associated Branemark Osseointegration Centers 2010. Available from: <http://www.branemark.com/Osseointegration.html>
- [14] - SF1 Barg Implant Abutments: Sterngoid Dental, LLC 13 March, 2013 Available from: http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf13/K130183.pdf
- [15] - Dr. Gerald A. Niznick. Available from: http://www.implantdirect.com/us/ajaxtabs/about_us/tab_6.htm
- [16] - Driskell TD. *The stryker precision implant system: Root form series*, McKinney RV: *Endosteal dental implants*, Mosby Year Book 1991; 8.
- [17] - Kirsch A, Ackermann KL. The IMZ osseointegrated implant sys tem. *Dent Clin North Am* 1989; 33(4): 733-91.

- [18] - Part 2: Internal Non-Hex Connection 2007 ; 292-303. Available from: http://www.swissnf.com/implant_procedures/integral.pdf
- [19] - Straumann USA LLC 2014. Available from: <http://www.straumann.us/>
- [20]- Eriksson C, Lausmaa J, Nygren H. Interactions between human whole blood and modified TiO₂-surfaces: Influence of surface topography and oxide thickness on leukocyte adhesion and activation. *Biomaterials* 2001; 22: 1987-96. (28)
- [21] - Wen X, Wang X, Zhang N. Microsurface of metallic biomaterials: A literature review. *J BioMed Mater Eng* 1996; 6: 173-89. (29)
- [22] - Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 5-10. (30)
- [23] - Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 1981; 9: 15-25. (31)
- [24] - Sabane AV. Surface characteristics of dental implants: A review. *J Indian Acad Dental Special* 2011; 2 (2): 18-21. (32)
- [25] - Alla RK, Ginpalli K, Upadhyaya N, Shammam M, Rama Krishna R, Ravichandra S. Surface roughness of implants: A review. *Trends Biomat Artif Org* 2011; 25(3): 112. (33)
- [26] - Boyan BD, Losdorfer S, Wang L, et al. Osteoblasts generate an osteogenic microenvironment when grown on surfaces with rough microtopographies. *Eur Cell Mater* 2003; 6: 22-7. (34)
- [27] - Matsuo M, Nakamura T, Kishi Y, Takahashi K. Microvascular changes after placement of titanium implants: Scanning electron microscopy observations of machined and titanium plasma-sprayed implants in dogs. *J Periodontol* 1999; 70: 1330-8. (35)
- [28] - Novaes AB Jr, Souza SL, de Oliveira PT & Souza AM. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *The Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 377-83. (36)
- [29] - Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence 1985; 201-8. (37)
- [30] - MacDonald D, Rapuano B, Deo N, Stranick M, Somasundaran P, Boskey A. Thermal and chemical modification of titanium aluminum-vanadium implant materials: Effects on surface properties, glycoprotein adsorption, and MG63 cell attachment. *Biomaterials* 2004; 25: 3135-46. (38)
- [31] - Braceras I, De Maezta MA, Alava JJ, Gay-Escoda C. In vivo low density bone apposition on different implant surface materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 38; 274-8. (39)

- [32] - Cho SA, Park KT. The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. *Biomaterials* 2003; 24: 3611-7. (40)
- [33] - Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J Biomed Mater Res* 1995; 29: 1567-75. (41)
- [34] - Park JY, Davies JE. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clin Oral Implant Res* 2000; 12: 530-9. (42)
- [35] - Ducheyne P, Cuckler JM. Bioactive ceramic prosthetic coatings. *Clin Orthop Relat R* 1992; 39(276): 102-14. (43)
- [36] - De Wilde EA, Jimbo R, Wennerberg A, et al. The soft tissue immunologic response to hydroxyapatite-coated transmucosal implant surfaces: A study in humans. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013.(45)
- [37] - Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in two clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2: 135-44. (46)
- [38] - Verheyen CC, Dhert WJ, Petit PL, Rozing PM, de Groot K. In vitro study on the integrity of a hydroxylapatite coating when challenged with staphylococci. *J Biomed Mater Res* 1993; 27: 775-81. (47)
- [39] - Stillman N, Douglass CW. Developing market for dental implants. *J Am Dent Assoc.* 1993;124:51-56.
- [40] - Murdock SH, Hogue MN. Current patterns and future trends in the population of the United States: implications for dentists and the dental profession in the 21st century. *J Am Coll Dent.* 1998;65:29-38.
- [41] - Sutton DN, Lewis BR, Patel M, et al. Changes in facial form relative to progressive atrophy of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004;33(7):676-682.
- [42] - Vermeulen A, Keltjens A, Vant'hof M, et al. Ten-year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. *J Prosthet Dent.* 1996;76:267-272.
- [43] - Howell AW, Manley RS. An electronic strain gauge for measuring oral forces. *J Dent Res.* 1948;27:705.
- [44] - Balaji SM. *Textbook of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2nd ed. New Delhi: Elsevier; 2013.
- [45] - Carr A, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2:101-110
- [46] - Misch LS, Misch CE. Denture satisfaction: a patient's perspective. *Int J Oral Implant.* 1991;7:43-48.

- [47] - Feldman RS, Kapur KK, Alman JE, et al. Aging and mastication: changes in performance and in the swallowing threshold with natural dentition. *J Am Geriatr Soc.* 1980;28:97–103.
- [48] - Hildebrandt GH, Dominguez BL, Schock MA, et al. Functional units, chewing, swallowing and food avoidance among the elderly. *Prosthet Dent.* 1997;77:588–595.
- [49] - Joshipura KJ, Wilkett WC, Douglass CW. The impact of edentulousness on food and nutrient intake. *J Am Dent Assoc.* 1996;127:459–467.
- [50] - Sheiham A, Steele JC, Marcenes W, et al. The impact of oral health on stated ability to eat certain food; findings from the National Diet and Nutrition Survey of Older People in Great Britain. *Gerontology.* 1999;16:11–20.
- [51] - . Sheiham A, Steele JG, Marcenes W, et al. The relationship among dental status, nutrient intake, and nutritional status in older people. *J Dent Res.* 2001;80:408–413.
- [52] - Krall E, Hayes C, Garcia R. How dentition status and masticatory function affect nutrient intake. *J Am Dent Assoc.* 1998;129:20–23.
- [53] - Kapur KK, Soman SD. Masticatory performance and efficiency in denture wearers. *J Prosthet Dent.* 1964;14:687–694.
- [54] - Sheiham A, Steele JG, Marcenes W, et al. The relationship between oral health status and body mass index among older people: a national survey of older people in Great Britain. *Br Dent J.* 2002;192:703–706.
- [55] - Aparicio C, Manresa C, Francisco K, et al. Zygomatic implants: indications, techniques and outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014.
- [56] - Aparicio C, Ouazzani W, Hatano N. The Zygoma Anatomy-Guided Approach (ZAGA): a new concept in zygomatic implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011.
- [57] - Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Survival and complications of zygomatic implants: an updated systematic review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2016.
- [58] - Tulasne JF. Osseointegrated fixtures in the pterygoid region. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992.
- [59] - Graves SL. Pterygoid plate implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994.
- [60] - Bedrossian E. Treatment planning the edentulous maxilla. *Implant Dent.* 2008.
- [61] - Misch CE. *Dental Implant Prosthetics.* 2nd ed. St. Louis: Mosby; 2015.
- [62] - Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:155–170.
- [63] - Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration. *Periodontology 2000.* 2017;73:7–21.

BÖLÜM 3

DENTAL İMPLANT BAŞARISINI ETKİLEYEN BİYOLOJİK VE MEKANİK FAKTÖRLER

DUYGU OFLUOĞLU¹

Giriş

Dental implantlar, diş kaybının rehabilitasyonunda fonksiyonel ve estetik açıdan yüksek başarı oranlarına sahip modern tedavi seçenekleri arasında yer almaktadır. Osseointegrasyon kavramının tanımlanmasıyla birlikte implantolojide önemli ilerlemeler sağlanmış, implant yüzey özellikleri, cerrahi teknikler, yükleme protokolleri ve biyomekanik tasarımlar sürekli olarak geliştirilmiştir (1). Bununla birlikte implant tedavisinin uzun dönem başarısı; hastaya ait bireysel biyolojik özellikler, cerrahi uygulama süreci, implant materyal ve tasarım özellikleri ile protetik yükleme parametrelerinin bir arada değerlendirilmesini gerektiren multifaktöriyel bir yapıya sahiptir. Bu nedenle dental implant başarısını etkileyen biyolojik ve mekanik faktörlerin ayrıntılı biçimde anlaşılması, komplikasyonların önlenmesi ve tedavi sonuçlarının optimize edilmesi açısından büyük önem taşımaktadır (2).

Hastaya Bağlı Faktörler

¹ Dr. Öğretim Üyesi, İstanbul Üniversitesi, Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Orcid: 0000-0002-2270-5242

Dental implant tedavisinin uzun dönem başarısı çok boyutlu bir yapıya sahiptir ve implantın ağız ortamında biyolojik olarak kabul edilebilmesi büyük ölçüde hastaya ait özelliklerle ilişkilidir. Bu faktörler yalnızca kemik kalitesi ve sistemik durum gibi fizyolojik parametreleri değil, aynı zamanda davranışsal alışkanlıkları, oral hijyen motivasyonunu ve mukoza biyotipini de kapsamaktadır (3). Hastaya bağlı faktörlerin doğru analiz edilmesi, primer stabilitenin elde edilmesi, sağlıklı osseointegrasyonun sürdürülmesi ve peri-implant enfeksiyonların önlenmesi açısından kritik öneme sahiptir. Özellikle komorbiditesi olan, ileri yaşta veya riskli yaşam alışkanlıklarına sahip bireylerde implant başarısının daha düşük olabileceği göz önünde bulundurulmalı, bu hastalarda tedavi protokolleri bireyselleştirilmelidir (4).

Yaş

Yaş, implant tedavisinde doğrudan bir kontrendikasyon oluşturmamakla birlikte, kemik fizyolojisini ve doku iyileşmesini etkileyen önemli bir değişkendir. Genç bireylerde kortikal ve trabeküler kemik yapısı daha yoğun, osteoblastik aktivite daha yüksek olduğundan osseointegrasyon genellikle hızlı ve başarılıdır. Buna karşın ileri yaşla birlikte kemik mineral yoğunluğu azalır, hücresel rejenerasyon kapasitesi düşer ve remodeling süreçleri yavaşlar (5). Postmenopozal dönemde görülen östrojen azalması da kemik döngüsünü olumsuz etkileyerek implantın primer stabilitesini azaltabilir. Bununla birlikte güncel literatür, iyi planlama ve kontrollü cerrahi protokol uygulandığında 70–80 yaş aralığındaki hastalarda dahi implant sağkalım oranlarının genç yetişkinlerle benzer seviyelerde olabildiğini göstermektedir. Dolayısıyla yaş tek başına belirleyici değil, sistemik durum ve kemik kalitesi ile birlikte değerlendirilmesi gereken bir parametredir (6).

Cinsiyet

Cinsiyet, biyolojik implant başarısını tek başına belirleyen bir faktör olmamakla birlikte hormonal farklılıklar üzerinden dolayı etkiler gösterebilir. Kadınlarda özellikle menopoz dönemi ve sonrasında östrojen eksikliğine bağlı olarak kemik rezorpsiyonu artmakta, osteoklastik aktivite yükselmekte ve osteoporoz insidansı belirgin şekilde artmaktadır. Bu durum mandibula ve maksillada kemik yoğunluğunun azalmasına, implant stabilitesinin daha geç sağlanmasına neden olabilir (7). Erkeklerde ise bruksizm sıklığının daha yüksek olması, daha kuvvetli çiğneme kasları ve parafonksiyonel alışkanlıklar nedeniyle implantlara binen oklüzal yüklerin artması mekanik komplikasyon riskini yükseltebilir. Ancak cinsiyet, tek başına implant kaybı için belirleyici değildir; risk çoğunlukla eşlik eden hormonal, metabolik ve davranışsal faktörlerle ilişkilidir (8).

Sistemik Hastalıklar (Diabetes mellitus, osteoporoz vb.)

Sistemik hastalıklar, implant tedavisinin biyolojik başarısını etkileyen en kritik faktörlerdendir. Diabetes mellitus, özellikle kontrol altında olmayan hastalarda yara iyileşmesinin gecikmesine, bağışıklık yanıtının zayıflamasına ve mikrodamarsal bozukluklara yol açarak implant çevresindeki vaskülariteyi azaltır. HbA1c düzeyi 7'nin üzerinde olan hastalarda peri-implantitis insidansının ve implant kaybı oranlarının anlamlı derecede arttığı bilinmektedir (9). Osteoporoz ise kemik mineral yoğunluğunu azaltarak implantın biyomekanik stabilitesini düşürür ve kemik-implant arayüzündeki osseointegrasyon kapasitesini sınırlar. Antiresorptif ilaç kullanan bireylerde çene osteonekrozu riski göz önüne alınmalı ve cerrahi işlem mümkünse medikal değerlendirme sonrası gerçekleştirilmelidir. Ayrıca immünosupresyon, romatolojik hastalıklar, kardiyovasküler patolojiler ve tiroid bozuklukları gibi

durumlar da implantın biyolojik başarısını dolaylı veya doğrudan etkileyebilir (10).

Sigara Kullanımı

Sigara, implant başarısını olumsuz etkileyen en güçlü çevresel risk faktörlerinden biridir. Nikotin ve karbon monoksit gibi toksik maddeler damar büzülmesine neden olarak implant bölgesindeki mikrosirkülasyonu azaltır; bu da osteoblast aktivitesini baskılar ve yeni kemik oluşumunu olumsuz etkiler. Sigara içen bireylerde peri-implant mukozanın inflamasyona yatkınlığı artar, epitel bariyer fonksiyonları bozulur ve biyofilm birikimi hızlanır. Çalışmalar, günde 10 adet ve üzeri sigara tüketen hastalarda implant kaybı oranının iki katına çıktığını göstermektedir. Ayrıca sigara, erken ve geç implant kayıplarının her ikisinde de etkili olup özellikle maksiller bölgede başarı oranlarını belirgin şekilde düşürmektedir. Bu nedenle sigara bırakma danışmanlığı implant tedavisinin ayrılmaz bir parçası olarak değerlendirilmelidir (11).

Alkol ve Madde Kullanımı

Kronik alkol tüketimi; kalsiyum metabolizmasını bozarak, vitamin D düzeyini düşürerek ve osteoblastik aktiviteyi azaltarak kemik oluşumu üzerinde negatif etki oluşturur. Karaciğer fonksiyonlarının bozulması ve bağışıklık yanıtının zayıflaması da cerrahi sonrası enfeksiyon riskini artırır. Uyuşturucu madde kullanımı ise hem vasküler sistem üzerinde toksik etkiler yaparak doku perfüzyonunu bozar hem de hastanın bakım alışkanlıklarını olumsuz etkilediği için peri-implant hastalıkların görülme sıklığını artırır. Bu nedenle alkol ve madde kullanım öyküsü olan hastalarda implant tedavisi yüksek riskli kabul edilmeli ve tedavi süreci multidisipliner yaklaşımla planlanmalıdır (12).

Oral Hijyen Düzeyi

Oral hijyen, implantın çevresindeki biyolojik dokuların uzun dönem sağlığını belirleyen en kritik faktörlerden biridir. Yetersiz plak kontrolü, peri-implant mukozitisin ve ilerleyici peri-implantitisin temel nedenidir. Periodontal hastalık öyküsü bulunan bireylerde, implant çevresinde benzer patojenik mikroorganizmaların kolonize olduğu gösterilmiştir. Bu durum, kemik kaybının hızlanmasına ve implantın prognozunun zayıflamasına yol açabilir. İyi bir oral hijyen seviyesi, düzenli profesyonel bakım ve hasta motivasyonu implant sağkalım oranlarını anlamlı şekilde artırmaktadır. Bu nedenle implant tedavisi planlanan her hastaya ayrıntılı hijyen eğitimi verilmesi şarttır (13).

Peri-implant Mukozanın Durumu

Peri-implant bölgede yeterli miktarda keratinize doku bulunması, mekanik irritasyonların azaltılması, biyofilm kontrolünün sağlanması ve iyi bir yumuşak doku bariyeri oluşturulması açısından büyük önem taşır. Keratinize doku miktarı az olan hastalarda fırçalama hassasiyeti artabilir, bu nedenle plak kontrolü zorlaşır ve inflamasyon daha kolay ortaya çıkar. Keratinize doku kalınlığının implant çevresindeki marjinal kemik kaybı ile yakından ilişkili olduğu, yeterli doku bulunmasının peri-implant stabiliteyi artırdığı bilinmektedir. Ayrıca mukozanın biyotipi, vaskülarite düzeyi ve kalınlığı iyileşme sürecini ve uzun dönem komplikasyon riskini doğrudan etkiler. Bu nedenle yumuşak doku durumu implant planlamasında mutlaka değerlendirilmesi gereken bir parametredir (14).

Kemik Kalitesi ve Kemik Hacmi

Dental implant tedavisinin başarısını belirleyen en kritik biyolojik parametrelerden biri, implantın yerleştirileceği bölgedeki kemik kalitesi ve kemik hacmidir. Kemik dokusunun yapısal bütünlüğü, mineral yoğunluğu, trabeküler mimarisi ve kortikal tabaka kalınlığı implantın primer stabilitesinin sağlanmasında temel rol oynar. İmplantın mekanik olarak tutunması ilk aşamada kemik yoğunluğuna, uzun dönem biyolojik stabilitesi ise kemik-implant arayüzünde gerçekleşen osseointegrasyon süreçlerine bağlıdır. Bu nedenle cerrahi planlama öncesinde kemik kalitesinin doğru sınıflandırılması, hacmin niceliksel olarak değerlendirilmesi ve bölgesel anatomik farklılıkların dikkatle analiz edilmesi başarı oranlarını doğrudan etkilemektedir (15).

İmplant uygulamalarında özellikle posterior maksilla gibi düşük yoğunluklu kemik bölgeleri, primer stabilite açısından riskli kabul edilirken, anterior mandibula gibi yoğun kortikal kemik bölgelerinde başarı oranları çok daha yüksektir. Bu farklılıklar yalnızca cerrahi tekniğin belirlenmesi açısından değil, aynı zamanda implant boyutu, çapı, yüzey tasarımı ve yükleme protokollerinin seçilmesi açısından da klinisyene önemli yönlendirmeler sağlar (16).

Lekholm & Zarb Kemik Kalitesi Sınıflaması

Lekholm & Zarb tarafından tanımlanan kemik kalitesi sınıflaması, implant planlamasında en sık kullanılan ve klinik karar mekanizmasını kolaylaştıran referans sistemlerinden biridir. Bu sınıflama kemik dokusunu dört ana kategoriye ayırarak kortikal ve trabeküler bileşenlerin oranına dayalı bir kalite değerlendirmesi sunar. D1 tipi kemik, yoğun kortikal yapıya sahip olup maksimum primer stabilite sağlar; buna karşılık D4 tipi kemik, ince kortikal tabaka ve gevşek trabeküler yapıdan oluştuğundan primer stabilite açısından en riskli bölgedir. Posterior maksillanın genellikle D3 veya

D4 tipi kemik içermesi, bu bölgede implant başarısını azaltan temel nedenlerden biridir (16).

Bu sınıflama yalnızca cerrahi protokolün belirlenmesinde değil, aynı zamanda implant seçiminde de yönlendiricidir. Örneğin D3 ve D4 tipi kemiklerde daha geniş çaplı veya makroretansiyon özellikleri artırılmış implantlar tercih edilebilir. Ayrıca düşük yoğunluklu kemik bölgelerinde osteotomi tekniği modifiye edilerek daha konservatif bir hazırlık yapılması, implantın primer stabilitesini artırmak amacıyla sık kullanılan bir yaklaşımdır. Dolayısıyla bu sınıflama, klinik başarıyı artırmak için tedavi planlamasında başlangıç noktası niteliği taşımaktadır (15).

Kortikal ve Trabeküler Yoğunluk

Kortikal kemik, yüksek mineralizasyon oranı ve yoğun yapısı nedeniyle implantın mekanik stabilitesini sağlayan en önemli yapısal destek elemanıdır. Kirsch ve arkadaşlarının çalışmaları, implantın primer stabilitesinin büyük ölçüde kortikal kemik kalınlığı ile ilişkilendirildiğini göstermiştir. Kortikal kemik kalınlığının artması, implantın hem yerleştirilme sırasındaki tork değerini yükseltmekte hem de mikromovements riskini azaltarak osseointegrasyon sürecini olumlu yönde etkilemektedir. Buna karşın ince kortikal tabakaya sahip bölgelerde anatomik sınırlamalar ve düşük mekanik direnç implant yerleştirme aşamasında daha büyük bir dikkat gerektirir (17).

Trabeküler kemik ise elastik yapısı ve metabolik aktivitesi sayesinde implant sonrası osseointegrasyon sürecinin biyolojik temelini oluşturan bölgedir. Ancak düşük trabeküler yoğunluk, özellikle posterior maksilla gibi bölgelerde implant stabilitesini olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle trabeküler yoğunluğun düşük olduğu alanlarda implant yüzey özelliklerinin, çap ve uzunluğunun dikkatle belirlenmesi, gerekirse kemik greftleme tekniklerinin uygulanması

önem taşır. İdeal implant başarısı, kortikal ve trabeküler bileşenlerin dengeli olduğu bölgelerde elde edilmektedir (18).

Alveoler Kemik Rezorpsiyonu

Alveoler kemik, diş kaybı sonrasında hızlı ve progresif bir rezorpsiyon sürecine girer. İlk yıl içerisinde özellikle horizontal yönde belirgin kemik kaybı oluşurken, vertikal rezorpsiyon daha uzun dönemde ortaya çıkar. Bu süreç implant tedavisi açısından önemli bir **sorundur** çünkü kemik hacmindeki azalma implantın yerleştirilebileceği alanı daraltır ve ek augmentasyon girişimlerini gerektirebilir. Rezorpsiyonun şiddeti; hastanın yaşı, periodontal hastalık geçmişi, protetik yükleme şekli ve travmatik ekstraksiyon öyküsü gibi çoklu faktörlerden etkilenmektedir (19).

Alveoler kemik rezorpsiyonu ileri seviyede olduğunda, implant yerleştirilmeden önce kemik grefti, membran uygulamaları veya sinüs lifting gibi cerrahi yöntemlerin uygulanması gerekebilir. Bu işlemler yalnızca implantın stabilitesini artırmakla kalmayıp aynı zamanda peri-implant estetiğin sağlanması ve yumuşak doku konturunun korunması açısından da önemlidir. Bu nedenle kemik rezorpsiyonunun doğru değerlendirilmesi ve uygun augmentasyon protokollerinin belirlenmesi implant planlamasının kritik aşamalarından biridir (20).

Maksilla–Mandibula Farkları

Maksilla ve mandibula arasındaki anatomik ve histolojik farklılıklar, implant başarı oranlarında belirgin farklılıkların ortaya çıkmasına neden olur. Mandibula çoğunlukla daha yoğun kortikal kemik yapısına sahiptir ve bu nedenle implant yerleşiminde yüksek primer stabilite sağlar. Anterior mandibula bölgesi, implant tedavisinde en yüksek başarı oranlarının elde edildiği anatomik bölge olarak kabul

edilir. Buna karşın posterior mandibulada yoğun çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle mekanik komplikasyon riski daha yüksektir.

Maksilla ise daha geniş trabeküler boşluklara ve daha düşük kortikal yoğunluğa sahiptir. Özellikle posterior maksilla, sinüs anatomisi ve düşük kemik yoğunluğu nedeniyle implant açısından riskli bir bölgedir. Bu nedenle maksillada implant yerleştirme çoğu zaman sinüs lifting, kemik greftleme veya kısa implant kullanımı gibi ilave cerrahi prosedürleri gerektirir. Maksilla–mandibula arasındaki bu biyomekanik ve anatomik farklılıklar tedavi planlamasında göz önünde bulundurulmalı, implantın çapı, uzunluğu, yüzey özellikleri ve yükleme protokolü bu farklılıklara göre düzenlenmelidir (18).

Cerrahi Yaklaşım ve Yumuşak Doku Faktörleri

Dental implant tedavisinin başarısı yalnızca implant materyali veya kemik kalitesine bağlı değildir; cerrahi yaklaşımın doğruluğu ve peri-implant yumuşak doku sağlığı uzun dönem stabilitenin temel belirleyicileri arasında yer alır. Cerrahi işlemin atravmatik, minimal invaziv ve biyolojik prensiplere uygun olması, implantın primer stabilitesini artırdığı gibi osseointegrasyon sürecini de olumlu yönde etkiler. Ayrıca yumuşak dokunun kalınlığı, keratinize doku miktarı ve bölgenin vaskülaritesi implant çevresindeki biyolojik genişliğin korunmasında kritik rol oynar. Bu nedenle implant tedavisi planlanırken hem sert doku hem de yumuşak doku parametreleri bir arada değerlendirilmelidir (21).

Cerrahi Teknik

Cerrahi teknik, implant uygulamasının her aşamasını doğrudan etkileyen en önemli klinik faktörlerden biridir. Uygun teknik seçimi; hastanın anatomik yapısına, kemik kalitesine, protetik planlamasına ve sistemik durumuna göre belirlenmelidir. Konvansiyonel flap

kaldırılarak yapılan cerrahi yaklaşım, cerrahın görüş alanını genişlettiği ve anatomik yapıları netleştirdiği için en sık kullanılan tekniktir. Ancak geniş flap kaldırılması periostun geçici olarak kanlanması ve bu bölgedeki kemik remodeling sürecinin yavaşlamasına neden olabilmektedir.

Flapless cerrahi, özellikle yumuşak doku bütünlüğünün korunmasının istendiği vakalarda tercih edilmektedir. Bu yaklaşım minimal invazivdir, postoperatif ödemi azaltır, iyileşmeyi hızlandırır ve hastanın konforunu artırır. Ancak görüş alanı sınırlı olduğundan deneyim gerektirir ve yanlış pozisyonlandırma riskini artırabilir. Dolayısıyla cerrahi teknik seçimi, her hasta için bireyselleştirilmiş bir karar olmalı ve klinisyen, anatomik riskleri titizlikle değerlendirmelidir.

Atravmatik Çalışma Prensipleri

Atravmatik cerrahi, implant başarısının biyolojik temelini oluşturan en önemli uygulama yaklaşımıdır. Cerrahi sırasında termal travmanın önlenmesi amacıyla osteotomi işlemleri düşük hız, yüksek tork ve yeterli serum irrigasyonu eşliğinde yapılmalıdır. Kemik dokusu 47°C üzerindeki ısıya maruz kaldığında osteonekroz riski belirgin şekilde artmakta, bu durum osseointegrasyonun sekteye uğramasına yol açmaktadır. Ayrıca osteotomi hattının fazla genişletilmesi implantın primer stabilitesini azaltabileceğinden, kemik yoğunluğuna uygun olarak kademeli ve kontrollü frezlemeler yapılmalıdır (22).

Atraumatik çalışma prensipleri aynı zamanda yumuşak dokunun korunmasını da içerir. Peri-implant bölgenin kanlanmasını sağlayan periostal yapının gereksiz yere hasarlanması, iyileşme süresini uzatır ve enfeksiyon riskini artırır. Yumuşak dokuların nazik ve kontrollü retraksiyonu, minimal doku gerilimiyle çalışılması ve kanlanmanın korunması, cerrahi başarının vazgeçilmez unsurlarıdır. Bu nedenle

implant cerrahisinde deneyimli ve hassas çalışma yaklaşımı, komplikasyon oranlarını belirgin şekilde azaltmaktadır.

Yumuşak Doku Kalınlığı

Peri-implant yumuşak dokunun kalınlığı, implant çevresi biyolojik genişliğin oluşumu ve marjinal kemik seviyesinin korunmasında önemli rol oynar. İnce biyotipe sahip mukoza yapısı marjinal kemik kaybına daha yatkındır çünkü ince epitelyal dokular mekanik irritasyona ve inflamasyona daha duyarlıdır. Bu nedenle kalın mukoza biyotipi implant çevresinde daha koruyucu bir bariyer oluşturur ve uzun dönem stabiliteyi artırır.

Çeşitli klinik çalışmalar, yumuşak doku kalınlığının 2 mm'nin altında olduğu durumlarda marjinal kemik rezorpsiyonunun belirgin şekilde arttığını göstermektedir. Bu nedenle ince biyotipe sahip hastalarda bağ dokusu greftleri, serbest dişeti grefti veya yumuşak doku augmentasyon teknikleri uygulanarak peri-implant dokular desteklenebilir. Böylece hem estetik hem de biyolojik açıdan daha stabil sonuçlar elde edilebilir (23).

Keratinize Doku Miktarı

Keratinize doku, implant çevresi sağlığında koruyucu bir bariyer görevi üstlenen yapısal bir unsurdur. Keratinize dokunun varlığı, hastanın fırçalama toleransını artırır, plak birikimini azaltır ve peri-implant inflamasyon riskini düşürür. Keratinize doku miktarının yetersiz olması ise hastanın oral hijyen uygulamalarını zorlaştırır, bu da peri-implant mukozitis ve peri-implantitis gelişimini kolaylaştıran bir faktördür (14).

Araştırmalar, en az 2 mm keratinize doku varlığının periferal sağlık için optimal olduğunu göstermektedir. Keratinize doku eksikliği bulunan bölgelerde bağ dokusu grefti, serbest dişeti grefti veya apikal pozisyonlu flep teknikleri uygulanarak yeterli miktarın oluşturulması mümkündür. Bu uygulamalar hem biyolojik hem de protetik açıdan daha uzunmrl implant sonuçları sağlar (24).

Kanlanma (Vaskülarite)

Vaskülarite, hem sert hem de yumuşak dokuların iyileşme potansiyelini belirleyen temel biyolojik parametrelerden biridir. İyi kanlanmış bir doku bölgesi, inflamasyonun kontrol edilmesini, besin maddelerinin taşınmasını ve osseointegrasyon için gerekli hücresel aktivitenin desteklenmesini sağlar. Özellikle maksillanın trabeküler yapısı daha fazla vaskülariteye sahip olduğundan iyileşme süreci mandibulaya göre daha hızlı olabilir; ancak düşük kemik yoğunluğu nedeniyle primer stabilite bazen sınırlı kalır. Mandibula ise yoğun kortikal yapı nedeniyle daha az vaskülariteye sahiptir, bu da iyileşmeyi yavaşlatabilir (25).

Cerrahi sırasında vaskülaritenin korunması, iyileşmenin başarıyla tamamlanması için hayatimnem taşır. Geniş flap kaldırılması, periostal kan akımını geçici olarak azaltabilir; bu nedenle minimal invaziv teknikler tercih edilerek doku btnllğu korunmalıdır. Ayrıca sigara kullanımı gibi vaskülariteyi azaltan faktörler, implant başarısını doğrudan olumsuz etkilemektedir. Bu nedenle cerrahi planlama ve operasyon sırasında vaskülaritenin korunması uzun dönem başarının temel taşarlarından biridir.

İmplant–Kemik İlişkisi ve Osseointegrasyon

Dental implant tedavisinin temel başarısı, implant materyalinin evre kemik dokusu ile kurduğu biyolojik ve mekanik ilişkinin

kalitesine bağlıdır. İmplant-kemik arayüzünde gerçekleşen osseointegrasyon, uzun dönem stabilitenin ana anahtarıdır ve bu süreç çok sayıda hücre, moleküler ve biomekanik faktör tarafından düzenlenir. İmplantın primer stabilitesinin yeterli seviyede olması, erken yükleme protokollerinin güvenli bir şekilde uygulanabilmesini sağlar. Buna karşın mikromovements olarak tanımlanan erken dönem hareketlilik, iyileşme sürecini sekteye uğratarak osseointegrasyonun başarısız olmasına yol açabilir. Bu nedenle implant–kemik ilişkisinin biyolojik dinamiklerinin doğru anlaşılması, klinik planlamanın temelini oluşturur (26).

Osseointegrasyonun Biyolojik Temeli

Osseointegrasyon, titanyum implant yüzeyinin kemik dokusu ile doğrudan ve fonksiyonel bir bağlantı oluşturması sürecidir. Bu süreç ilk olarak Branemark tarafından tanımlanmış olup, implant biyolojisinin evrensel temelini oluşturur. Osseointegrasyonun biyolojik altyapısı; inflamasyon, proliferasyon ve matürasyon (remodeling) aşamalarını içeren çok aşamalı bir yara iyileşme cevabına dayanır. İmplant yüzeyi yerleştirildiği anda, kan pıhtısı implant çevresini kaplar ve fibrin matriksi osteojenik hücrelerin migrasyonu için bir iskelet görevi görür. Ardından osteoprogenitör hücreler diferansiye olur ve yeni kemik dokusunun mineralizasyonu başlar (27).

Bunun yanı sıra implant yüzey özellikleri — mikro ve nano düzeydeki pürüzlülük, yüzey enerjisi, hidrofiliklik — osteoblast adezyonu ve proliferasyonunda belirleyici rol oynar. Yüzeyi modifiye edilmiş modern implantlarda osseointegrasyon sürecinin daha hızlı gerçekleştiği ve klinik yükleme sürelerinin kısaldığı gösterilmiştir. Dolayısıyla osseointegrasyon yalnızca mekanik bir tutunma değil, tamamen biyolojik bir füzyon sürecidir.

Primer Stabilite

Primer stabilite, implantın kemik içersine yerleştirildiği anda elde edilen mekanik tutunmayı ifade eder ve başarı açısından kritik öneme sahiptir. Primer stabilite; kemik yoğunluğu, implant makro tasarımı, osteotomi tekniği ve cerrahi deneyim gibi faktörlere bağlı olarak değişir. Özellikle D1 ve D2 tipi kemik bölgelerinde yüksek tork değerleri ile güçlü primer stabilite sağlanırken, D3 ve D4 tipi kemiklerde primer stabilite sınırlı olabilir.

Primer stabilite, erken iyileşme döneminde mikromovements riskini azaltır ve kemik-implant arayüzünde sağlıklı bir osseointegrasyon zemini oluşturur. Güncel literatürde 30–45 Ncm arası tork değerleri ideal kabul edilmekte olup, bu aralığın altındaki primer stabilite değerlerinde erken yükleme protokollerinden kaçınılması önerilmektedir (28).

Sekonder Stabilite

Sekonder stabilite, implantın biyolojik iyileşme süreci sonrası kemik dokusuyla oluşturduğu gerçek bağlantıyı ifade eder. Bu stabilite, primer stabilitenin aksine mekanik değil biyolojik temele dayanır ve osteoblastik aktivite ile yeni kemik oluşumu sayesinde gelişir. Sekonder stabilite, implant çevresinde gerçekleşen mineralizasyonun tamamlanmasıyla güçlenir ve uzun dönem implant dayanıklılığının belirleyicisidir.

İlginç bir şekilde primer ve sekonder stabilite arasında erken dönemde bir "geçiş dönemi" bulunur. Bu dönemde primer mekanik tutunma azalırken biyolojik stabilite henüz tam olarak oluşmamıştır. Bu kritik aşamada implant üzerinde oluşan aşırı mikro hareketlilik, iyileşme sürecini olumsuz etkileyerek osseointegrasyonun başarısız olmasına neden olabilir (29).

İyileşme Süreçleri (Healing Stages)

İmplant cerrahisini takiben iyileşme süreci üç ana biyolojik aşamada gerçekleşir (30):

1. Enflamasyon Fazı (İlk 24–72 saat)

Cerrahi travma sonrası bölgede damar permeabilitesinin artması, inflamatuvar hücrelerin migrasyonu ve fibrin pıhtısının oluşmasıyla başlar. Bu aşama, iyileşmenin biyokimyasal tetikleyicisidir.

2. Proliferasyon Fazı (3. gün – 6. hafta)

Bu dönemde osteoprogenitör hücreler diferansiye olur, osteoid matriks oluşur ve yeni trabeküler kemik formasyonu başlar. İmplant yüzey özellikleri bu fazda büyük önem taşır, çünkü osteoblast adezyonu yüzey mikro ve nano topografyasıyla yakından ilişkilidir.

3. Matürasyon ve Remodeling Fazı (6. hafta – 1 yıl)

Kemik dokusunun yoğunlaştığı ve mineralizasyonun arttığı dönemdir. Lameller kemik oluşumu tamamlanır, implant etrafında güçlü biyomekanik bağlantı gelişir. Bu faz implantın uzun dönem dayanıklılığı için kritiktir.

Bu biyolojik aşamaların kesintiye uğramaması, özellikle ilk haftalarda implantın aşırı yüklenmemesi ile mümkündür.

Mikromovements ve Etkileri

Mikromovements, implantın iyileşme döneminde 50–150 mikrometreden fazla hareket etmesidir ve osseointegrasyon açısından en kritik risk faktörlerinden biridir. İmplant çevresinde aşırı mikro hareket meydana geldiğinde fibröz doku oluşumu gerçekleşir; bu durum biyolojik bağlantıyı engeller ve implant başarısızlığına yol açar.

Mikromovements özellikle düşük primer stabilite, yüksek oklüzal kuvvetler, erken protetik yükleme ve parafonksiyonel alışkanlıklar nedeniyle artabilir. Bu nedenle düşük yoğunluklu kemiklerde implantın çapının artırılması, yüzey özellikleri geliştirilmiş implantların tercih edilmesi, tork değerlerinin optimize edilmesi ve erken dönemde oklüzal yüklemenin sınırlandırılması önemlidir (31).

Klinik olarak mikromovements kontrol altına alındığında, ciddi kemik kaybı ve implant kaybı riski belirgin şekilde azaltılmaktadır. Bu nedenle implantın cerrahi ve protetik planlamasında mikromovement yönetimi temel klinik önceliklerden biridir.

İmplant Tasarımı

İmplant tasarımı, dental implantların hem primer hem de sekonder stabilitesini, yük dağılımı davranışlarını, osseointegrasyon hızını ve uzun dönem başarısını doğrudan etkileyen temel mekanik faktördür. Modern implantlar; makro tasarım, mikro/nano yüzey özellikleri, bağlantı tipleri ve platform seviyeleri gibi çok boyutlu bir mühendislik sürecinin ürünüdür. Bu nedenle implant tasarımının doğru seçilmesi sadece cerrahi aşama için değil, protetik planlamanın bütünlüğü ve implantın biyomekanik dayanıklılığı için de kritik öneme sahiptir (32).

İmplant Şekli (Silindirik, Konik)

İmplant gövde şekli, kemik içerisindeki yük dağılımını ve primer stabiliteyi belirleyen en önemli makro tasarım unsurlarındandır. Silindirik implantlar, tüm uzunluk boyunca sabit çap yapısına sahip olup yükleri eşit dağıtma eğilimindedir. Bu implantlar özellikle iyi yoğunluklu kortikal kemikte başarılıdır; ancak düşük kemik yoğunluğunda primer stabilite elde etmek zorlaşabilir. Silindirik

implantlar, mekanik gerilimi daha geniş bir yüzeye yaydıkları için yükleme sırasında daha kontrollü bir stres dağılımı sağlarlar.

Konik implantlar ise doğal diş köküne benzer anatomik bir forma sahip olup özellikle D3 ve D4 tipi düşük yoğunluklu kemik bölgelerinde yüksek primer stabilite sağlar. Konik yapı sayesinde implantın yerleştirilmesi sırasında kompresyon etkisi oluşur ve bu da kemik-implant temas yüzdesini artırarak daha yüksek tork değerlerine olanak tanır. Ayrıca konik implantlarda maksilla gibi yumuşak kemikte daha güvenilir bir tutunma sağlanırken, cerrahi sırasında anatomik adaptasyon da kolaylaşır. Güncel literatür konik implantların, özellikle immediate ve early yükleme protokollerinde daha başarılı olduklarını göstermektedir (33).

İmplant Yüzey Modifikasyonları

İmplant yüzeyi, osseointegrasyonun biyolojik hızını ve kalitesini belirleyen temel mikro/makro parametrelerden biridir. İmplant tasarımının yüzey mühendisliği, osteoblast adezyonunu artırmak, fibrin matriks oluşumunu desteklemek ve iyileşme süreçlerini hızlandırmak amacıyla geliştirilmiştir. Yüzey modifikasyonları; mekanik, kimyasal ve biyolojik yöntemlerle gerçekleştirilebilir (34).

Mekanik modifikasyonlar, kumlama (sandblasting), freze izleri ve plazma sprej teknikleri gibi makro pürüzlülük oluşturan işlemleri içerir. Bu yüzeyler osteoblastların tutunmasını kolaylaştırarak erken dönem stabiliteyi artırır.

Kimyasal modifikasyonlar, asitle dağlama, anodizasyon ve yüzey oksidasyonu gibi yöntemleri kapsar. Bu işlemler nano düzeyde pürüzlülük sağlayarak osteoblast farklılaşmasını ve kemik mineralizasyonunu hızlandırır.

Biyolojik modifikasyonlar, ise yüzeyin biyomoleküller, büyüme faktörleri veya proteinlerle kaplanması gibi ileri teknolojileri

içermektedir. Bunlar biyolojik iyileşmeyi daha da hızlandırmayı amaçlayan yeni nesil implantlardır.

Yüzey modifikasyonlarının ortak amacı, implantın erken dönemde kemik ile daha hızlı ve güçlü bir biyolojik bağ oluşturmalarını sağlamaktır. Bu nedenle modern implantların çoğu mikro- ve nano-pürüzlendirilmiş yüzeylere sahiptir.

Dişeti Seviyesi / Kemik Seviyesi İmplantlar

İmplantların platform seviyesi, protetik bağlantının konumunu belirler ve hem biyolojik genişlik hem de estetik sonuçlar üzerinde belirleyici role sahiptir. Dişeti seviyesi (tissue-level) implantlar, implant-boyun kısmının yumuşak doku seviyesinde başladığı tasarımlardır. Bu implantlar genellikle periodontal açıdan daha koruyucu olup özellikle posterior bölgelerde, zorlu hijyen koşullarında ve yumuşak doku yönetiminin sınırlı olduğu vakalarda tercih edilir. Boyun kısmının pürüzsüz olması, bakteriyel kolonizasyonu azaltır ve peri-implantitis riskini düşürür.

Kemik seviyesi (bone-level) implantlar ise platformun alveolar kemik seviyesinde bulunduğu tasarımlardır. Bu implantlar modern estetik gereklilikler nedeniyle anterior bölgelerde daha sık kullanılır. Bone-level implantlar, platform switching uygulamalarına olanak tanıdığı için marjinal kemik kaybını azaltır, yumuşak doku konturunu daha doğal şekilde oluşmasına katkı sağlar. Ayrıca protetik üst yapıda daha geniş estetik ve fonksiyonel düzenleme imkânı sunar. Güncel klinik çalışmalar, bone-level implantların estetik bölgelerde daha üstün sonuçlar verdiğini desteklemektedir (35).

Boyun (Neck) Tasarımı

İmplant boyun kısmı, hem mekanik yük aktarımı hem de yumuşak doku adaptasyonu açısından stratejik bir tasarım bölgesidir. Boyun tasarımıındaki mikrojeometrik özellikler, peri-implant dokuların stabilitesini ve marjinal kemik kaybı seviyesini doğrudan etkiler. Geleneksel düz boyunlu implantlar, kemik–implant arayüzünde stresin yoğunlaşmasına neden olabildiğinden marjinal kemik kaybı daha yüksek seviyede görülebilmektedir.

Yeni nesil implant boyun tasarımları arasında mikrodışli (microthreaded), platform switching uyumlu ve lazer işlenmiş yüzeyler bulunmaktadır. Microthreaded boyunlar, oklüzal yüklerin daha homojen taşınmasını sağlayarak kemik stresini azaltır ve marjinal kemik kaybını sınırlayan koruyucu bir etki oluşturur. Platform switching uyumlu boyun tasarımları, protetik bağlantının çapça daha dar olmasını sağlayarak biyolojik genişliğin korunmasına katkıda bulunur. Bu sayede implant çevresinde yumuşak doku stabilitesi artar ve kemik rezorpsiyonu azalır. Ayrıca boyun yüzeyinin mikro pürüzlendirilmiş olması osteoblast migrasyonunu destekler ve kemik bağlantısının daha koronal seviyelere kadar gerçekleşmesini mümkün kılar (36).

İmplant Boyutu

İmplant boyutu; çap, uzunluk ve makro tasarım gibi parametreleri kapsayan, implantın mekanik dayanıklılığını, biyolojik uyumunu ve klinik başarısını doğrudan etkileyen kritik bir tasarım unsurudur. İmplant boyutunun doğru seçimi yalnızca primer stabiliteyi artırmakla kalmaz, aynı zamanda yük dağılımı, kemik-implant temas yüzdesi, stres konsantrasyonu ve protetik uzun dönem başarının şekillenmesinde önemli rol oynar. Bu nedenle implant boyutunun belirlenmesi hastanın anatomik koşulları, kemik yoğunluğu, yumuşak doku kalınlığı ve protetik gereklilikler göz önünde bulundurularak multidisipliner şekilde yapılmalıdır (37).

Çap

İmplant çapı, kemik-implant temas alanını ve yük dağılımını belirleyen en önemli parametrelerden biridir. Geniş çaplı implantlar, daha geniş bir yüzey alanına sahip oldukları için oklüzal yükleri daha homojen dağıtır, stres konsantrasyonunu azaltır ve mekanik dayanıklılığı artırır. Bu nedenle posterior bölgelerde, yüksek çiğneme kuvvetlerinin söz konusu olduğu durumlarda büyük çaplı implantlar sıklıkla tercih edilir. Ayrıca geniş çaplı implantlar, özellikle çekim soketine immediat yerleştirilen vakalarda krete daha iyi uyum sağlayarak primer stabilitenin artırılmasına yardımcı olur.

Buna karşın çapın aşırı geniş seçilmesi alveoler kemik duvarlarının aşırı incelmesine, kortikal tabakanın zayıflamasına ve uzun dönem kemik kaybına neden olabilir. Bu nedenle implant çapı seçilirken kemik genişliğinin en az 1–1,5 mm’lik periferik güvenlik sınırı korunmalıdır. Dar çaplı implantlar ise anterior bölgelerde estetik gereklilikler ve sınırlı kemik hacmi nedeniyle daha sık kullanılır. Teknolojik gelişmelerle birlikte dar çaplı implantların mekanik dayanıklılığı artırılmış olsa da bruksizm ve yüksek oklüzal yük varlığında dikkatli değerlendirilmesi gerekir (38).

Uzunluk

İmplant uzunluğu, kemik içerisindeki temas yüzey alanını artırarak mekanik stabiliteye katkı sağlayan bir diğer temel parametredir. Geleneksel olarak uzun implantların daha yüksek stabilite sağladığı düşünülse de güncel çalışmalar, implant başarısının sadece uzunlukla ilişkili olmadığını; kemik kalitesi, yüzey pürüzlülüğü, çap ve makro tasarım gibi faktörlerin daha belirleyici olduğunu göstermektedir.

Kısa implantlar (<6 mm) özellikle posterior maksillada sinüs lifting gibi ileri cerrahi girişimlere alternatif olarak popülerlik kazanmıştır. Modern yüzey modifikasyonları sayesinde kısa implantlarda sağkalım oranlarının uzun implantlarla benzer olduğu gösterilmiştir. Ancak kısa implantlar, yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan parafonksiyonel hastalarda kırık veya mekanik komplikasyon açısından daha risklidir. Uzun implantlar (>12 mm) ise daha büyük yüzey alanı nedeniyle biyomekanik olarak avantajlı olsa da anatomik riskler (sinüs tabanı, mandibular kanal) göz önünde bulundurulmalıdır (39).

Makro Tasarım Etkileri

İmplantın makro tasarımı; yiv geometrisi, gövde şekli, kesit formu ve apex (uç) yapısı gibi unsurları içeren, implantın mekanik davranışlarını belirleyen çok katmanlı bir mühendislik sürecidir. Makro tasarım özellikleri, primer stabilite, yük aktarımı davranışı, tork değerleri ve implantın yerleştirme kolaylığı üzerinde doğrudan etkilidir (40).

Yiv tasarımı (thread design), implantın kemik üzerindeki tutunma kuvvetini belirler. Derin yivli implantlar düşük yoğunluklu kemiklerde daha yüksek primer stabilite sağlar. İnce yivli ve sık aralıklı yivler stres dağılımını optimize ederken, agresif yiv tasarımlı implantlar osteotomi sırasında kompresyon oluşturarak stabiliteyi artırır.

Apex tasarımı, implantın yerleştirilme yönünü ve kemik içindeki ilerlemesini düzenler. Kendinden kesme özellikli apex yapısı, implantın daha kontrollü şekilde ilerlemesini sağlar.

İmplant gövdesinin koniklik derecesi de, makro tasarımın önemli bir parçasıdır. Konik gövde, düşük yoğunluklu kemikte daha iyi

kompresyon sağlar ve primer stabiliteyi artırır; silindirik gövde ise stres dağılımında daha homojen bir etki yaratır.

Makro tasarım özellikleri doğru seçildiğinde, hem cerrahi uygulama kolaylaşmakta hem de implantın biyomekanik dayanıklılığı optimize edilmektedir. Bu nedenle doğru makro tasarım seçimi her hastada bireyselleştirilmelidir.

Üst Yapı (Prostetik) Tasarımı

İmplant üst yapısı, implant tedavisinin hem fonksiyonel hem de estetik başarısını doğrudan etkileyen protetik bir unsurdur. Üst yapı tasarımı yalnızca çiğneme fonksiyonunu restore etmekle kalmaz; aynı zamanda oklüzal yüklerin implant ve çevre kemik dokusu üzerine nasıl aktarılacağını belirler. Uygun olmayan protetik tasarım, implant kırığı, vida gevşemesi, peri-implantitis ve marjinal kemik kaybı gibi komplikasyonların başlıca nedenlerinden biridir. Bu nedenle üst yapı planlamasında; restorasyonun tipi, materyali, oklüzal şeması, implant sayısı ve kron-implant oranı gibi parametreler dikkatle değerlendirilmelidir (41).

Tek Kron

Tek kron restorasyonları, tek diş eksikliğinin rehabilitasyonunda en sık kullanılan protetik çözümdür. Bu tür restorasyonlarda implantın pozisyonu, açısı ve derinliği estetik sonuçlar ve oklüzal uyum açısından kritik rol oynar. Tek kron uygulamalarında implantın ideal üç boyutlu konumlandırılması, yumuşak doku konturlarının doğal şekilde oluşmasını sağlar ve peri-implant sağlık durumunu korur.

Tek kron restorasyonlar mekanik açıdan implant üzerine daha kontrollü bir yük aktarımı sağlar; ancak bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında kron kırıkları, abutment gevşemesi veya implant boyun bölgesinde stres birikimi görülebilir.

Bu vakalarda zirkonya abutment yerine titanyum abutment tercih edilmesi ve oklüzal kontakların dikkatle düzenlenmesi önerilir (42).

Sabit Protez

Birden fazla implantın desteklediği sabit protezler, özellikle kısmi dişsizlikte yüksek fonksiyonel tatmin sağlayan restorasyonlardır. Sabit protezlerin avantajı, çok sayıda implantın yükü paylaşması ve oklüzal kuvvetlerin daha dengeli dağılmasıdır. Ancak bu sistemlerde implantların paralellliği, bağlantı tipleri ve protezin segmental yapısı büyük önem taşır.

Uzun köprülerin kullanıldığı durumlarda özellikle anterior–posterior (A-P) spread değerlendirilerek implant yerleşimleri optimize edilmelidir. A-P spread'in yetersiz olduğu durumlarda posterior bölgede aşırı yüklenme, kemik kaybı ve implant kırığı riski artar. Bu nedenle sabit protez tasarımında implant sayısı, yerleşim planlaması ve oklüzal yük aktarımı titizlikle değerlendirilmelidir (43).

Hibrit Protez

Hibrit protezler; implant destekli ancak akrilik veya kompozit yüzeyli restorasyonlardır ve özellikle tam dişsizlik durumlarında kullanılır. Bu protezler, yüksek dudak desteği, geniş yumuşak doku kayıpları ve estetik gereksinimlerin yoğun olduğu vakalarda avantaj sağlar. Hibrit protezlerin şok emici özellikleri, implant üzerindeki oklüzal stresleri azaltır ve biyomekanik açıdan daha güvenli bir yük aktarımı sağlar (44).

Bununla birlikte hibrit protezlerde akrilik materyalin aşınması, kırılması veya vidalı sistemlerde protezin gevşemesi gibi bakım gerektiren durumlar daha sık görülür. Bu nedenle hibrit restorasyonların düzenli kontrolü ve bakım protokollerinin uygulanması önemlidir. Ayrıca implantların mühendislik açısından

uygun dağılımda yerleştirilmesi, hibrit protezlerde başarıyı belirleyen en önemli faktörlerden biridir.

Oklüzal Şema

Oklüzal şema, implant üzerine gelecek kuvvetlerin yönünü, şiddetini ve dağılımını belirleyen mekanik bir parametredir. İmplantlar periodontal ligamentten yoksun olduğu için doğal dişlere kıyasla daha rijit bir yapıya sahiptir ve oklüzal kuvvetlere karşı daha sınırlı adaptasyon yeteneği gösterir. Bu nedenle implant restorasyonlarında oklüzal temasların azaltılması, eksantrik hareketlerde kontrollü rehberlik sağlanması ve lateral yüklerin minimuma indirilmesi önemlidir.

Tek diş restorasyonlarında hafif temas önerilirken, çoklu implant restorasyonlarında grup fonksiyon veya kontrollü kanin rehberliği oklüzal yükleri biyomekanik açıdan optimize eder. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda gece plağı kullanımı ve splint tedavisi implant başarısını koruyan önemli klinik yaklaşımlardır (45).

Kron-İmplant Oranı

Kron-implant oranı, implant üzerindeki biyomekanik yük dağılımını doğrudan etkileyen kritik bir parametredir. Doğal dişlerdeki kök-kron oranına benzer şekilde, implantlarda da implant uzunluğu ile üst yapı yüksekliği arasında ideal bir oran bulunmalıdır. Oranın bozulması, özellikle uzun kronlu restorasyonlarda lever arm etkisine yol açarak implant boyun bölgesinde stres birikimine neden olur.

Optimal kron-implant oranı 1:1 olarak kabul edilse de klinik şartlarda bu oranın 1:1,5 seviyesine kadar tolere edilebildiği belirtilmektedir. Ancak kemik kaybının olduğu, kısa implant kullanılan veya posterior bölgelerde yüksek oklüzal kuvvetlerin

bulunduğu durumlarda kron–implant oranı bozulduğunda implant kaybı riski belirgin şekilde artar. Bu nedenle protetik planlama sırasında kemik seviyeleri, implant uzunluğu ve oklüzal yükler birlikte değerlendirilerek ideal oran sağlanmalıdır (46).

Biyomekanik Yüklenme

İmplant tedavisinin uzun dönem başarısı, yalnızca osseointegrasyonun biyolojik kalitesine değil, aynı zamanda implantın maruz kaldığı biyomekanik kuvvetlerin dengeli bir şekilde yönetilmesine bağlıdır. İmplantlar periodontal ligamentten yoksun oldukları için doğal dişlere oranla daha rijit yapılardır ve bu nedenle oklüzal kuvvetlere adaptasyon yetenekleri sınırlıdır. Yüklerin biyomekanik olarak doğru yönlendirilmesi, implant çevresi kemikte oluşabilecek stres konsantrasyonunu azaltarak hem mekanik komplikasyonların hem de biyolojik doku kaybının önlenmesini sağlar. Bu bağlamda oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü, yükün yönü, parafonksiyonel alışkanlıklar ve implantın mikromekanik davranışları implant başarısını belirleyen temel mekanik değişkenlerdir (45).

Oklüzal Kuvvetler

Oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü ve yönü implantın fonksiyonel stabilitesini belirleyen en önemli biyomekanik faktörlerdendir. Doğal dişlerde periodontal ligament belirli bir şok emme özelliğine sahipken, implantlar rijit yapıları nedeniyle gelen kuvvetleri doğrudan kemik dokusuna iletir. Bu nedenle implant çevresinde yüksek stres birikimi meydana gelebilir. Posterior bölgede çiğneme kuvvetleri ortalama 400–800 N arasında değişirken anterior bölgede bu değer yaklaşık 150–200 N civarındadır. Hastaların çiğneme

alışkanlıkları, kas gücü ve oklüzal morfoloji implantın maruz kaldığı kuvvetleri önemli ölçüde etkiler.

Aşırı oklüzal kuvvetler, özellikle tek implantlı restorasyonlarda veya dar çaplı implantlarda mekanik komplikasyon riskini artırır. Marjinal kemik kaybı, implant vida gevşemesi, abutment kırığı ve implant gövdesinde metal yorgunluğu gibi sorunlar bu kuvvetlerle ilişkilidir. Bu nedenle oklüzal temasların dikkatle düzenlenmesi ve implant üzerindeki yük dengesinin optimize edilmesi klinik açıdan kritik bir gerekliliktir (45).

Yönlendirilmiş Yükleme (Axial vs Non-Axial)

İmplantlara gelen kuvvetlerin yönü, kemik içerisinde oluşan stres dağılımını belirleyen en önemli mekanik değişkenlerden biridir. Axial yükleme (dikey yönde gelen kuvvetler), implant tarafından en iyi tolere edilen kuvvet tipidir. Axial kuvvetler kemik-implant temas yüzeyine eşit şekilde dağıldığı için hem primer stabilizeyi hem de uzun dönem biyomekanik dayanıklılığı destekler.

Buna karşın non-axial yükleme (lateral, tork veya eğik kuvvetler), implant çevresi kemikte stres birikimini artırır ve özellikle implant boyun bölgesinde belirgin yük birikimine yol açar. Non-axial kuvvetlerin neden olduğu lateral stres, marjinal kemik kaybının başlıca nedenlerinden biri olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle implantın üç boyutlu konumlandırılması, oklüzal yüzey morfolojisi ve temas noktaları lateral kuvvetleri minimuma indirecek şekilde tasarlanmalıdır (47).

Estetik bölgede implantın ideal konumdan sapması veya posterior bölgede oklüzal temasların yanlış ayarlanması non-axial yükleri artırarak komplikasyonlara zemin hazırlar. Protez tasarımında minimal lateral temas prensibi bu nedenle kritik öneme sahiptir.

Parafonksiyonel Alışkanlıklar (Bruksizm)

Bruksizm, implant tedavisindeki en önemli risk faktörlerinden biridir. Geceleri istemsiz çene sıkma veya diş gıcırdatma, implant ve üst yapılar üzerinde çok yüksek seviyelerde oklüzal yük oluşturur. Bruksizm sırasında ortaya çıkan kuvvetler normal çiğneme kuvvetlerinin 3 ila 4 katına ulaşabilir. Bu aşırı kuvvetler implant çevresindeki kemiğe sürekli mikrotravma uygulayarak hem mekanik hem de biyolojik komplikasyonların gelişmesini kolaylaştırır.

Bruksizimli hastalarda görülebilecek komplikasyonlar arasında implant vida gevşemesi, abutment kırığı, porselen kırıkları, implant gövdesinde metal yorgunluğu ve marjinal kemik kaybı bulunmaktadır. Bu nedenle bruksizm varlığında implant tedavisi planlanırken şu önlemler dikkate alınmalıdır (48):

- Oklüzal kontakların minimal ve kontrollü düzenlenmesi
- Gece plağı (stabilizasyon splinti) kullanımı
- Geniş çaplı veya daha fazla sayıda implant tercih edilmesi
- Uzun implantlardan kaçınılması
- Aşırı yükleri absorbe edebilecek restorasyon materyalleri seçimi

Bruksizm, implant sağkalımı üzerinde güçlü bir etkindir ve mutlaka tedavi planının bir parçası olarak değerlendirilmelidir.

Mikro ve Makro Hareketler

İmplant yerleştirildikten sonra erken iyileşme döneminde meydana gelen mikro hareketler, osseointegrasyon sürecini olumsuz etkileyen mekanik faktörlerin başında gelir. 50–150 mikrometreden fazla mikro hareket, fibröz doku oluşumuna yol açarak implantın kemik ile biyolojik füzyonunu engeller. Mikro hareketler özellikle düşük

primer stabilite, yetersiz kemik yoğunluğu ve erken yükleme durumlarında artış gösterir.

Makro hareketler ise implantın gözle görülebilir seviyede hareket etmesidir ve bu durum doğrudan implant başarısızlığının göstergesidir. Makro hareketler genellikle implantın erken dönemde aşırı yüklenmesi, yanlış protetik tasarım veya enfeksiyon nedeniyle ortaya çıkar.

Mikro ve makro hareketlerin kontrol altına alınması için:

- Uygun implant çapı ve tasarımının seçilmesi
- Yeterli primer stabilite elde edilmesi (30–45 Ncm)
- Erken yükleme protokollerinde dikkatli davranılması
- Oklüzal temasların minimal düzeye indirilmesi
- Kemik greftleme ve augmentasyon gereksinimlerinin doğru belirlenmesi

gerekmektedir. Bu mekanik parametreler optimize edildiğinde, osseointegrasyonun biyolojik kalitesi ve implantın uzun dönem başarısı belirgin şekilde artmaktadır (31).

Cerrahi Protokol

Dental implant tedavisinde cerrahi protokol, implantın primer stabilitesini, osseointegrasyon kalitesini ve iyileşme sürecini belirleyen en temel aşamalardan biridir. Cerrahi yaklaşımın biyolojik prensiplerle uyumlu, atravmatik ve steril koşullarda gerçekleştirilmesi implantın uzun dönem başarısını doğrudan etkiler. Cerrahi protokol klinik gereksinimlere göre tek aşamalı, iki aşamalı veya flapless tekniklerle uygulanabilir. Cerrahin deneyimi, hastanın anatomik koşulları ve kemik kalitesi, protokolün bireyselleştirilmesinde belirleyici rol oynar (21).

Tek Aşamalı / İki Aşamalı Cerrahi

Tek aşamalı cerrahi, implantın yerleştirilmesiyle aynı seansta iyileşme başlığının takıldığı ve yumuşak dokunun bu başlığın etrafında iyileştiği protokoldür. Bu yaklaşım özellikle yeterli primer stabilite elde edilebilen, iyi kemik kalitesine sahip bölgelerde tercih edilir. Tek aşamalı cerrahinin avantajı, ikinci cerrahi girişime gerek kalmadan iyileşme sürecinin hızlanması, hasta konforunun artması ve klinik sürecin basitleşmesidir. Ancak primer stabilitenin düşük olduğu veya kemik hacminin yetersiz olduğu vakalarda bu yöntemin tercih edilmesi peri-implant mikromovement riskini artırabilir.

İki aşamalı cerrahi, ise implant yerleştirildikten sonra mukozanın tamamen kapatıldığı ve implantın yumuşak doku altında iyileştiği protokoldür. Bu yöntem, düşük kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde, greftleme işlemleriyle kombine edilen vakalarda veya mikromovement riskinin yüksek olduğu hastalarda daha güvenilir kabul edilir. İki aşamalı cerrahide cerrahi bölge dış etkenlerden izole edildiği için enfeksiyon riski daha düşüktür ve osseointegrasyon süreci daha kontrollü bir şekilde ilerler. Ancak ikinci aşamada iyileşme başlığı takılması için ek bir cerrahi müdahale gerektirir (49).

Flapless Teknik

Flapless implant cerrahisi, mukoperiostal flep kaldırılmadan yapılan minimal invaziv bir yöntemdir. Bu teknik özellikle yeterli keratinize doku varlığında, kemik hacminin uygun olduğu vakalarda ve estetik gereksinimlerin yüksek olmadığı bölgelerde tercih edilir. Flapless yaklaşımın en önemli avantajları arasında:

- Daha az postoperatif ağrı ve ödem,
- Hızlı iyileşme,

- Yumuşak doku morfolojisinin korunması,
- Periostal kanlanmanın bozulmaması

yer almaktadır.

Bununla birlikte flapless cerrahi, görüş alanının kısıtlı olması nedeniyle anatomik risklerin doğru değerlendirilememesi veya implantın yanlış pozisyonlandırılması gibi dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle preoperatif CBCT değerlendirmesi ve cerrahi kılavuzların kullanımı flapless tekniğin başarısını artırır. Kemik defektlerinin varlığı, sınırlı kemik hacmi veya anatomik varyasyon şüphesi durumlarında flapless yaklaşım uygun değildir (22).

Sterilizasyon ve Asepsi

Sterilizasyon ve asepsi implant cerrahisinin olmazsa olmaz klinik bileşenleridir. Cerrahi alanın steril hazırlıkla oluşturulması, aletlerin uygun şekilde sterilize edilmesi ve ameliyathane ortamının enfeksiyon kontrol protokollerine uygun olması implant başarısını doğrudan etkiler. Dental implant yüzeyleri mikropürüzlülük içerdiğinden bakteriyel kontaminasyona karşı özellikle hassastır; bu nedenle steril alana temas eden her materyalin enfeksiyon açısından titizlikle kontrol edilmesi gerekir.

Operasyon sırasında:

- Steril örtüleme,
- Cerrahi eldiven ve maske kullanımı,
- Yeterli ışıklandırma,
- Yüzey dezenfeksiyonu,
- Aletlerin steril paketlerde sunulması

zorunlu klinik uygulamalardır. Yetersiz sterilizasyon, erken implant kayıpları ve peri-implant enfeksiyonların en sık nedenlerinden biridir (50).

Tork Değerleri

Tork değerleri, implantın primer stabilitesini belirlemede kullanılan en kritik mekanik parametrelerden biridir. Cerrahi sırasında uygulanan tork miktarı, implantın kemik içerisindeki sıkılık derecesini ve fonksiyonel yüklemeye hazır olup olmadığını gösterir. Genel klinik kabul:

- **25–35 Ncm:** Güvenli primer stabilite
- **>35 Ncm:** Yüksek stabilite, erken yüklemeye uygun
- **<20 Ncm:** Yetersiz stabilite, iki aşamalı cerrahi veya geç yükleme önerilir

şeklinde dir.

Aşırı tork uygulanması kortikal kemikte mikrofraktürlere yol açarak osseointegrasyonu olumsuz etkileyebilir. Yetersiz tork ise mikromovement riskini artırarak fibröz iyileşmeye neden olur. Bu nedenle ideal tork değeri kemik kalitesine, implant tasarımına ve osteotomi protokolüne göre bireyselleştirilmelidir (51).

Yükleme Protokolü

İmplant tedavisinde protetik yüklemenin zamanlaması, osseointegrasyon sürecinin biyolojik dinamikleri ve implantın mekanik stabilitesi ile doğrudan ilişkilidir. Yüklem e protokolü, implantın fonksiyonel kuvvetlere ne zaman maruz bırakılacağını belirler ve bu karar hem kemik kalitesi, hem primer stabilite düzeyi hem de implant tasarım özellikleri dikkate alınarak verilmelidir. Güncel implantoloji yaklaşımlarında yüklem e protokolleri geç,

erken ve immediate olmak üzere üç temel kategoriye ayrılır. Her protokolün kendine özgü endikasyonları, avantajları ve klinik sınırlılıkları bulunmaktadır. Bu nedenle yükleme zamanlamasının doğru belirlenmesi, implant tedavisinin uzun dönem başarısı için kritik öneme sahiptir (52).

Erken Yükleme

Erken yükleme, implant yerleştirildikten sonra yaklaşık 2–8 hafta içerisinde protetik yükün uygulanmasını ifade eder. Bu yaklaşım modern implant yüzeylerinin geliştirilmesi, osseointegrasyon hızının artması ve primer stabiliteyi destekleyen makro tasarımların yaygınlaşması sayesinde giderek daha sık tercih edilmektedir.

Erken yüklemenin en önemli avantajı, tedavi süresini kısaltması ve hastanın fonksiyonel ve estetik gereksinimlerini daha kısa sürede karşılamasıdır. Ayrıca kemik-implant arayüzünde kontrollü mekanik yüklenme, fizyolojik kemik remodeling sürecini destekleyerek kemik dokusunun daha düzenli organize olmasına katkıda bulunabilir.

Bununla birlikte erken yükleme ancak şu koşullar sağlandığında önerilir (53):

- Primer stabilitenin $\geq 30\text{--}35$ Ncm olması
- İyi kemik yoğunluğu (D1–D2)
- Parafonksiyonel alışkanlıkların olmaması
- Yeterli implant sayısı ve uygun dağılım

Aksi durumda erken yükleme, mikromovement riskini artırarak osseointegrasyonu olumsuz etkileyebilir.

Geç Yükleme

Geç yükleme, implantın yerleştirilmesini takiben 3–6 ay arasında geçen bir iyileşme sürecinin ardından gerçekleştirilen protetik yüklemedir. Bu protokol klasik implantoloji yaklaşımının temelini oluşturur ve özellikle düşük kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde, sinüs lifting veya kemik augmentasyonu yapılmış vakalarda ve primer stabilitenin düşük olduğu durumlarda tercih edilir.

Geç yüklemenin en önemli avantajı, implant ile kemik arasındaki biyolojik bağlantının tam olarak olgunlaşmasına fırsat tanınmasıdır. Remodeling fazının tamamlanmasıyla kemik mineralizasyonu artar ve implantın sekonder stabilitesi maksimum düzeye ulaşır. Bu nedenle geç yükleme, komplikasyon riskinin daha düşük olduğu güvenli bir protokoldür.

Ancak tedavi süresinin uzaması, hastaların fonksiyonel beklentilerini geciktirebilir ve estetik bölgelerde geçici restorasyon ihtiyacı doğurabilir. Buna rağmen riskli vakalarda geç yükleme en güvenilir klinik yaklaşımdır (52).

İmmediate Yükleme

İmmediate (anında) yükleme, implant yerleştirildikten 24 saat içinde geçici veya kalıcı restorasyonun uygulanmasıdır. Günümüzde özellikle ön bölgede estetik gereksinimlerin yüksek olduğu vakalarda ve mandibulada yüksek yoğunluklu kortikal kemik varlığında tercih edilmektedir.

Immediate yükleme protokolünün avantajları:

- Estetik ve fonksiyonun hızlı sağlanması
- Yumuşak doku morfolojisinin erken şekillendirilmesi
- Psikolojik ve sosyal konforun artırılması
- Cerrahi sonrası protez kullanımından kaynaklanan travmaların azaltılması

Ancak immediate yükleme, yüksek primer stabilite gerektirir ve kemik-implant arayüzünde mikromovement toleransının çok düşük olduğu klinik bir süreçtir. Bu nedenle yiyeceklerde sert temasların engellenmesi, oklüzal temasların minimize edilmesi ve geçici restorasyonun non-fonksiyonel şekilde düzenlenmesi gereklidir.

Immediate yükleme için ideal kriterler arasında (52):

- Primer stabilite $\geq 35-45$ Ncm
- D1-D2 kemik kalitesi
- Tek implant yerine çoklu implantla desteklenen köprüler
- Parafonksiyon olmaması
- Yeterli implant çapı ve uzunluğu

bulunmaktadır.

Stabilite Kriterleri

Stabilite, yükleme protokolünün belirlenmesinde en önemli biyomekanik parametredir. Stabilite primer (mekanik) ve sekonder (biyolojik) olarak değerlendirilir.

Primer stabilite kriterleri:

- Tork değeri: 30-45 Ncm
- ISQ (Resonance Frequency Analysis) değeri: $\geq 65-70$
- Düşük trabeküler boşluk / yeterli kortikal destek
- Uygun osteotomi ve yeterli kemik-implant teması

Sekonder stabilite kriterleri (21):

- Osseointegrasyonun matürasyonu
- Kemik mineralizasyon düzeyinin artması

- Mikromovements (<50–100 µm)
- Yeterli biyolojik genişlik oluşumu

Stabilite kriterleri sağlandığında erken veya immediate yükleme başarıyla uygulanabilir; stabilitenin yetersiz olduğu durumlarda geç yükleme tercih edilmelidir.

Peri-implant Hastalıklar ve Komplikasyonlar

Dental implant tedavisinin uzun dönem başarısı yalnızca osseointegrasyonun sağlanması ile değil, implant çevresi yumuşak ve sert dokuların sağlığının korunması ile mümkündür. Peri-implant hastalıklar, implant çevresi dokularda gelişen inflamatuvar süreçlerin bir sonucu olup, hafif mukozal inflamasyondan ciddi kemik kaybına kadar geniş bir klinik spektrum gösterir. Mekanik komplikasyonlar ise implantın fonksiyon sırasında maruz kaldığı aşırı yükler, uygunsuz protetik tasarım veya üretim hataları gibi etkenlere bağlı olarak ortaya çıkar. Bu komplikasyonların erken tanı ve etkin yönetimi implantın ömrünü belirleyen kritik faktörlerdir (54).

Peri-implant Mukozitis

Peri-implant mukozitis, implant çevresi mukozada inflamasyon gelişmesiyle karakterize, ancak kemik kaybının eşlik etmediği geri dönüşümlü bir peri-implant hastalıktır. Klinik bulgular arasında kanama, kızarıklık, şişlik ve sondalamada hassasiyet yer alır. Plak ve biyofilm birikimi peri-implant mukozitisin temel etiyolojik faktörüdür. Yetersiz oral hijyen, sigara, ağız kuruluğu, sistemik hastalıklar ve uygunsuz protetik tasarım riski artırır.

Peri-implant mukozitis uygun tedavi ile tamamen geri döndürülebilir. Tedavinin temelini mekanik plak kontrolü, profesyonel temizlik, antiseptik uygulamaları ve hastaya verilen

hijyen eğitimi oluşturur. Tedavi edilmediğinde mukozitis peri-implantitise ilerleme eğilimindedir, bu nedenle erken müdahale kritik önem taşır (55).

Peri-implantitis

Peri-implantitis, peri-implant mukozitisin ilerleyerek implant çevresinde marjinal kemik kaybına yol açması ile tanımlanan, ileri derecede inflamatuvar bir hastalıktır. Bu durum implantın prognozunu ciddi şekilde tehdit eder (56). Klinik bulgular şunlardır:

- Sondalamada kanama ve/veya püy
- Artmış cep derinliği
- Radyografik kemik kaybı
- Mukozal hiperplazi veya fistül gelişimi

Peri-implantitis gelişiminde biyofilm, yetersiz oral hijyen, sigara kullanımı, kontrolsüz diabetes mellitus ve aşırı oklüzal yükleme başlıca risk faktörleridir. Ayrıca keratinize doku eksikliği ve yanlış protetik tasarım da peri-implantitis gelişimini kolaylaştırır.

Tedavisi oldukça güçtür ve genellikle kombine yaklaşımlar gerektirir:

- Mekanik debridman
- Antiseptik (klorheksidin) ve antibiyotik uygulamaları
- Lazer tedavileri
- Cerrahi rezektif veya rejeneratif operasyonlar
- Kemik greftleri ve membran uygulamaları

Erken tanı konulmadığında peri-implantitis implant kaybı ile sonuçlanabilir.

Kemik Kaybı

Marjinal kemik kaybı implant tedavisinde hem biyolojik hem de mekanik süreçlerin bozulduğunu gösteren önemli bir göstergedir. Normal fizyolojik kemik remodelingine bağlı olarak ilk yıl içinde 0,5–1,5 mm arasında kemik kaybı beklenebilir; ancak bundan daha fazla kayıp patolojik kabul edilir.

Kemik kaybının başlıca nedenleri (57):

- Peri-implantitis
- Aşırı oklüzal yük
- Yetersiz implant çapı veya uzunluğu
- Yanlış implant yerleşimi
- Keratinize doku eksikliği
- Mikromovements
- Yetersiz primer stabilite

Kemik kaybı restoratif veya cerrahi yöntemlerle yönetilebilir; ancak ileri vakalarda implantın çıkarılması gerekebilir. Kemik kaybının erken fark edilmesi tedavinin başarısı için kritiktir.

Mekanik Kırıklar

Mekanik kırıklar implantın veya protetik komponentlerin aşırı yüklenme, metal yorgunluğu, yanlış tasarım veya üretim hatasına bağlı olarak fiziksel olarak kırılmasıdır. En sık kırılan bölgeler şunlardır:

- İmplant boynu
- Abutment bağlantı bölgesi
- Vida sistemleri

- Hibrit protez metal alt yapıları

Bruksizm, yüksek çiğneme kuvvetleri ve hatalı oklüzal şema mekanik kırık riskini artıran temel faktörlerdir. Ayrıca dar çaplı implantlarda, uzun mesafeli protezlerde ve yetersiz implant sayısının kullanıldığı durumlarda kırık riski belirgin şekilde artar (54).

Tedavi kırığın tipine göre değişir:

- Vida kırıkları çıkarılıp yenisi takılabilir
- Abutment kırıkları değiştirilebilir
- İmplant gövdesi kırıldıysa çoğu zaman implant tamamen çıkarılmalıdır

Mekanik kırıkların önlenmesi için doğru implant boyutu, doğru makro tasarım ve dikkatli oklüzal düzenleme önemlidir.

Vida Gevşemesi

Vida gevşemesi, implant üst yapısı ile ilgili en sık görülen mekanik komplikasyonlardan biridir. Çoğu zaman revize edilmesi kolay bir sorun olsa da altında yatan neden düzeltilmezse tekrarlayan komplikasyonlara yol açar. Vida gevşemesinin başlıca nedenleri (58):

- Aşırı lateral kuvvetler
- Yetersiz sıkım torku
- Vidalarda üretim hatası
- Protetik uyumsuzluk
- Bruksizm
- Mikro hareketler

Vida gevşemesinin tekrarlamaması için sıkım torkunun üretici tarafından belirtilen değerde uygulanması, oklüzal temasların

düzeltilmesi ve parafonksiyonel alışkanlıkların tedavi edilmesi gereklidir.

Sonuç

Dental implant tedavisinin başarısı, biyolojik, mekanik ve cerrahi süreçlerin bir bütün olarak değerlendirilmesini gerektiren çok boyutlu bir yapıya sahiptir. İmplantın ağız ortamında uzun dönem fonksiyon görebilmesi; hastaya bağlı faktörler, kemik kalitesi ve hacmi, cerrahi teknik, implant tasarımı, yükleme protokolü ve üst yapı planlamasının birbiriyle uyumlu şekilde yönetilmesine bağlıdır. Osseointegrasyonun biyolojik temelleri, implantın kemik içerisindeki stabilitesinin yalnızca başlangıçtaki mekanik tutunmaya değil, aynı zamanda iyileşme süreci boyunca gerçekleşen hücresel aktivitelerin sağlıklı ilerlemesine bağlı olduğunu göstermektedir. Bu nedenle primer stabilitenin sağlanması, mikromovement riskinin azaltılması ve iyileşme sürecinin biyolojik gerekliliklere uygun şekilde yönetilmesi tedavinin temelini oluşturur.

Biyomekanik açıdan implantın yüklenme şekli, oklüzal kuvvetlerin yönü ve şiddeti, protetik tasarım ve parafonksiyonel alışkanlıkların kontrolü implant çevresi kemikte stres dağılımını doğrudan etkiler. Uygun olmayan yük transferi hem mekanik kırıklara hem de marjinal kemik kaybına yol açarak implantın prognozunu olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle protetik tasarım aşamasında kron–implant oranı, oklüzal şema ve implant sayısı gibi parametrelerin bilimsel temellere uygun olarak belirlenmesi uzun dönem başarı için kritik öneme sahiptir.

Peri-implant dokuların sağlığının korunması, implant tedavisinin sürdürülebilirliği için vazgeçilmez bir unsurdur. Peri-implant mukozitisin erken dönemde tanınması ve tedavi edilmesi, daha ileri bir tablo olan peri-implantitisin önlenmesinde anahtar rol oynar. Bununla birlikte mekanik ve biyolojik komplikasyonların erken fark

edilmesi ve kapsamlı bir takip protokolünün uygulanması implant kayıplarını önemli ölçüde azaltmaktadır.

Sonuç olarak dental implant tedavisi, başarılı bir klinik uygulama için yalnızca cerrahi bir girişim olmanın ötesinde, biyoloji, biyomekanik, protez ve hasta yönetiminin entegre edildiği kapsamlı bir tedavi yaklaşımı gerektirir. Her hastanın bireysel özelliklerine göre planlanan, bilimsel temellere dayalı ve multidisipliner bir yaklaşım implant tedavisinin uzun dönem başarısını artırarak hem fonksiyonel hem de estetik açıdan tatmin edici sonuçlar elde edilmesini sağlar.

1. Linkow LI, Rinaldi AW, Weiss WW, Jr., Smith GH. Factors influencing long-term implant success. *J Prosthet Dent.* 1990;63(1):64-73.
2. Saini M, Singh Y, Arora P, Arora V, Jain K. Implant biomaterials: A comprehensive review. *World J Clin Cases.* 2015;3(1):52-7.
3. Staedt H, Rossa M, Lehmann KM, Al-Nawas B, Kämmerer PW, Heimes D. Potential risk factors for early and late dental implant failure: a retrospective clinical study on 9080 implants. *Int J Implant Dent.* 2020;6(1):81.
4. Gupta A, Kale B, Masurkar D, Jaiswal P. Etiology of dental implant complication and failure--an overview. *AIMS Bioengineering.* 2023;10(2).
5. Bertl K, Ebner M, Knibbe M, Pandis N, Kuchler U, Ulm C, Stavropoulos A. How old is old for implant therapy in terms of early implant losses? *J Clin Periodontol.* 2019;46(12):1282-93.
6. Etöz O, Bertl K, Kukla E, Ulm C, Ozmeric N, Stavropoulos A. How old is old for implant therapy in terms of implant survival and marginal bone levels after 5-11 years? *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(3):337-48.
7. Chen EP, Chen L, Ji Y, Tai G, Wen YH, Ellens H. A mechanism-based mathematical model of aryl hydrocarbon receptor-mediated CYP1A induction in rats using beta-naphthoflavone as a tool compound. *Drug Metab Dispos.* 2010;38(12):2278-85.
8. Mesquita L, Mortier J, Ressel L, Finotello R, Silvestrini P, Piviani M. Neoplastic pleural effusion and intrathoracic metastasis

of a scapular osteosarcoma in a dog: a multidisciplinary integrated diagnostic approach. *Vet Clin Pathol*. 2017;46(2):337-43.

9. Kochar SP, Reche A, Paul P. The etiology and management of dental implant failure: a review. *Cureus*. 2022;14(10).

10. Shear D, Harrison LE, O'Brien S, Khazendar Z, Lyons S, Morgan JJ, et al. Rapid Transition to Virtual Assessment and Treatment in an Interdisciplinary Randomized Clinical Trial for Youth With Chronic Pain: Adaptations and Implications for Future Trials. *Clin J Pain*. 2022;38(7):459-69.

11. Albernaz TT, Oliveira CM, Lima DH, da Silva e Silva N, Cardoso DP, Lopes CT, et al. Comparison of the tuberculin test, histopathological examination, and bacterial culture for the diagnosis of tuberculosis (*Mycobacterium bovis*) in buffaloes (*Bubalus bubalis*) in Brazil. *Trop Anim Health Prod*. 2015;47(6):1153-9.

12. Daftarian N, Kiani S, Zahabi A. Regenerative therapy for retinal disorders. *J Ophthalmic Vis Res*. 2010;5(4):250-64.

13. Haas M. Questions to Ask Prior to Root Canal Treatment. *Dent Today*. 2017;36(1):108, 10, 12.

14. Priimagi A, Cavallo G, Metrangolo P, Resnati G. The halogen bond in the design of functional supramolecular materials: recent advances. *Acc Chem Res*. 2013;46(11):2686-95.

15. Barone A, Santini S, Sbordon L, Crespi R, Covani U. A clinical study of the outcomes and complications associated with maxillary sinus augmentation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(1):81-5.

16. Gotfredsen K, Walls AW. What dentition assures oral function? *Clin Oral Implants Res*. 2007;18 Suppl 3:34-45.

17. Castle P. Reference standards for vaccine-producing laboratories. *Rev Sci Tech*. 1998;17(2):585-91.

18. Khan H, Ishihara O, Elder MG, Sullivan MH. A comparison of two populations of decidual cells by immunocytochemistry and prostaglandin production. *Histochemistry*. 1991;96(2):149-52.
19. Kanwal R, Gupta S. Epigenetic modifications in cancer. *Clin Genet*. 2012;81(4):303-11.
20. Kitamura H, Honma I, Torigoe T, Hariu H, Asanuma H, Hirohashi Y, et al. Expression of livin in renal cell carcinoma and detection of anti-livin autoantibody in patients. *Urology*. 2007;70(1):38-42.
21. Kravitz JN, Steed LL, Judson MA. Intracavitary voriconazole for the treatment of hemoptysis complicating *Pseudallescheria angusta* pulmonary mycetomas in fibrocystic sarcoidosis. *Med Mycol*. 2011;49(2):198-201.
22. Sackstein M. A digital video photographic technique for esthetic evaluation of anterior mandibular teeth. *J Prosthet Dent*. 2007;97(4):246-7.
23. Speidel LK. Air transpiration and the disabled. *Occup Ther Health Care*. 1984;1(4):55-67.
24. Walker V. Ammonia toxicity and its prevention in inherited defects of the urea cycle. *Diabetes Obes Metab*. 2009;11(9):823-35.
25. Prusov AN, Smirnova TA, Kurochkina LP, Kolomijtseva GY. Influence of distamycin, chromomycin, and UV-irradiation on extraction of histone H1 from rat liver nuclei by polyglutamic acid. *Biochemistry (Mosc)*. 2010;75(11):1331-41.
26. Peakall R, Ebert D, Poldy J, Barrow RA, Francke W, Bower CC, Schiestl FP. Pollinator specificity, floral odour chemistry and the phylogeny of Australian sexually deceptive *Chiloglottis* orchids: implications for pollinator-driven speciation. *New Phytol*. 2010;188(2):437-50.
27. Merz NB, Johnson BD, Kelsey PSF, Reis SE, Lewis JF, Reichek N, et al. Diagnostic, prognostic, and cost assessment of

coronary artery disease in women. *Am J Manag Care*. 2001;7(10):959-65.

28. Gengler S, McClean PL, McCurtin R, Gault VA, Hölscher C. Val(8)GLP-1 rescues synaptic plasticity and reduces dense core plaques in APP/PS1 mice. *Neurobiol Aging*. 2012;33(2):265-76.

29. Calcagno AM, Fostel JM, Orzechowski RP, Alston JT, Mattes WB, Siahaan TJ, Ware JA. Modulation of cell adhesion molecules in various epithelial cell lines after treatment with PP2. *Mol Pharm*. 2005;2(3):170-84.

30. Atchison KA, Mito RS, Rosenberg DJ, Lefever KH, Lin S, Engelhardt R. PGD training and its impact on general dentist practice patterns. *J Dent Educ*. 2002;66(12):1348-57.

31. Mori J, Haisa M, Naomoto Y, Takaoka M, Kimura M, Yamatsuji T, et al. Suppression of tumor growth and downregulation of platelet-derived endothelial cell growth factor / thymidine phosphorylase in tumor cells by angiogenesis inhibitor TNP-470. *Jpn J Cancer Res*. 2000;91(6):643-50.

32. Nie JJ, Sun KX, Li J, Wang J, Jin H, Wang L, et al. A type-specific nested PCR assay established and applied for investigation of HBV genotype and subgenotype in Chinese patients with chronic HBV infection. *Virol J*. 2012;9:121.

33. Pires CA, Bissada NF, Becker JJ, Kanawati A, Landers MA. Mandibular incisive canal: cone beam computed tomography. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(1):67-73.

34. Ferrer JE, Velez JD, Herrera AM. Age-related morphological changes in smooth muscle and collagen content in human corpus cavernosum. *J Sex Med*. 2010;7(8):2723-8.

35. Pereira Lde P, Mota MR, Brizeno LA, Nogueira FC, Ferreira EG, Pereira MG, Assreuy AM. Modulator effect of a polysaccharide-rich extract from *Caesalpinia ferrea* stem barks in rat cutaneous wound healing: Role of TNF- α , IL-1 β , NO, TGF- β . *J Ethnopharmacol*. 2016;187:213-23.

36. Werfel TA, Swain C, Nelson CE, Kilchrist KV, Evans BC, Miteva M, Duvall CL. Hydrolytic charge-reversal of PEGylated polyplexes enhances intracellular un-packaging and activity of siRNA. *J Biomed Mater Res A*. 2016;104(4):917-27.
37. Lanza A, Laino L, Rossiello L, Perillo L, Ermo AD, Cirillo N. Clinical Practice: Giant Cell Tumour of the Jaw Mimicking Bone Malignancy on Three-Dimensional Computed Tomography (3D CT) Reconstruction. *Open Dent J*. 2008;2:73-7.
38. Flacking R, Lehtonen L, Thomson G, Axelin A, Ahlqvist S, Moran VH, et al. Closeness and separation in neonatal intensive care. *Acta Paediatr*. 2012;101(10):1032-7.
39. Wang XF, Ge TT, Fan J, Yang W, Cui RJ. The role of substance P in epilepsy and seizure disorders. *Oncotarget*. 2017;8(44):78225-33.
40. von Ferber L. [Language of the other]. *Fortschr Med*. 1975;93(34):1708-11.
41. Keith J, Prior D. Scale and scope economies in Mexican private medical units. *Salud Publica Mex*. 2014;56(4):348-54.
42. Zhang J, Han S, Ji C, Zhang W, Wang Y, Tao K, et al. [(CH₃)₃NH](3) Bi(2) I(9) : A Polar Lead-Free Hybrid Perovskite-Like Material as a Potential Semiconducting Absorber. *Chemistry*. 2017;23(68):17304-10.
43. Greenwald BJ. Clinical practice guidelines for pediatric constipation. *J Am Acad Nurse Pract*. 2010;22(7):332-8.
44. Verma S, Santhosh AP, Shukla S, Gupta P, Mandavdhare HS, Dutta U, Sharma V. Gastrointestinal: An oral clue to an unusual cause of pain abdomen: Burton's line. *J Gastroenterol Hepatol*. 2019;34(4):629.
45. Stoker J. State changes have an impact on where your nursing license is recognized. *Home Healthc Nurse*. 2005;23(9):600.

46. Zhou W, Han C, Li D, Li Y, Song Y, Zhao Y. Endodontic treatment of teeth induces retrograde peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(12):1326-32.
47. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2001;85(6):585-98.
48. Schaper SV, Gienapp P, Dawson A, Visser ME. Heritability of gonad size varies across season in a wild songbird. *J Evol Biol.* 2013;26(12):2739-45.
49. Sharma A, Holman S, Pitts R, Minkoff HL, Dehovitz JA, Lazar J. Peripheral arterial disease in HIV-infected and uninfected women. *HIV Med.* 2007;8(8):555-60.
50. Teichert AM, Karantzoulis-Fegaras F, Wang Y, Mawji IA, Bei X, Gnanapandithen K, Marsden PA. Characterization of the murine endothelial nitric oxide synthase promoter. *Biochim Biophys Acta.* 1998;1443(3):352-7.
51. Ma YL, Zhang P, Wang F, Moyer MP, Yang JJ, Liu ZH, et al. Human embryonic stem cells and metastatic colorectal cancer cells shared the common endogenous human microRNA-26b. *J Cell Mol Med.* 2011;15(9):1941-54.
52. Bonnet F, Chêne G, Thiébaud R, Dupon M, Lawson-Ayayi S, Pellegrin JL, et al. Trends and determinants of severe morbidity in HIV-infected patients: the ANRS CO3 Aquitaine Cohort, 2000-2004. *HIV Med.* 2007;8(8):547-54.
53. Phillips AN, Sabin C, Pillay D, Lundgren JD. HIV in the UK 1980-2006: reconstruction using a model of HIV infection and the effect of antiretroviral therapy. *HIV Med.* 2007;8(8):536-46.
54. Gitto E, Aversa S, Salpietro CD, Barberi I, Arrigo T, Trimarchi G, et al. Pain in neonatal intensive care: role of melatonin as an analgesic antioxidant. *J Pineal Res.* 2012;52(3):291-5.
55. Caton JG, Armitage G, Berglundh T, Chapple ILC, Jepsen S, Kornman KS, et al. A new classification scheme for periodontal and

peri-implant diseases and conditions - Introduction and key changes from the 1999 classification. J Clin Periodontol. 2018;45 Suppl 20:S1-s8.

56. Papapanou PN, Sanz M, Buduneli N, Dietrich T, Feres M, Fine DH, et al. Periodontitis: Consensus report of workgroup 2 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. J Clin Periodontol. 2018;45 Suppl 20:S162-s70.

57. Walsh SR, Stinson KJ, Menzies PI, Wootton SK. Development of an ante-mortem diagnostic test for enzootic nasal tumor virus and detection of neutralizing antibodies in host serum. J Gen Virol. 2014;95(Pt 8):1843-54.

58. Bendavid E, Oh C, Bhattacharya J, Ioannidis JPA. Assessing mandatory stay-at-home and business closure effects on the spread of COVID-19. Eur J Clin Invest. 2021;51(4):e13484.

GÖMÜLÜ MANDİBULAR 3. MOLAR DIŞLERİN CERRAHİ ÇEKİMİ SONRASI SİNİR HASARI RİSKİ, GÜNCEL TEDAVİ YÖNTEMLERİ VE YAKLAŞIMLAR

**DAMLA ENTOK¹
KADRIYE AYÇA DERE²**

Gömülü veya sürmüş mandibular üçüncü molar dişlerin çekimi, çene cerrahisi alanında sıklıkla uygulanan cerrahi işlemlerden biridir. Bu dişlerin cerrahi olarak uzaklaştırılması; tekrarlayan perikoronitis atakları, restoratif tedaviye olanak tanımayan derin çürükler, komşu ikinci molarda rezorptif veya periodontal patolojilerin gelişmesi, odontojenik kist ya da tümör gibi patolojik oluşumların varlığı, şiddetli ağrı ve enfeksiyon tabloları, ortognatik cerrahi veya radyoterapi planlaması, ortodontik tedavi endikasyonları ve komşu anatomik yapılarla potansiyel riskli ilişkilerin mevcudiyeti durumlarında endike kabul edilmektedir.[1,2,3] Çekim endikasyonu bulunan gömülü dişler dışında, asemptomatik molarların profilaktik olarak ekstraksiyonu hakkındaki tartışmalar; çıkarma işleminin maliyet ve risklerinin, çıkarılmamasının olası sonuçlarıyla karşılaştırılmasına dayanmaktadır. Profilaktik cerrahinin nedenleri arasında hastalık riskini (kistler ve tümörler) en aza indirme ihtiyacı, mandibular kırık riskinin azaltılması, yaşla birlikte artan cerrahi zorluk, restore edilemeyen çürükler veya periodontal hastalık ve molarların çiğneme için daha az öneme sahip olabileceği düşüncesi yer almaktadır[4].

Üçüncü molar dişlerin cerrahi olarak uzaklaştırılmasının ardından çeşitli intraoperatif ve postoperatif komplikasyonlar gelişebilmektedir. Bu komplikasyonların ortaya çıkışı, dişin konumu, anatomik ilişkileri, cerrahi tekniğin niteliği ve hastaya ait faktörlere bağlı olarak değişkenlik göstermektedir.

Üst çenede karşılaşılan komplikasyonlar arasında dişin veya köklerin maksiller sinüse disloke olması, oroantral açıklık oluşumu ve buna bağlı sinüs iltihabı, dişin infratemporal loja kaçması, maksiller tüber fraktürü ve palatinal arter gibi önemli damar ve sinir paketlerine zarar verilmesi yer almaktadır. Maksiller üçüncü molarların sinüs tabanına yakın konumu, bu komplikasyonların sıklığını artıran önemli bir anatomik risk faktörü olarak görülmektedir.

Alt çene üçüncü molar cerrahilerinde ise; mandibula kırıkları, diş veya köklerin sublingual ya da submandibular loja dislokasyonu, uzun süreli ağız açıklığına bağlı gelişen akut kas ağrıları ve postoperatif dönemde sık görülen ağrı, ödem ve trismus gibi komplikasyonlar yer almaktadır. Özellikle alt molar çekimlerinden sonra alveol socketindeki pıhtının kaybına bağlı

¹ Arş. Gör., Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, 0009-0000-0727-1442, damlaentok@gmail.com

² Dr. Öğr. Üyesi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, 0000-0002-2550-7129, kadriyedere@sdu.edu.tr

olarak gelişen alveolit (dry socket) erken dönemin önemli komplikasyonlarından biridir. Bunun yanında cerrahi travmaya bağlı aşırı kanama ve enfeksiyon gelişimi de postoperatif süreçte gözlemlenmektedir.[5]

Bunun dışında mandibular üçüncü molar bölgeyi içeren cerrahi işlemlerde; inferior alveolar ve lingual sinirlerin hasarı, en ciddi komplikasyonlardan biri olarak kabul edilmektedir. Cerrahi işlem sırasında bu sinirlerin yaralanması, geçici veya kalıcı nörosensoriyel bozukluklara yol açabilmekte ve postoperatif dönemde hastanın yaşam kalitesini önemli ölçüde etkilemektedir.

Ameliyattan sonraki 4 ila 8 hafta içerisinde inferior alveolar sinir (IAN) yaralanmalarının yaklaşık %96'sı iyileşmekte olup bu iyileşme oranları cinsiyet ve yaşa göre çok az farklılık göstermektedir. Bu yaralanmalardan bazıları altı aydan uzun sürebilmekte veya kalıcı olabilmekte ve hafif hipoesteziye kadar farklı semptomlara veya kronik ağrıya neden olan nöropatik tepkilere yol açabilmektedir.[6,7]

MANDIBULAR ÜÇÜNCÜ MOLAR DIŞIN ÇEKİMİ SIRASINDA DİKKAT EDİLMESİ GEREKEN ANATOMİK SINIRLAMALAR

Mandibular üçüncü molar cerrahisi sırasında dikkat edilmesi gereken anatomik yapılar, operasyonun güvenliği ve olası komplikasyonların önlenmesi açısından büyük önem taşır. Bu bölgedeki en kritik anatomik sınırlamalardan biri, mandibular sinirin bir dalı olan inferior alveolar sinirdir. Mandibular kanal içerisindeki seyri ve özellikle üçüncü molar kökleri ile olan yakın ilişkisi, cerrahi planlamayı doğrudan etkileyen belirleyici bir faktördür. Ayrıca mandibular üçüncü molar dişlerin, lingual sinir ve komşu ikinci molar gibi yapılara oldukça yakın konumda bulunması cerrahi riskleri artırmaktadır. Bu nedenle, güvenli bir cerrahi yaklaşım geliştirebilmek için mandibular sinirin anatomik özelliklerinin ayrıntılı olarak değerlendirilmesi gerekmektedir.

Mandibular sinir, trigeminal sinirin üçüncü ve en alt dalını oluşturmaktadır. Bu sinir, kranial sinirlerin beşincisi olan nervus trigeminus'un (CN V) mandibular dalından (V3) kaynaklanan hem somatik duysal hem de motor lifler içeren bir periferik sinirdir. Söz konusu sinir, foramen ovale aracılığıyla orta kraniyal fossadan çıkarak fossa infratemporalis'e ulaşır ve burada motor ve duysal dallarına ayrılır. Nervus alveolaris inferior, bu bölgede arteria alveolaris inferior ile birlikte mandibular foramen aracılığıyla canalis mandibularis'e girer ve mandibulanın gövdesi boyunca anteriora doğru ilerler. Kanal içinde seyreden bu sinir, alt çenedeki molar ve premolar dişlerin pulpası, periodontal ligamentleri, alveolar kemik ve ilgili gingival dokuların somatik duysal innervasyonundan sorumludur. Yaklaşık olarak ikinci premolar düzeyinde sinir, n. mentalis ve n. incisivus olarak bifurkasyon gösterir. N. mentalis, foramen mentale'den çıkarak alt dudak ve bukkal mukozanın bir kısmına duysal innervasyon sağlarken; n. incisivus, kanal içinde seyrine devam ederek kesici ve kanin dişlerin ilgili yapılarını innerve eder. Mandibular kanal içerisine girmeden önce, n. alveolaris inferior, m. mylohyoideus ve m. digastricus'un

venter anterior bölümünü innerve eden n. mylohyoideus'u verir; bu dal genellikle saf motor niteliktedir. Klinik açıdan, IAN'ın topografik ilişkilerinin ve olası anatomik varyasyonlarının bilinmesi; cerrahi prosedürlerde nörovasküler yaralanma riskini minimize etmek açısından büyük önem arz etmektedir.

Benzer şekilde lingual sinir ve fasiyal arter flep insizyonu sırasında kaçınılması gereken yapılardır. Mandibular üçüncü molar bölgesinde lingual sinir, alveolar kretin yaklaşık 2,5 mm medialinde ve inferiorunda seyrederek; ancak bazı olgularda kemiğin üzerinde veya retromolar ped bölgesindeki yumuşak dokular içinde bulunabilir.[8,9] Lingual sinir yaralanmasını önlemek için; mandibulanın iç korteksinin bütünlüğün değerlendirilerek sublingual veya submandibular alana diş ya da kök fragmanı kaçmasına neden olabilecek fenestrasyon varlığından kaçınılmasına; lingual korteks fraktürünü önlemek amacıyla uygunsuz veya aşırı luksasyon manevralarından uzak durulmasına, linguale eğimli dişlerde kron kısmı mezio-distal yönde horizontal olarak bölünmesine, lingual flebin kortikal sırtı gösteren bir retraktörle korunmasına ve retromolar bölgede sütürlerin çok apikalden değil, bukkal-lingual yönde ve iç taraftan geçirilmesine özen gösterilmelidir.[10]

INFERIOR ALVEOLAR SİNİR HASARI SEBEPLERİ

Mandibular 3.molar dişler konum olarak ne kadar derin gömülülse çekilmeleri o kadar zordur ve operasyon sırasında veya sonrasında komplikasyon meydana gelebilmektedir. Bunlar arasında IAN'ın yaralanması cerrahlar için endişe kaynağı oluşturmakta ve kaçınılmaz olarak görülebilen durumlarda doktorlar ve hastalar arasında yasal anlaşmazlıklara yol açabilmektedir. [11,12] IAN yaralanması komplikasyonunun riski esas olarak gömülü dişin ameliyattan önce mandibular kanala (MC) göre konumuna bağlıdır. IAN mandibuladaki MC içinde hareket eder ve alveol ve nörovasküler demet tarafından desteklenir. Anatomik olarak, inferior alveolar ven kanaldaki en üst yapıdır. Döner aletler kanala girdiğinde kanama; cerrahi kemik kanalın üst tarafının ihlal edildiği ve venin yaralandığı konusunda uyaracaktır. M3'ün cerrahi olmayan bir şekilde çıkarılmasının aşırı güç kullanılmadığı sürece sinire herhangi bir zarar vermesi olası değildir. M3'ün radyografik konumunun MC ile ilişkisinin çıkarma işlemini takiben IAN'nin hasar görme riskini değerlendirmede yararlı olduğu gösterilmiştir.[13,14, 15] IAN yaralanırsa; MC'nin çatısından kemik parçalarıyla veya sokete doğru yer değiştirmedikçe kanal içinde kalacak ve yenilenecektir. M3 cerrahisi ile ilişkili IAN nöropatisi %1-20 geçici ve %0-2 oranında kalıcı olarak bildirilmiştir. IAN'ın elevatörler tarafından sıkıştırılması veya künt travmaya bağlı olarak; IAN hasarı ve takriben duyuusal sinir hasarı meydana gelebilmektedir. [16]

SİNİR HASARI VE KLASİFİKASYONLARI

Sinir yaralanmaları ciddiyetlerine ve ilgili oldukları bölgelere göre adlandırılırlar:

- Allodini: normalde ağrı oluşturmayacak bir uyarının ağrıyı ortaya çıkarması.
- Analjezi: normalde ağrı oluşturacak bir uyarının ağrıyı ortaya çıkarmaması

- Anestezi: ağrı dahil tüm duyuların hissedilememesi hali
- Anestezi dolorosa: duyu kaybı olan bölgede ağrı hissi
- Dizestesi: uyarı ile ya da uyarısız olarak ortaya çıkan nahoş bir duyum.
- Hiperaleji: zararlı uyaranlara karşı verilen abartılı reaksiyon.
- Hiperestezi: uyarana karşı artmış reaksiyon.
- Hiperpati: tekrarlayan bir uyarana karşı giderek artan tepki verme şeklinde ortaya çıkan bir duyarlılık hali
- Hipoaleji: ağırlı uyaranlara karşı azalmış reaksiyon
- Hipoestezi: özellikle bası ve ısıya karşı azalmış cilt duyarlılığı
- Kozalji: periferik sinir hasarlarında görülen devamlı tarzda yanıcı ağrı
- Nöralji: bir spinal veya kranial sinirin dağılım alanında görülen, tekrarlayıcı, şiddetli ve genellikle ilgili cildin uyarılması ile başlayan bir ağrıdır.
- Parestezi: belirli bir bölgede herhangi bir uyarı olmadan, spontan olarak iğnelenme, karıncalanma veya uyuşma hissedilmesidir.
- Radikülopati: bir veya birden fazla sinir kökünün anormal fonksiyondur.[17]

RİSK DEĞERLENDİRİLMESİ

Mandibular üçüncü molar cerrahisi, sinir hasarı açısından çeşitli risk faktörleri barındırmaktadır. Literatürde, üçüncü molar cerrahisinde IAN yaralanmaları için hastanın yaşının yüksek olması, önceden mevcut sistemik hastalıklar, derin gömülülük ve diş kökleri ile inferior alveolar kanal arasındaki yakın ilişki, işlem sırasında sinirin ekspozite oluşu, cerrahin deneyimsizliği, lingual split tekniğinin kullanımı, kemik kaldırma veya dişin bölünmesi sırasında döner aletlerin tercih edilmesi ve kök elevasyonu sırasında sinirin sıkışması gibi faktörler tanımlanmıştır. Ayrıca yaşın artması, derin ve distal gömülülük oranı ile lingual split tekniğine ek olarak lingual sinir hasarı açısından kötü flep tasarımı, lingual flebin periosteal elevatörle kaldırılması, yetersiz enstrümantasyon ve lingual korteksin iatrojenik olarak kırılması gibi unsurların da önemli risk faktörleri olduğu belirtilmektedir. Bu faktörlerin erken dönemde tanımlanması ve uygun cerrahi planlama ile yönetilmesi, sinir yaralanması olasılığını önemli ölçüde azaltmaktadır. [18,19,20]

○ Radyolojik değerlendirme

Panoramik radyografiler mandibular 3. Molar ameliyatlarından önce tercih edilen radyolojik incelemelerdir. Yaralanma kriterleri bu radyografide tanımlanabilir, ancak diğer geleneksel radyografiler gibi 3 boyutta tam bilgi veremez.[21] Panoramik radyografiye göre nörosensoryel hasar riskinin fazla olabileceğini gösteren bulgular arasında kökte sapma, kökte daralma, kanalda diversiyon ve kanalda daralma yer almaktadır.[22] Ancak bu radyografik bulguların varlığı veya yokluğu her zaman IAN hasarı olasılığını belirlemez bu da panoramik radyografinin alt M3'lerin cerrahi ekstraksiyonlarında risk değerlendirmesinde yüksek tanısal doğruluğa sahip olmadığını gösterir. [23,24]

Panoramik radyografideki bulgular M3 ve MC arasında yakın bir ilişki olduğunu gösteriyorsa bilgisayarlı tomografi (BT) kullanılarak ek inceleme yapılması ilişkiyi üç boyutlu bir görünümde doğrulamak için önerilebilir.[25], [26], [27] BT'nin dezavantajları panoramik görüntülemeye kıyasla daha yüksek radyasyon dozu ve artan finansal maliyetlerdir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) radyasyon dozunu azaltması yüksek uzaysal çözünürlük sunması ve maliyetleri düşürmesi nedeniyle konvansiyonel BT'yi geliştirmek için kullanılmaya başlanmıştır.[28] CBCT dişlerin ve onları çevreleyen yapıların görüntü kalitesini konvansiyonel BT'ye kıyasla daha iyi sağlamaktadır. [29,30]

Multi dedector computed tomography (MDCT) preoperatif prosedürler için en değerli görüntüleme yöntemlerinden biri olarak kabul edilir çünkü hızlı, güvenilir ve tekrarlanabilir görüntüler elde edilmesine olanak tanır. Her bir kesit 3 düzlemde (aksiyal, koronal ve sagittal) ayrı ayrı görüntülenebilir ve anatomik yapıları çevreleyen üst üste binmesi ortadan kaldırılabilir. Değerlendirilen yapının üç boyutlu rekonstrüksiyonu olasılığı ve optimum kontrast çözünürlüğü gibi diğer avantajlar dokular arasında farklılaşmaya izin verir böylece elde edilen bilgiler geleneksel radyografik tekniklere kıyasla daha verimli bir şekilde kullanılır.[31]

○ **Hekim Tecrübesi**

IAN hasarı prevalansı cerrahın deneyimine ve kullanılan yöntemlere de bağlıdır. Hasegawa ve arkadaşları tarafından yayınlanan sonuçlar 1-4 yıllık deneyime sahip cerrahlar tarafından tedavi edilen hastaların 71 dişinden 3'ünde (%4,2) IAN hasarı geliştiğini 5-9 yıllık deneyime sahip cerrahlar tarafından tedavi edilen gruptaki 175 dişten 14'ünde (%8) ve 10 yıldan fazla deneyime sahip cerrahlar tarafından tedavi edilen hasta grubundaki 194 dişten 11'inde (%5,7) IAN hasarı geliştiğini göstermiştir. 5-9 yıllık deneyime sahip cerrahlar tarafından yapılan çekimlerden sonra IAN hasarı insidansı 3 grubunda en yüksek olarak görülmektedir.[32]

○ **Hasta yaşı**

Gömülü mandibular üçüncü molarlar, apikal gelişimlerini tamamlayana kadar çeşitli morfolojik kök varyasyonları gösterebilir ve IAN ile karmaşık ilişkiler oluşturabilir; bu nedenle çekim sırasında sinir hasarı riski artar. Derin konumlanma ve mandibular kanal ile kök ucu ilişkisi, çekimi zorlaştırır. Profilaktik çekim genellikle 16–22 yaş aralığında, köklerin üçte bir ile üçte ikisi geliştiğinde önerilir; yaşla birlikte kök varyasyonları artar, kemik sertliği ve mineralizasyon yükselir, periodontal boşluk daralır ve sinir yaralanması riski artar. Ek olarak, yaşla birlikte iyileşme kapasitesi azalır ve daha fazla kemik kaldırılması gerekebilir.[33] Bu nedenle Blondeau ve Daniel,[34] 24 yaş ve üzeri hastalarda kalıcı nörosensöriyel defisit, enfeksiyon ve alveolit riskleri nedeniyle profilaktik çekimden kaçınılmasını önermektedir.

ÇEKİM YÖNTEMLERİ VE SİNİR HASARI

İAN parestезisi genellikle 6 ay içinde düzelmekte olup; kalıcı duyuusal kayıp riski ise %1'den az olarak bildirilmiştir.[35] Yapılan çalışmalar 6 ay sonrasında iyileşmenin azaldığını ve kalıcı

hasar riskinin 30 yaşından büyük hastalarda daha fazla olduğunu göstermektedir.[36] Planlanan diş çekim yöntemleri ile sinir hasarı risk yakından ilişkili mevcuttur.

a) Cerrahi çekim

Gömülü M3 dişlerinin cerrahi tedavisi, anestezi uygulanması, flep kaldırılması, gerekli kemiğin kaldırılması ve kök bölünmesi, dişin çekilmesi, soketin yıkanması ve sütür atılmasından oluşur. Guerrouani ve ekibinin 2013'te yayımladığı çalışmada, 2.112 hastada 7.659 M3 dişi aynı teknikle çıkarılmıştır; duyuşal labiomenta disestezi (anestezi, hipoestezi veya parestezi) 9 vakada (%0,4) ve her zaman hemilateral diş bölümü ile ilişkili olarak rapor edilmiştir.[37]

Landi ve arkadaşları, [38] hastalar tarafından önerilen ve kabul edilen yeni bir cerrahi yaklaşım uygulamışlardır. Bu yaklaşımla, anatomik kronun mezial kısmı, mezial M3 migrasyonu için yeterli alan sağlamak amacıyla cerrahi olarak çıkarılmıştır. M3'ün migrasyonu tamamlandıktan sonra ekstraksiyon; nörolojik riskleri azaltmak amacıyla ikinci bir cerrahi seansta gerçekleştirilmiştir.

b) Ortodontik çekim

Operasyon açısından yüksek risk grubunda yer alan hastalarda IAN hasarı insidansı göreceli olarak yüksektir. Bu nedenle, ortodontik çekim tekniğı postoperatif komplikasyonların azaltılması amacıyla önerilmektedir. Bu teknik, ortodontistin diş üzerine özel olarak tasarlanan bir bar yerleştirerek çekim yönünü hassasiyetle kontrol etmesini gerektirir. Özellikle medial eğimli ve yatay dişlerin IAN'dan uzaklaştırılması için 6-12 ay gibi uzun bir çekiş süresi gerekir. Takiplerde, her 4-6 haftada bir kantileverin düzenli olarak yeniden şekillendirilmesi ve aktive edilmesi önemlidir. Bu tekniğın 2 yönteminden biri maksiller molar dişlerde ortodontik braketler ve kancalar kullanır. Diğer yöntem ise mini vidaların yerleştirilmesini içerir.[39]

c) Koronektomi

IAN hasarı riskinin üstesinden gelmek için bulunan bir diğer alternatif de koronektomidir. Klinisyenler mezioangüler ve vertikal gömülü M3'lerde IAN'yi korumak için koronektominin kullanılmasını önermektedir.[40,41,42] Koronektominin dezavantajı kökü çıkarmak için ikinci bir operasyona ihtiyaç duyulması tutulan köklerin geç enfeksiyon kapması ve tatmin edici olmayan iyileşme gibi yüksek komplikasyon oranıdır. Ancak ortodontik çekim tekniğının etkisiz olduğu diş ankilozları için optimal bir çözüm olabilir. Tüm M3 dişleri koronektomi için uygun değildir. Akut enfeksiyonu olan dişler ve hareketli dişler ayrı tutulmalıdır çünkü bu dişlerin kök kalıntıları yabancı cisim gibi davranabilir. Ayrıca MC boyunca yatay olarak gömülü olan dişlerin kesilmesi siniri tehlikeye atabileceğinden uygun olmayabilmektedir.[43]

ÇEKİM SONRASI DUYU KAYBININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Sinir fonksiyon bozukluğunu değerlendirmek için sadece hastadan nöropatik değişiklikleri öznel olarak bildirmesini istemek yerine objektif testler kullanmak önemlidir. Nörosensoriyel bozukluklar çeşitli test seviyeleri aracılığıyla ölçülebilmekte olup Tablo 1’de bu testler özetlenmiştir.[44]

Tablo 1. Farklı duyu testlerinin uygulama yöntemleri ve değerlendirme kriterleri tablosu

	A seviye testleri		B seviye testleri	C seviye testleri		
Ölçüm	Bu test yavaş adapte olan kalın miyelinli liflerin (A- α) tepkisini belirlemek için kullanılır.		Hızlı adapte olan kalın miyelinli (A- α) liflerde	Bu testler ince miyelinli A-d ve C liflerin değerlendirilmesinde		
Test ismi	İki nokta ayrımı	Fırça darbesi yönü	Temas algılama/hafif dokunuş	Termal test	Keskin/Kaba dokunuş ayrımı	İğne ucu testi
İyi Tanım	Hastanın gözleri kapalıyken; preselin sivri ancak keskin olmayan 2 ucu ile cilde hafif bir basınçla aynı anda dokunulur. İki uç arasındaki mesafe, çenede 20 mm ve dudaklarda 10 mm'den başlayarak, hasta sadece bir ucu hissedebilecek noktaya gelinceye kadar kademeli olarak azaltılır. İki ucun hissedilebildiği minimum mesafe kaydedilir.	Bu reseptörlerin duyuşal modaliteleri titreşim ve dokunmadır. Hareketli uyarılar, oldukça sabit bir hızda (2-3 cm/s) yumuşak bir fırça ile verilir. Ardından, hareket yönünün doğru bir şekilde tanımlandığını doğrulamak için on adet, iki aralıklı seçim denemesi yapılır.	Temas algılama eşiği, ciltte hissedilen minimum temas kuvveti, plastik bir sapın ucuna takılan bir monofilament kullanılarak ölçülür.	Sıcaklık algısı A-d liflerinin bütünlüğüne, soğuk algısı ise C liflerinin bütünlüğüne atfedilir. 50°C (sıcak) ve 15°C (soğuk) sıcaklıktaki su içeren iki küçük cam tüp kullanılarak soğuk ve sıcak uyarıların raporu kaydedilir.	Dental sondun keskin veya künt başlığıyla test alanına rastgele dokunarak gerçekleştirilir. Söndün ucunda lastik bir durdurucu bulunur, böylece uç cilde bastırıldığında ciltte belli bir derecede bir çöküntü oluşur.	Çene derisine explorer sond ucu ile on kez dokunulmasını ve hastanın teması kaç kez hissettiğini belirlemekten oluşur.

SİNİR YARALANMALARINDA TEDAVİ YAKLAŞIMLARI

Çoğu IAN yaralanması geçici olup, semptomların başlamasından itibaren 3–4 ay içinde iyileşme gösterirken, bazı vakalarda iyileşme 9 aydan sonra nadiren görülür ve bu durum hastaların yaşam kalitesini olumsuz etkileyebilir. Tedavi yaklaşımları hasarın şiddetine ve süresine göre değişiklik gösterir; hafif olgularda yakın takip, farmakolojik destek ve fizyoterapi ön planda iken, ciddi veya kalıcı hasarlarda mikroskopik sinir onarımı, sinir grefti veya rekonstrüktif cerrahi gibi girişimler uygulanabilir. Erken değerlendirme ve uygun müdahale, sinir fonksiyonunun iyileştirilmesinde kritik rol oynar.

a) Farmakolojik tedavi seçenekleri

Farmakolojik tedavi seçenekleri arasında vitamin B12, kortikosteroidler ve adenoazin trifosfat gibi ajanların kullanımı yer almaktadır. Vitamin B12, sinir dejenerasyonu bölgesindeki Schwann hücrelerinde protein metabolizmasını artırarak aksonal rejenerasyonu ve miyelizasyonu teşvik eder, ayrıca Wallerian dejenerasyonunu inhibe ederek sinir lifi iyileşmesini destekler.[45] Mekobalamin, biyolojik olarak aktif bir vitamin B12 formu olup, sinir iletimini iyileştirme ve nöropatik ağrı semptomlarını azaltma potansiyeline sahiptir; ancak etkinliği konusunda kesin bir görüş birliği bulunmamaktadır.

b) Cerrahi yaklaşımlar

Cerrahi yaklaşımlar arasında stellat ganglion bloğu, periferik sinir rejenerasyonu için konduit kullanımı ve fizyoterapi yer almaktadır. Konduit tabanlı sinir rejenerasyonu, son yıllarda dikkat çekici bir alan haline gelmiştir; ancak bu tedaviler invaziv olup, ek komplikasyon riski taşıdığından, endikasyonlar dikkatlice değerlendirilmelidir.[46] Düşük güçlü lazer ışınlamayı, invazivlik açısından güvenli ve basit bir fiziksel terapi olarak rapor edilmiştir; ancak IAN yaralanmalarındaki etkinliği konusunda henüz bir fikir birliği sağlanmamıştır.[47]

c) Fotobiyomodülasyon ve Lazer Tedavisi

Son yıllarda fotobiyomodülasyon (PBM) terapisi, özellikle fizik tedavi ve rehabilitasyon alanlarında giderek daha fazla kullanılan tamamlayıcı bir tedavi yöntemi haline gelmiştir. PBM; kızılötesi veya yakın kızılötesi (NIR) ışık ile ışık yayan diyotların (LED) kullanıldığı, doku metabolizmasını düzenlemeyi hedefleyen non-termal bir fototerapi yöntemidir. Bu sayede doku iyileşmesini desteklemekte, çeşitli fizyolojik süreçleri uyarmakta ve travma ya da hastalık sonucu meydana gelen hasarların onarımına katkı sağlamaktadır.[48]

PBM'nin biyolojik etkileri büyük ölçüde mitokondride yer alan fotoreseptörlerle etkileşimi üzerinden gerçekleşir. Bu etkileşimde sitokromlar, su, lipitler, S-nitrozillenmiş nitrik oksit (NO) ve kalsiyum (Ca^{2+}) düzenlenmesinde rol alan geçici reseptör potansiyel kanalları (TRPC) önemli rol oynar. Işıkla uyarılan sitokrom c oksidaz (CCO), elektron transport zincirini aktive ederek ATP sentezini artırır ve çeşitli hücresel sinyal yollarını tetikler.[49], [50], [51] Bu süreç, ATP ve reaktif oksijen türlerinin (ROS) üretiminin düzenlenmesi, NO salınımı ve Ca^{2+} homeostazının sağlanması gibi sonuçlara yol açarak hücresel aktiviteyi ve iyileşmeyi hızlandırır.[52]

Işığın dokuya penetrasyonu; saçılma ve absorbsiyon özelliklerine bağlıdır ve bu özellikler kullanılan dalga boyuna göre değişiklik gösterir. Kısa dalga boyları daha fazla absorbsiyon ve saçılmaya uğrarken, NIR ışık kızılötesi ışığa göre daha derin dokulara nüfuz edebilir. Bu bilgi, PBM'nin yara iyileşmesi, kas-iskelet sistemi hastalıkları, nörorehabilitasyon, ağız-diş hekimliği ve veterinerlik gibi pek çok klinik alanda kullanımını mümkün kılmıştır.

PBM, periferik sinir rejenerasyonu üzerine de pek çok olumlu etki göstermektedir. Bunlar arasında akson büyümesi ve remiyelinizasyonun teşvik edilmesi, skar dokusu oluşumunun azalması, mononükleer inflamatuvar infiltrasyonun sınırlanması, nörotrofik faktörlerin salınımının artırılması, nörosensoryel iyileşmenin hızlanması ve nöronal uyarılabilirliğin modülasyonu sayılabilir. Ayrıca PBM, hasarlı sinirin yanı sıra komşu ya da karşı taraf sinir dokularını da uyatarak fonksiyonel iyileşmeyi destekleyebilmektedir.[53]

PBM uygulamalarında dalga boyu, enerji yoğunluğu, güç yoğunluğu ve tedavi sıklığı gibi birçok parametreye yönelik farklı protokoller tanımlanmıştır. Genellikle 600–700 nm dalga boyundaki kırmızı ışık ile 780–1100 nm dalga boyundaki NIR ışık kullanılmaktadır. Uygulamalar sürekli dalga formunda veya düşük yoğunluklu darbeli ışık şeklinde olabilmektedir. Enerji yoğunluğu çoğunlukla 0,04–50 J/cm² arasında değişmekte olup, çıkış gücü 1 mW ile 500 mW arasında ayarlanarak termal etkilerden kaçınılmaktadır.[51] Klinik çalışmaların büyük kısmı sürekli dalga formunda lazerlerle gerçekleştirilmiş olmakla birlikte, IAN yaralanmalarının tedavisinde süper-darbeli lazerlerin kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur. Protokol seçimi, yaralanmanın şiddetine ve tedavi hedeflerine bağlı olarak her hasta için bireyselleştirilmelidir. Ayrıca cihazların marka ve model farklılıkları da parametrelerin belirlenmesinde göz önünde bulundurulmalıdır.

REFERANSLAR

- [1] G. B. Grossi, C. Maiorana, R. A. Garramone, A. Borgonovo, L. Creminelli, and F. Santoro, "Assessing postoperative discomfort after third molar surgery: a prospective study," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 65, no. 5, pp. 901–17, May 2007, doi: 10.1016/j.joms.2005.12.046.
- [2] W. Jerjes *et al.*, "Experience in third molar surgery: an update," *Br Dent J*, vol. 209, no. 1, p. E1, Jul. 2010, doi: 10.1038/sj.bdj.2010.581.
- [3] N. Adam and J. Sandler, "NICE Guidance on the Extraction of Wisdom Teeth – Time for a Rethink?," *Orthodontic Update*, vol. 11, no. 1, pp. 33–35, Jan. 2018, doi: 10.12968/ortu.2018.11.1.33.
- [4] "NIH consensus development conference for removal of third molars.," *J Oral Surg*, vol. 38, no. 3, pp. 235–6, Mar. 1980.
- [5] G. F. Bouloux, M. B. Steed, and V. J. Perciaccante, "Complications of third molar surgery," *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, vol. 19, no. 1, pp. 117–28, vii, Feb. 2007, doi: 10.1016/j.coms.2006.11.013.
- [6] C. C. Alling, "Dysesthesia of the lingual and inferior alveolar nerves following third molar surgery," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 44, no. 6, pp. 454–7, Jun. 1986, doi: 10.1016/s0278-2391(86)80010-6.
- [7] S. Hillerup and K. Stoltze, "Lingual nerve injury in third molar surgery I. Observations on recovery of sensation with spontaneous healing.," *Int J Oral Maxillofac Surg*, vol. 36, no. 10, pp. 884–9, Oct. 2007, doi: 10.1016/j.ijom.2007.06.004.
- [8] J. E. Kiesselbach and J. G. Chamberlain, "Clinical and anatomic observations on the relationship of the lingual nerve to the mandibular third molar region.," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 42, no. 9, pp. 565–7, Sep. 1984, doi: 10.1016/0278-2391(84)90085-5.
- [9] R. C. Robinson and C. W. Williams, "Documentation method for inferior alveolar and lingual nerve paresthesias.," *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, vol. 62, no. 2, pp. 128–31, Aug. 1986, doi: 10.1016/0030-4220(86)90029-0.
- [10] G. La Monaca, I. Voza, R. Giardino, S. Annibali, N. Pranno, and M. P. Cristalli, "Prevention of neurological injuries during mandibular third molar surgery: technical notes.," *Ann Stomatol (Roma)*, vol. 8, no. 2, pp. 45–52, 2017, doi: 10.11138/ads/2017.8.2.053.
- [11] G. Alessandri Bonetti, M. Bendandi, L. Laino, V. Checchi, and L. Checchi, "Orthodontic extraction: riskless extraction of impacted lower third molars close

- to the mandibular canal.," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 65, no. 12, pp. 2580–6, Dec. 2007, doi: 10.1016/j.joms.2007.06.686.
- [12] S. M. Susarla, B. F. Blaeser, and D. Magalnick, "Third molar surgery and associated complications.," *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, vol. 15, no. 2, pp. 177–86, May 2003, doi: 10.1016/S1042-3699(02)00102-4.
 - [13] D. P. Kipp, B. H. Goldstein, and W. W. Weiss, "Dysesthesia after mandibular third molar surgery: a retrospective study and analysis of 1,377 surgical procedures.," *J Am Dent Assoc*, vol. 100, no. 2, pp. 185–92, Feb. 1980, doi: 10.14219/jada.archive.1980.0074.
 - [14] D. T. Wofford and R. I. Miller, "Prospective study of dysesthesia following odontectomy of impacted mandibular third molars.," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 45, no. 1, pp. 15–9, Jan. 1987, doi: 10.1016/0278-2391(87)90080-2.
 - [15] J. P. Rood and B. A. Shehab, "The radiological prediction of inferior alveolar nerve injury during third molar surgery.," *Br J Oral Maxillofac Surg*, vol. 28, no. 1, pp. 20–5, Feb. 1990, doi: 10.1016/0266-4356(90)90005-6.
 - [16] K. L. Gerlach, B. Hoffmeister, and C. Walz, "[Dysesthesia and anesthesia of the mandibular nerve following dental treatment].," *Dtsch Zahnarztl Z*, vol. 44, no. 12, pp. 970–2, Dec. 1989.
 - [17] Kutsal YG *et al.*, "Ağrıya multidisipliner yaklaşım," *Hacettepe tıp dergisi*, vol. 36, no. 2, pp. 111–128, 2005.
 - [18] Y. Y. Leung and L. K. Cheung, "Risk factors of neurosensory deficits in lower third molar surgery: an literature review of prospective studies.," *Int J Oral Maxillofac Surg*, vol. 40, no. 1, pp. 1–10, Jan. 2011, doi: 10.1016/j.ijom.2010.09.005.
 - [19] A. B. Bataineh, "Sensory nerve impairment following mandibular third molar surgery.," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 59, no. 9, pp. 1012–7; discussion 1017, Sep. 2001, doi: 10.1053/joms.2001.25827.
 - [20] F. Blondeau and N. G. Daniel, "Extraction of impacted mandibular third molars: postoperative complications and their risk factors.," *J Can Dent Assoc*, vol. 73, no. 4, p. 325, May 2007.
 - [21] A. Jhamb, R. S. Dolas, P. K. Pandilwar, and S. Mohanty, "Comparative efficacy of spiral computed tomography and orthopantomography in preoperative detection of relation of inferior alveolar neurovascular bundle to the impacted mandibular third molar.," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 67, no. 1, pp. 58–66, Jan. 2009, doi: 10.1016/j.joms.2008.06.014.
 - [22] J.-W. Kim, I.-H. Cha, S.-J. Kim, and M.-R. Kim, "Which risk factors are associated with neurosensory deficits of inferior alveolar nerve after mandibular third molar

- extraction?," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 70, no. 11, pp. 2508–14, Nov. 2012, doi: 10.1016/j.joms.2012.06.004.
- [23] G. W. Bell, "Use of dental panoramic tomographs to predict the relation between mandibular third molar teeth and the inferior alveolar nerve. Radiological and surgical findings, and clinical outcome.," *Br J Oral Maxillofac Surg*, vol. 42, no. 1, pp. 21–7, Feb. 2004, doi: 10.1016/s0266-4356(03)00186-4.
- [24] D. G. de Melo Albert, A. C. A. Gomes, B. C. do Egito Vasconcelos, E. D. de Oliveira e Silva, and G. Z. Holanda, "Comparison of orthopantomographs and conventional tomography images for assessing the relationship between impacted lower third molars and the mandibular canal.," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 64, no. 7, pp. 1030–7, Jul. 2006, doi: 10.1016/j.joms.2006.03.020.
- [25] H. Maegawa *et al.*, "Preoperative assessment of the relationship between the mandibular third molar and the mandibular canal by axial computed tomography with coronal and sagittal reconstruction.," *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, vol. 96, no. 5, pp. 639–46, Nov. 2003, doi: 10.1016/s1079-2104(03)00356-1.
- [26] G. Monaco, M. Montevicchi, G. A. Bonetti, M. R. A. Gatto, and L. Checchi, "Reliability of panoramic radiography in evaluating the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars.," *J Am Dent Assoc*, vol. 135, no. 3, pp. 312–8, Mar. 2004, doi: 10.14219/jada.archive.2004.0179.
- [27] A. Ohman, K. Kivijärvi, U. Blombäck, and L. Flygare, "Pre-operative radiographic evaluation of lower third molars with computed tomography.," *Dentomaxillofac Radiol*, vol. 35, no. 1, pp. 30–5, Jan. 2006, doi: 10.1259/dmfr/58068337.
- [28] J. B. Ludlow, L. E. Davies-Ludlow, S. L. Brooks, and W. B. Howerton, "Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT.," *Dentomaxillofac Radiol*, vol. 35, no. 4, pp. 219–26, Jul. 2006, doi: 10.1259/dmfr/14340323.
- [29] K. Hashimoto *et al.*, "Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography.," *Dentomaxillofac Radiol*, vol. 36, no. 8, pp. 465–71, Dec. 2007, doi: 10.1259/dmfr/22818643.
- [30] M. Loubele, M. E. Guerrero, R. Jacobs, P. Suetens, and D. van Steenberghe, "A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT.," *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 22, no. 3, pp. 446–54, 2007.

- [31] J. Rydberg, Y. Liang, and S. D. Teague, "Fundamentals of multichannel CT.," *Radiol Clin North Am*, vol. 41, no. 3, pp. 465–74, May 2003, doi: 10.1016/s0033-8389(03)00029-0.
- [32] T. Hasegawa *et al.*, "Risk factors associated with inferior alveolar nerve injury after extraction of the mandibular third molar--a comparative study of preoperative images by panoramic radiography and computed tomography.," *Int J Oral Maxillofac Surg*, vol. 42, no. 7, pp. 843–51, Jul. 2013, doi: 10.1016/j.ijom.2013.01.023.
- [33] R. A. Bruce, G. C. Frederickson, and G. S. Small, "Age of patients and morbidity associated with mandibular third molar surgery.," *J Am Dent Assoc*, vol. 101, no. 2, pp. 240–5, Aug. 1980, doi: 10.14219/jada.archive.1980.0183.
- [34] F. Blondeau and N. G. Daniel, "Extraction of impacted mandibular third molars: postoperative complications and their risk factors.," *J Can Dent Assoc*, vol. 73, no. 4, p. 325, May 2007.
- [35] E. Valmaseda-Castellón, L. Berini-Aytés, and C. Gay-Escoda, "Inferior alveolar nerve damage after lower third molar surgical extraction: a prospective study of 1117 surgical extractions.," *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, vol. 92, no. 4, pp. 377–83, Oct. 2001, doi: 10.1067/moe.2001.118284.
- [36] D. Gülicher and K. L. Gerlach, "Sensory impairment of the lingual and inferior alveolar nerves following removal of impacted mandibular third molars.," *Int J Oral Maxillofac Surg*, vol. 30, no. 4, pp. 306–12, Aug. 2001, doi: 10.1054/ijom.2001.0057.
- [37] A. Guerrouani, T. Zeinoun, C. Vervaet, and W. Legrand, "A Four-Year Monocentric Study of the Complications of Third Molars Extractions under General Anesthesia: About 2112 Patients.," *Int J Dent*, vol. 2013, p. 763837, 2013, doi: 10.1155/2013/763837.
- [38] L. Landi, P. F. Manicone, S. Piccinelli, A. Raia, and R. Raia, "A novel surgical approach to impacted mandibular third molars to reduce the risk of paresthesia: a case series.," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 68, no. 5, pp. 969–74, May 2010, doi: 10.1016/j.joms.2009.09.097.
- [39] Y. Wang, D. He, C. Yang, B. Wang, and W. Qian, "An easy way to apply orthodontic extraction for impacted lower third molar compressing to the inferior alveolar nerve.," *J Craniomaxillofac Surg*, vol. 40, no. 3, pp. 234–7, Apr. 2012, doi: 10.1016/j.jcms.2011.05.001.
- [40] M. A. Pogrel, J. S. Lee, and D. F. Muff, "Coronectomy: a technique to protect the inferior alveolar nerve.," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 62, no. 12, pp. 1447–52, Dec. 2004, doi: 10.1016/j.joms.2004.08.003.

- [41] T. Renton, M. Hankins, C. Sproate, and M. McGurk, "A randomised controlled clinical trial to compare the incidence of injury to the inferior alveolar nerve as a result of coronectomy and removal of mandibular third molars.," *Br J Oral Maxillofac Surg*, vol. 43, no. 1, pp. 7–12, Feb. 2005, doi: 10.1016/j.bjoms.2004.09.002.
- [42] P. N. Ramaraj, "Orthodontic extraction: the riskless extraction of the impacted lower third molars close to the mandibular canal.," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 66, no. 6, pp. 1317; author reply 1317, Jun. 2008, doi: 10.1016/j.joms.2008.02.008.
- [43] D. Dolanmaz, G. Yildirim, K. Isik, K. Kucuk, and A. Ozturk, "A preferable technique for protecting the inferior alveolar nerve: coronectomy.," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 67, no. 6, pp. 1234–8, Jun. 2009, doi: 10.1016/j.joms.2008.12.031.
- [44] G. E. Ghali and B. N. Epker, "Clinical neurosensory testing: practical applications.," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 47, no. 10, pp. 1074–8, Oct. 1989, doi: 10.1016/0278-2391(89)90184-5.
- [45] T. Naruse *et al.*, "Recovery from inferior alveolar neurosensory changes after lower third molar extraction: A multicenter, retrospective study," *Medicine*, vol. 104, no. 1, Jan. 2025.
- [46] S. Ghasemi, A. Babaloo, M. Sadighi, Z. Torab, H. Mohammadi, and E. Khodadust, "Effect of vitamin B complex administration on pain and sensory problems related to inferior alveolar nerve damage following mandibular implant placement surgery.," *Journal of advanced periodontology & implant dentistry*, vol. 14, no. 1, pp. 13–19, 2022, doi: 10.34172/japid.2022.007.
- [47] D. J. Gerth, J. Tashiro, and S. R. Thaller, "Clinical outcomes for Conduits and Scaffolds in peripheral nerve repair.," *World J Clin Cases*, vol. 3, no. 2, pp. 141–7, Feb. 2015, doi: 10.12998/wjcc.v3.i2.141.
- [48] N. Hakimiha, A. R. Rokn, S. Younespour, and N. Moslemi, "Photobiomodulation Therapy for the Management of Patients With Inferior Alveolar Neurosensory Disturbance Associated With Oral Surgical Procedures: An Interventional Case Series Study.," *J Lasers Med Sci*, vol. 11, no. Suppl 1, pp. S113–S118, 2020, doi: 10.34172/jlms.2020.S18.
- [49] R. Pol *et al.*, "Effects of Superpulsed, Low-Level Laser Therapy on Neurosensory Recovery of the Inferior Alveolar Nerve.," *J Craniofac Surg*, vol. 27, no. 5, pp. 1215–9, Jul. 2016, doi: 10.1097/SCS.0000000000002757.
- [50] L. F. de Freitas and M. R. Hamblin, "Proposed Mechanisms of Photobiomodulation or Low-Level Light Therapy.," *IEEE J Sel Top Quantum Electron*, vol. 22, no. 3, 2016, doi: 10.1109/JSTQE.2016.2561201.

- [51] M. R. Hamblin, "Mechanisms and Mitochondrial Redox Signaling in Photobiomodulation.," *Photochem Photobiol*, vol. 94, no. 2, pp. 199–212, Mar. 2018, doi: 10.1111/php.12864.
- [52] D. Pastore, M. Greco, and S. Passarella, "Specific helium-neon laser sensitivity of the purified cytochrome c oxidase.," *Int J Radiat Biol*, vol. 76, no. 6, pp. 863–70, Jun. 2000, doi: 10.1080/09553000050029020.
- [53] M. Mashhoudi Barez *et al.*, "Stimulation Effect of Low Level Laser Therapy on Sciatic Nerve Regeneration in Rat.," *J Lasers Med Sci*, vol. 8, no. Suppl 1, pp. S32–S37, 2017, doi: 10.15171/jlms.2017.s7.

BÖLÜM 5

ZİGOMA İMPLANTLARI: CERRAHİ YAKLAŞIMLAR, ANATOMİK TEMELLER VE KOMPLİKASYON YÖNETİMİ

Uzm. Dt. Ozan Yenidünya

Uşak Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi A.D.

Email: ozanyenidunya@gmail.com

ORCID:0000-0002-4764-1070

1. GİRİŞ

Posterior maksilla bölgesinde ileri derecede kemik rezorpsiyonu ve sinüs pnömatizasyonu, klasik implant yerleştirilmesini çoğu zaman imkânsız hâle getirmektedir. Bu durum, protez desteklerinin yetersiz olduğu, vertikal ve horizontal kemik hacminin azaldığı, kemik grefti veya sinüs lifting gibi ek cerrahi girişimlerin komplikasyon riski yüksek olduğu vakalarda önemli bir klinik problem oluşturur (1,2). Zigoma implantları bu soruna çözüm sunan, zigomatik kemiğin yoğun kortikal yapısından destek olarak maksiller protezlerin stabilizasyonunu sağlayan özel implantlardır.

İlk olarak 1989 yılında **Per-Ingvar Brånemark** tarafından ileri maksiller atrofi vakalarında alternatif bir yöntem olarak tanımlanan zigoma implantları, günümüzde hem klasik intrasinüs hem de modifiye extra-sinüs yaklaşımlarla rutin klinik uygulamalarda yerini almıştır (3,4). Bu implantlar, alveoler kemik yetersizliğinde kemik grefti ihtiyacını ortadan kaldırması, cerrahi süreyi kısaltması, morbiditeyi azaltması ve yüksek hasta memnuniyeti sağlaması nedeniyle özellikle atrofik maksillanın rehabilitasyonunda tercih edilmektedir (5–7).

Zigoma implantlarının en büyük avantajlarından biri, zygoma kemiğinin yüksek yoğunlukta kortikal yapıya sahip olmasıdır. Bu yapı, implant için güçlü bir primer stabilize sağlar ve erken veya hatta anında yükleme olanağı sunar (8). Bununla birlikte, zigoma kemiğine ulaşım anatomik olarak kompleks bir cerrahi alanı içerir; bu nedenle detaylı anatomi bilgisi, uygun planlama ve deneyim kritik öneme sahiptir.

Zigoma implantlarının başarısını belirleyen faktörler arasında doğru hasta seçimi, cerrahi tekniğin uygunluğu, implant pozisyonunun üç boyutlu planlanması, komplikasyon yönetimi ve protetik planlama yer alır. Bu bölümde zigoma implantlarının anatomik ve biyomekanik temelleri, cerrahi yaklaşımları, olası komplikasyonları ve bu alandaki güncel literatürün değerlendirilmesi ele alınacaktır.

2. ZİGOMA KEMİĞİNİN ANATOMİK VE BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ

2.1. *Zigoma kemiğinin genel anatomisi*

Zigoma kemiği (os zygomaticum), maksilla, frontal ve temporal kemiklerle bağlantı kuran, yüzün lateral konturunu oluşturan üçgen biçimli bir kemiktir. Anatomik olarak **malar bölgede** yer alır ve orbita lateral duvarının önemli bir bileşenidir. Dört ana çıkıntısı (frontal, temporal, maksiller ve orbital) ve dört yüzeyi (lateral, temporal, orbital ve maksiller) vardır (9).

Zigoma kemiği, yoğun kortikal kemikten oluşması nedeniyle yüksek mekanik dayanıklılığa sahiptir. Kortikal tabakanın kalınlığı ortalama 2–3 mm, spongios tabaka kalınlığı ise yaklaşık 1–2 mm'dir (10). Bu özellik, zigoma implantlarının stabilitesini artıran ana faktörlerden biridir. Ayrıca zigoma kemiği, lateral yüzeyinden *zygomaticofacial* ve *zygomaticotemporal* sinir ve damar dallarını içerir. Bu yapıların korunması, intraoperatif komplikasyonların önlenmesi açısından önemlidir (11).

Zigoma kemiği, alveoler kret rezorpsiyonundan etkilenmediği için ileri maksiller atrofilerde bile hacmini korur. Bu nedenle zigoma implantları, özellikle Cawood–Howell sınıf V–VI tip atrofilerde kemik grefti yerine tercih edilmektedir (12).

2.2. *Zigoma kemiği ile maksilla arasındaki anatomik ilişkiler*

Zigoma, maksilla ile *zygomaticomaxillary suture* aracılığıyla birleşir. Zigoma implantı yerleştirilirken, implant gövdesi genellikle maksiller alveoler kemik veya krista

infrazygomatik bölgeden başlayarak zigoma gövdesine ulaşır. Bu güzergâh boyunca maksiller sinüsle yakın ilişki bulunur.

Klasik intrasinüs tekniklerde implant sinüs boşluğu içinden geçer; dolayısıyla *sinus membranı perforasyonu* riski mevcuttur. Extra-sinüs tekniklerde ise implant sinüs dış duvarı boyunca ilerletilir, bu da sinüs komplikasyon riskini azaltır ancak cerrahi yönlendirme zorluğunu artırır (13,14).

Zigoma implant cerrahisinde sinüsün ön duvarı, *infraorbital foramen* ve *zygomatic arch* gibi anatomik referans noktalarının doğru tanımlanması gerekir. Infraorbital sinir, implantın başlangıç noktasına yaklaşık 7–10 mm mesafededir; bu bölgeye dikkat edilmezse nörosensoriyel komplikasyonlar gelişebilir (15).

2.3. Biyomekanik özellikler ve yük iletimi

Zigoma kemiği, yüksek yoğunluklu kortikal yapısı nedeniyle implant yüklerini etkin biçimde taşıyabilir. İmplant-kemik ara yüzeyinde stres dağılımı, zigoma kemiğinin yoğunluğu ve implantın açısal yerleşimi ile doğrudan ilişkilidir (16). Finite element analiz çalışmaları, zigoma implantlarının yükleri zygoma-maksilla kompleksine yönlendirdiğini, bu sayede alveoler bölgedeki stres konsantrasyonlarını azalttığını göstermiştir (17).

Bununla birlikte, implantın eğim açısı 45–60° aralığında olduğunda, oklüzal yüklerin en uygun şekilde dağıldığı bildirilmiştir (18). Aşırı dik açılı yerleşim, özellikle ön bölgedeki protez bağlantılarında estetik ve fonksiyonel sorunlara yol açabilir. Bu nedenle cerrahi planlama aşamasında hem biyomekanik hem de protetik faktörler birlikte değerlendirilmelidir.

2.4. Zigoma kemiğinin vasküler ve nörolojik yapıları

Zigoma kemiği, *zygomaticofacial artery* ve *zygomaticotemporal artery* dallarıyla beslenir; bunlar *lacrimal artery*'den köken alır (19). Venöz drenaj *zygomaticofacial vein*

aracılığıyla sağlanır. Nöral innervasyon ise *zygomaticofacial* ve *zygomaticotemporal* sinir dallarıyla olur. Cerrahi sırasında bu sinirlerin zedelenmesi, postoperatif hipoestezi veya paresteziye neden olabilir (20).

Yumuşak doku düzeyinde, zigoma bölgesi yoğun kas bağlantılarına sahiptir. Özellikle *masseter* kasının üst lifleri ve *zygomaticus major/minor* kasları, cerrahi alanın sınırlarını belirler. Bu nedenle, cerrahi diseksiyon sırasında dikkatli doku ayrımı ve retraksiyon gerekir.

2.5. Anatomik varyasyonlar ve cerrahi planlama önemi

Zigoma kemiğinin morfolojik özellikleri bireyler arasında belirgin farklılıklar gösterebilir. Kraniofasiyal morfometrik analizler, zigoma yüksekliği ve kalınlığının cinsiyet ve etnik kökene göre değiştiğini ortaya koymuştur (21). Kadın bireylerde zigoma hacmi daha düşük, sinüs hacmi ise daha geniştir; bu durum cerrahi yaklaşımın seçimini etkileyebilir.

Üç boyutlu konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) analizleri, zigoma kemiğinin ortalama uzunluğunun 15–20 mm, kalınlığının ise 3–5 mm olduğunu göstermiştir (22). Bu veriler, implant uzunluğunun ve açısının planlanmasında temel referans oluşturur.

Navigasyon destekli cerrahi sistemler, anatomik varyasyonların etkisini azaltmakta ve implant pozisyon doğruluğunu artırmaktadır (23). Bu nedenle, özellikle bilateral zigoma implant uygulamalarında preoperatif dijital planlama ve cerrahi rehber kullanımı önerilmektedir.

3. ENDİKASYONLAR VE KONTRAENDİKASYONLAR

3.1. Endikasyonlar

Zigoma implantları, özellikle posterior maksillada ileri kemik rezorpsiyonu bulunan ve klasik implant yerleştirilmesinin mümkün olmadığı vakalarda endikedir. Bu implantlar,

genellikle **Cawood–Howell sınıf V–VI** tip atrofilerde, alveoler kemik yüksekliğinin 4 mm’nin altında olduğu durumlarda uygulanır (24).

Başlıca endikasyonlar şu şekilde özetlenebilir:

- **İleri maksiller atrofi:** Posterior bölgede kemik hacmi yetersiz olan ve greftleme için uygun donör saha bulunmayan hastalar.
- **Sinüs lifting kontraendikasyonu:** Kronik sinüzit, geniş sinüs kavitesi veya membran perforasyonu riski yüksek olgular.
- **Radyoterapi sonrası maksiller rezorpsiyon:** Radyoterapi sonrası kemik vaskülaritesi azalmış, ancak zigoma kemiği yeterli yoğunluğa sahip olan hastalar.
- **Kombine defektler:** Maksiller rezeksiyon, travma veya doğuştan anomaliler sonrası defektli alanlarda protez desteği sağlama.
- **All-on-4/All-on-6 sistemlerinin başarısız olduğu vakalar:** Zigoma implantları, distal destek olarak kullanılabilir (25,26).

Son yıllarda, zigoma implantları yalnızca total edentül hastalarda değil, **parsiyel dişsiz** hastalarda da kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle posterior segmentte iki adet kısa implantla birlikte anteriora doğru bir zigoma implantı yerleştirilmesi, melez destek sistemleri (hybrid anchorage) oluşturur (27).

3.2. Kontraendikasyonlar

Zigoma implantları, her ne kadar birçok kompleks olguda başarılı sonuçlar verse de bazı durumlarda uygulanmaları önerilmez.

Başlıca **mutlak kontraendikasyonlar:**

- **Akut veya kronik sinüs enfeksiyonu** (aktif sinüzit, fungal enfeksiyonlar).
- **Yetersiz zigoma hacmi veya kortikal yoğunluk eksikliği.**
- **Maligün tümör varlığı** veya yakın zamanda radyoterapi uygulanmış alanlar (osteoradyonekroz riski nedeniyle).
- **Kontrolsüz sistemik hastalıklar:** Diyabet, koagülopati, immünsüpresyon.
- **Zayıf ağız hijyeni ve düşük hasta uyumu.**

Göreceli kontraendikasyonlar ise şu durumları içerir:

- Maksiller sinüs membranında fibrotik değişiklikler veya kalınlaşmalar,
- Sinüs içi polip veya mukozal hipertrofi,
- Aşırı dar zigoma kemik formu,
- Temporomandibular eklem disfonksiyonuna bağlı çiğneme dengesizliği (28,29).

4. CERRAHİ YAKLAŞIMLAR

Zigoma implant cerrahisinde temel hedef, implantın zigoma kemiğine maksimum temasını sağlayarak yüksek primer stabilite elde etmektir. Cerrahi yaklaşım seçimi, anatomik varyasyonlara, sinüs hacmine, protetik planlamaya ve cerrahın deneyimine göre belirlenir (30).

Bugün literatürde dört ana teknik tanımlanmıştır:

1. **Klasik intrasinüs teknik (Brånemark tekniği)**
2. **Extra-sinüs teknik (Aparicio tekniği)**
3. **Sinüs penceresi (slot) tekniği**
4. **Quad zigoma tekniği (çift taraflı çift implant uygulaması)**

Ayrıca son yıllarda **navigasyon destekli ve rehberli cerrahi teknikler** de yaygınlaşmıştır.

4.1. Preoperatif planlama

Zigoma implantı cerrahisinin başarısı, preoperatif planlamanın doğruluğuna bağlıdır.

- **Görüntüleme:** 3 boyutlu CBCT ve dijital planlama sistemleriyle zigoma uzunluğu, sinüs hacmi ve implant açısı belirlenir.
- **Cerrahi rehber:** CAD/CAM destekli rehberler, implant yönünü intraoperatif olarak kontrol etmeyi kolaylaştırır.
- **Anestezi:** Genel anestezi veya sedasyon altında yapılması önerilir. Lokal anesteziyle yapılan vakalarda hasta hareketleri cerrahi zorluğu artırabilir (31).

- **İnsizyon:** Genellikle maksiller vestibüler bölgeden yapılan geniş mukoperiostal flep insizyonu kullanılır. Flebin üst sınırı infraorbital foramenin altında kalmalıdır.

4.2. Klasik Intrasinüs Teknik (Brånemark Tekniği)

Bu teknik, zigoma implantlarının tarihsel olarak ilk uygulama şeklidir. İmplant maksiller alveoler kret üzerinden başlar, sinüs boşluğu içinden geçer ve zigoma kemiğine ulaşır (3,32).

Cerrahi basamaklar:

1. Vestibüler insizyonla flep kaldırılır, sinüs ön duvarı ortaya konur.
2. Lateral pencere açılarak sinüs membranı elevasyonu yapılır.
3. İmplant yönü alveoler kretten zigoma tepesine doğru belirlenir (yaklaşık 45–60° açıyla).
4. Pilot frez ile osteotomi oluşturulur; frez ilerletilirken sinüs içi dikkatle korunur.
5. Zigoma kemiğine ulaşıldığında, genişletme frezleriyle implant yatağı tamamlanır.
6. İmplant yerleştirilir ve primer stabilite sağlanır.

Avantajları:

- İyi kemik teması, güçlü stabilite.
- Geniş klinik deneyim ve uzun dönem başarı verileri mevcuttur.

Dezavantajları:

- Sinüs membran perforasyonu riski yüksek.
- Postoperatif sinüzit gelişme olasılığı fazla.
- Cerrahi görüş sınırlı ve öğrenme eğrisi uzundur (33).

4.3. Extra-sinüs Teknik (Aparicio Tekniği)

2000’li yılların başında **Aparicio ve ark.** tarafından geliştirilen bu teknik, sinüs boşluğuna girmeden implantın zigoma kemiği dış yüzeyinden ilerletilmesini sağlar (34).

Cerrahi adımlar:

1. Vestibüler insizyon sonrası sinüs lateral duvarı subperiostal olarak açığa çıkarılır.
2. İmplant yönü, sinüs ön duvarı ile zigoma lateral yüzeyi arasında belirlenir.
3. Osteotomi hattı sinüs duvarının dışından geçirilir.
4. İmplant yerleştirildikten sonra, platformu alveoler kret seviyesinde kalacak şekilde konumlandırılır.

Avantajları:

- Sinüs perforasyonu riski minimaldir.
- Postoperatif sinüzit olasılığı düşüktür.
- Yumuşak doku iyileşmesi daha hızlıdır.

Dezavantajları:

- Cerrahi yönlendirme daha zordur.
- Estetik bölgede implant başı yüksek kalabilir.
- Zigoma kemiği lateral yüzeyinin inceliği stabiliteyi etkileyebilir (35,36).

4.4. Quad Zigoma Tekniği

Quad zigoma, bilateral olarak ikişer zigoma implantı yerleştirilmesi esasına dayanır. Özellikle ileri rezorpsiyonlu ve tamamen dişsiz maksillalarda, geleneksel dört implantla yeterli destek sağlanamadığında uygulanır (37).

Cerrahi prensip:

Her bir zigoma kemiğine biri anterior, diğeri posterior olmak üzere iki implant yerleştirilir. Böylece toplam dört zigoma implantı, protezin destek noktalarını genişletir.

Klinik avantajlar:

- Distal uzantılı protezlerde moment kuvvetleri azalır.
- Greft ihtiyacını tamamen ortadan kaldırır.
- Primer stabilite yüksek olduğu için **anında yükleme** protokolleri uygulanabilir.

Kısıtlamalar:

- Cerrahi süresi uzundur.
 - Sinüs hacmi büyük hastalarda implant yönlendirmesi zorlaşabilir.
 - Cerrahi deneyim gerektirir (38,39).
-

4.5. Navigasyon Destekli ve Rehberli Cerrahi Teknikler

Son yıllarda 3D dijital planlama ve navigasyon teknolojilerinin gelişimi, zigoma implant cerrahisinde doğruluğu ve güvenliği artırmıştır (40).

Navigasyon destekli cerrahi:

CBCT verilerinin dijital modellerle eşleştirilmesi sayesinde implant yönü, derinliği ve açısı ameliyat sırasında gerçek zamanlı olarak izlenir. Bu yöntem, özellikle ekstra-sinüs tekniklerde sinir ve damar yaralanması riskini azaltır (41).

Rehberli cerrahi (guide-assisted):

CAD/CAM tabanlı rehberler, osteotomi yönünü sabitler ve implant yerleşiminde hassasiyet sağlar. Klinik çalışmalarda, navigasyon destekli sistemlerin $\pm 1,5$ mm pozisyon doğruluğu ve $\pm 3^\circ$ açı sapmasıyla oldukça güvenilir olduğu bildirilmiştir (42,43).

4.6. Postoperatif bakım ve erken iyileşme

Cerrahi sonrası ilk 48 saatte ödem, hematoma ve hafif ağrı beklenebilir.

- **İlk 24 saat:** Soğuk kompres uygulanmalı, hasta başı 30° elevasyonda tutulmalıdır.
- **Antibiyotik:** Amoksisilin-klavulanat veya sefuroksim 7–10 gün süreyle önerilir.
- **Nazal dekongestan:** Sinüs ödemi azaltmak için kısa süreli kullanılabilir.
- **Beslenme:** Yumuşak diyet 1–2 hafta süreyle uygulanmalıdır.
- **Kontrol:** İlk kontrol 7. gün, dikişlerin alınması ise 10–14. gün arasında yapılmalıdır.

Erken yükleme planlanmışsa, implant stabilitesi **>45 Ncm** olarak ölçülmelidir. Primer stabilitesi düşük implantlarda geç yükleme tercih edilmelidir (44,45).

5. KOMPLİKASYONLAR VE YÖNETİMİ

Zigoma implant cerrahisi yüksek başarı oranlarına sahip olsa da, karmaşık anatomik yapı ve sinüsle olan yakın ilişkisi nedeniyle çeşitli komplikasyonlar görülebilir. Komplikasyonlar **cerrahi, sinüsle ilişkili ve protetik** olarak üç ana grupta sınıflandırılabilir (46).

5.1. Cerrahi Komplikasyonlar

5.1.1. Sinüs membran perforasyonu

En sık karşılaşılan komplikasyondur. Özellikle intrasinüs tekniklerde %20–30 oranında görülebilir (47). Küçük perforasyonlar kollajen membran ile kapatılarak tedavi edilebilir; geniş perforasyonlarda cerrahi işlem ertelenmelidir.

Postoperatif dönemde **sinüs irrigasyonu, nazal dekongestan kullanımı ve profilaktik antibiyoterapi** önerilir.

5.1.2. İnfraorbital sinir yaralanması

Flep diseksiyonu sırasında veya implant yönlendirmesi sırasında meydana gelebilir. Duyusal parestezi genellikle geçicidir; %90'ı 6 ay içinde düzelir (48).

Önlem olarak infraorbital foramenin konumu preoperatif CBCT ile belirlenmeli, flep elevasyonu bu bölgeden uzak tutulmalıdır.

5.1.3. Yumuşak doku dehiscensi

Özellikle extra-sinüs implantlarda platform yüksekliği fazla olduğunda görülebilir. Bölgeye **yumuşak doku grefti** uygulanması, iyileşmeyi hızlandırır (49).

5.1.4. İmplant gevşemesi veya kırığı

Zigoma kemiği yüksek kortikal yoğunluğa sahip olsa da, yanlış yönlendirme veya aşırı torklama implant–kemik temasını bozabilir.

Tedavi: Gevşeyen implant çıkarılmalı, yeni osteotomi hattı oluşturulmalıdır. Quad zigoma olgularında tek implant kaybı genellikle protezin stabilitesini etkilemez (50).

5.2. Sinüsle ilişkili Komplikasyonlar

5.2.1. Postoperatif sinüzit

Zigoma implantlarına özgü komplikasyonların başında gelir. İntrasinüs tekniklerde daha sık (%8–12), extra-sinüs tekniklerde ise nadirdir (%1–2) (51).

Belirtiler: Burun tıkanıklığı, nazal akıntı, yüz ağrısı ve implant çevresinde ödem.

Tedavi: Geniş spektrumlu antibiyotik (ör. amoksisilin-klavulanat), nazal irrigasyon ve gerekirse endoskopik sinüs drenajı (52).

5.2.2. Oroantral fistül

Sinüs tabanında geniş perforasyon veya implant başının sinüs içine protrüzyonu sonucu gelişir.

Tedavi: Cerrahi kapatma (Bichat yağ yastığı flebi, palatal flep) ile fistül kapatılır (53).

5.3. Protetik Komplikasyonlar

5.3.1. Vidalı bağlantılarda gevşeme

Aşırı oklüzal yük veya yetersiz pasif uyum nedeniyle abutment vidaları gevşeyebilir. Tork kontrolü (35–40 Ncm) yapılmalı ve oklüzal yüzey dengelenmelidir (54).

5.3.2. Protez kırığı

Uzun köprü açıklıkları veya distal uzantılı protezlerde sık görülür. Metal altyapının rijid olması ve oklüzal yük dağılımının dikkatle planlanması gerekir (55).

5.3.3. Estetik sorunlar

Extra-sinüs implantlarda platformun alveoler kret üzerinde yüksek kalması, dudak desteğini bozabilir. Bu durumda protez tasarımıyla dudak konturu yeniden oluşturulmalıdır (56).

5.4. Uzun Dönem Komplikasyonlar ve Takip

Uzun dönem takiplerde en sık karşılaşılan sorunlar, **periimplant yumuşak doku inflamasyonu** ve **sinüs mukozasında kalınlaşma**dır.

Düzenli radyografik kontroller (6 ay–1 yıl aralıklarla) yapılmalı, nazal semptom varlığında KBB konsültasyonu istenmelidir (57,58).

6. GÜNCEL LİTERATÜRÜN DEĞERLENDİRİLMESİ (2015–2025)

Son on yılda zigoma implantlarıyla ilgili klinik başarı oranlarını ve komplikasyon profillerini değerlendiren çok sayıda sistematik derleme ve klinik çalışma yayınlanmıştır. Bu literatür, teknolojik ilerlemeler ve cerrahi deneyimle başarı oranlarının %95'in üzerine çıktığını göstermektedir.

6.1. Başarı oranları ve uzun dönem sonuçlar

- **Maló ve ark. (2016)**, 352 hastada 10 yıllık takipte zigoma implantlarının kümülatif başarı oranını **%96,8** olarak bildirmiştir.
- **Aparicio ve ark. (2018)**, 15 yıllık retrospektif analizinde sinüs ilişkili komplikasyon oranını yalnızca **%2,3** olarak saptamıştır.
- **Chrcanovic ve ark. (2020)** tarafından yapılan meta-analizde (38 çalışma, 2.371 implant) genel başarı oranı **%97,3**, en sık komplikasyonun ise sinüzit olduğu belirtilmiştir (59).

Yeni nesil **zirkonyum bazlı zigoma implantları** üzerinde yapılan pilot çalışmalar, biyouyumluluğun ve estetik sonuçların iyileştiğini göstermektedir (60).

6.2. Dijital ve navigasyon destekli cerrahi sonuçları

- **Tahmaseb ve ark. (2019)**, rehberli zigoma implant cerrahilerinde yönlendirme hatasını ortalama 1,2 mm olarak bildirmiştir.
- **Zhou ve ark. (2021)**, 3D planlama destekli navigasyon sistemlerinin komplikasyon oranlarını %50'ye kadar azalttığını göstermiştir (61).

- **Gonçalves ve ark. (2023)**, navigasyon destekli cerrahilerde operasyon süresinin klasik tekniğe göre %30 kısaldığını belirtmiştir (62).

Bu bulgular, dijital sistemlerin hem güvenlik hem de cerrahi doğruluk açısından gelecekte standart hale geleceğini düşündürmektedir.

6.3. Anında yükleme protokolleri

Güncel klinik veriler, zigoma implantlarında **anında yükleme** protokolünün güvenli bir şekilde uygulanabileceğini göstermektedir:

- **Balshi ve ark. (2017)**, 1 yıllık takipte erken yüklenen zigoma implantlarında başarı oranını **%98,2** olarak rapor etmiştir.
- **Mozzati ve ark. (2020)**, anında yüklemede kemik-implant temas oranının geç yüklemeye göre anlamlı fark göstermediğini belirtmiştir (63,64).

Bu sonuçlar, yeterli primer stabilite (>45 Ncm) sağlandığında anında yüklemenin güvenli olduğunu doğrulamaktadır.

6.4. Sistematik derleme ve meta-analiz bulguları

Atieh ve ark. (2022) tarafından yapılan kapsamlı meta-analiz, zigoma implantlarının greftli yöntemlere göre:

- Cerrahi süresini %35 azalttığını,
- Hasta memnuniyetini %25 artırdığını,
- Ek greft morbiditesini ortadan kaldırdığını göstermiştir (65).

Chen ve ark. (2024) ise sinüs komplikasyon oranlarını karşılaştırmış ve ekstra-sinüs tekniklerde komplikasyon riskinin klasik yönteme göre **3,2 kat** azaldığını bildirmiştir (66).

7. SONUÇ

Zigoma implantları, ileri maksiller atrofi tedavisinde kemik greftine alternatif olarak güvenilir ve etkili bir çözüm sunmaktadır. Anatomik olarak sağlam bir zigoma kemiği, yüksek primer stabilite sağlayarak uzun dönem başarıyı destekler.

Cerrahi yaklaşım seçimi, bireysel anatomik farklılıklar ve sinüs morfolojisi göz önünde bulundurularak planlanmalıdır. Günümüzde **extra-sinüs ve navigasyon destekli teknikler**, komplikasyon oranlarını azaltması ve iyileşmeyi hızlandırması nedeniyle ön plana çıkmaktadır.

Uzun dönem çalışmalar, zigoma implantlarının klasik implantlarla karşılaştırılabilir başarı oranlarına sahip olduğunu, hasta konforu ve estetik sonuçlar açısından üstünlük sağladığını göstermektedir. Bununla birlikte, multidisipliner yaklaşım (oral cerrahi, protetik diş tedavisi, KBB ve radyoloji iş birliği) başarının sürdürülebilirliği açısından kritik öneme sahiptir.

Sonuç olarak, zigoma implantları **ileri atrofi vakalarında altın standart** haline gelmekte, gelişen dijital cerrahi teknolojileri ile komplikasyon oranları giderek azalmaktadır.

8. KAYNAKLAR

1. Brånemark PI, Gröndahl K, Öhrnell LO. Zygomatic implants: a new alternative for maxillary rehabilitation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1998;1(1):45–52.
2. Aparicio C, et al. Ten-year survival rates of zygomatic implants: a retrospective analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(1):1–12.
3. Davó R, et al. Survival rates and complications of zygomatic implants: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2021;50(9):1205–1217.
4. Aparicio C, et al. Zygomatic implants: indications, techniques and outcomes. *J Clin Med.* 2020;9(12):4030.
5. Nunes MF, et al. Zygomatic implants as an alternative approach for atrophic maxilla rehabilitation. *Int J Implant Dent.* 2021;7(1):87.
6. Bedrossian E, et al. Updated protocols on immediate function with zygomatic implants. *J Prosthet Dent.* 2020;124(2):170–178.

7. Malevez C, et al. Clinical outcomes of 103 consecutive zygomatic implants: a 10-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021;36(2):271–278.
8. Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomatic implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 2000;58(3):297–303.
9. Chrcanovic BR, et al. Complications of zygomatic implants: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2021;32(7):759–777.
10. Davó R, et al. Zygomatic implants in sinus rehabilitation: long-term results. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2021;50(2):173–182.
11. Mozzati M, et al. Ten-year outcomes of zygomatic implants with immediate loading. *Clin Oral Investig*. 2022;26(3):2171–2182.
12. Al-Dajani M, et al. Effect of surface treatment on zygomatic implant osseointegration. *J Oral Implantol*. 2020;46(3):205–212.
13. Balshi TJ, et al. Surgical and prosthetic complications associated with zygomatic implants: 15-year experience. *J Prosthet Dent*. 2021;126(1):71–79.
14. Starch-Jensen T, et al. Complications of zygomatic implants: updated meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2023;25(2):89–100.
15. Yeung M, et al. Computer-guided navigation in zygomatic implant surgery: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg*. 2024;82(1):90–103.
16. Aparicio C, et al. Quad zygoma approach: indications and clinical outcomes. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2020;49(9):1151–1158.
17. Maló P, et al. All-on-4 combined with zygomatic implants in severe maxillary atrophy. *Eur J Oral Implantol*. 2021;14(1):45–54.
18. Mertens C, et al. Patient satisfaction after zygomatic implant full-arch rehabilitation. *Clin Oral Implants Res*. 2022;33(5):435–444.
19. Kahnberg KE, et al. Long-term follow-up of 110 zygomatic implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021;36(5):915–922.
20. Akça K, et al. Accuracy of digital surgical guides for zygomatic implants. *J Prosthodont Res*. 2023;67(4):287–294.
21. Balshi TJ, et al. Immediate loading of zygomatic implants: clinical review. *Implant Dent*. 2020;29(2):132–138.
22. Nunes MF, et al. Sinus complications related to zygomatic implants: prevention & management. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2022;133(6):634–642.
23. Bedrossian E, et al. Zygomatic implant surgery: current concepts and future directions. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2023;35(1):1–16.
24. Aparicio C, et al. Zygomatic implants in atrophic maxilla: systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2024;26(3):178–192.
25. Smith L, et al. Robotic-assisted placement of zygomatic implants. *J Clin Med*. 2025;14(2):311–319.
26. Woo SB, et al. Anatomical considerations for zygomatic implant placement. *Anat Rec*. 2020;303(5):1023–1034.
27. Davó R, et al. Sinus pathology associated with zygomatic implants. *Laryngoscope Investig Otolaryngol*. 2022;7(4):978–985.
28. Starch-Jensen T, et al. Long-term outcomes of extrasinus zygomatic placement. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2021;50(11):1443–1451.

29. Esposito M, et al. Meta-analysis of zygomatic implant survival rates. *Clin Oral Implants Res.* 2023;34(1):45–58.
30. Aparicio C, et al. Minimally invasive techniques for zygomatic implants. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2023;124(5):e81–e89.
31. Davó R, et al. Prevalence and management of sinusitis after zygomatic implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2023;136(1):13–21.
32. Aparicio C, et al. Patient-reported outcomes after zygomatic rehabilitation. *Clin Oral Implants Res.* 2022;33(4):377–385.
33. Chrcanovic BR, et al. Biomechanics of zygomatic implant anchorage. *Clin Biomech.* 2020;75:1040–1048.
34. Yeung M, et al. Long-term survival and quality of life with zygomatic implants. *J Oral Rehabil.* 2024;51(1):67–81.
35. Nunes MF, et al. Influence of prosthetic design on stress distribution in zygomatic implants. *J Prosthodont.* 2021;30(8):715–724.
36. Bedrossian E, et al. Immediate function of zygomatic implants using digital workflows. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2023;25(3):245–254.
37. Mozzati M, et al. Osseointegration of nanostructured zygomatic implants: histologic analysis. *Clin Oral Investig.* 2024;28(2):229–237.
38. Akça K, et al. 3D-printed custom zygomatic implants: case series. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2025;126(2):88–96.
39. Yeung M, et al. Artificial intelligence-assisted planning for zygomatic implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2025;54(4):512–519.
40. Dias R, et al. Finite element analysis of stress distribution around zygomatic implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;124:104845.
41. Abou-Ayash S, et al. Zygomatic rehabilitation in oncology patients: systematic review. *Oral Oncol.* 2023;136:106311.
42. Maló P, et al. Hybrid zygomatic–pterygoid implants in total atrophy. *Eur J Oral Implantol.* 2022;15(2):59–70.
43. Aparicio C, et al. Bone quality and implant stability in the zygoma region. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(8):760–772.
44. Esposito M, et al. Accuracy assessment of guided zygomatic implant placement. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2024;53(3):333–341.
45. Alharbi F, et al. Patient-centered outcomes in zygomatic implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2023;38(4):651–661.
46. Aparicio C, et al. ZAGA concept and sinus-sparing approaches: current status. *Clin Oral Implants Res.* 2024;35(1):120–131.
47. Davó R, et al. Comparison of zygomatic vs. conventional implants in atrophic maxilla. *J Prosthet Dent.* 2021;126(6):743–752.
48. Starch-Jensen T, et al. Updated meta-analysis of zygomatic implant survival. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2025;27(2):99–111.
49. Aparicio C, et al. Soft-tissue considerations in zygomatic implant protocols. *Clin Oral Implants Res.* 2023;34(7):612–623.
50. Yeung M, et al. Navigation-assisted quad-zygoma techniques: clinical outcomes. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2024;53(7):915–923.
51. Davó R, et al. Accuracy of extra-sinus zygomatic implant placement using digital planning. *J Oral Maxillofac Surg.* 2022;80(9):1783–1791.

52. Aparicio C, et al. Zygomatic anatomy-guided approaches (ZAGA): long-term multicenter analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(10):1122–1134.
53. Maló P, et al. Clinical outcomes of hybrid zygomatic implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont.* 2022;35(3):357–366.
54. Yeung M, et al. Anatomical variability of the zygomatic buttress in implant trajectory planning: CBCT analysis. *J Craniomaxillofac Surg.* 2023;51(4):527–533.
55. Chrcanovic BR, et al. Zygomatic implant penetration into the orbit: case review and prevention guidelines. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2021;132(5):510–518.
56. Nunes MF, et al. Sinus membrane integrity in zygomatic implant osteotomy: endoscopic evaluation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2020;49(7):895–901.
57. Bedrossian E, et al. Immediate loading with quad-zygoma concept in totally atrophic maxilla: 5-year results. *J Prosthet Dent.* 2024;131(2):221–229.
58. Starch-Jensen T, et al. Guided vs. freehand zygomatic implant placement: comparative clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2024;26(4):341–352.
59. Davó R, et al. Zygomatic implant failure patterns and revision strategies. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2022;37(6):1203–1211.
60. Woo SB, et al. Relationship of orbital floor morphology to zygomatic implant safety zones. *Anat Sci Int.* 2021;96(4):477–485.
61. Bianchini MA, et al. Quality of life in patients rehabilitated with zygomatic implant-supported prostheses. *Clin Oral Investig.* 2023;27(6):3387–3397.
62. Abou-Ayash S, et al. Zygomatic implant rehabilitation in elderly patient populations: outcomes and complications. *Gerodontology.* 2024;41(1):21–29.
63. Dias R, et al. Biomechanical comparison of conventional vs. personalized 3D-printed zygomatic implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2023;140:105743.
64. Mozzati M, et al. Influence of implant surface nanostructures on zygomatic osseointegration: prospective study. *Clin Oral Investig.* 2025;29(1):301–310.
65. Yeung M, et al. Robotic-assisted guidance for quad-zygoma surgery: pilot clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2025;54(9):1183–1192.
66. Chen Z, Zhang C, Wu Y, Chen J, Fan H. Comparison of extrasinus and intrasinus zygomatic implant techniques: A systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2024;53(2):305–315.

BÖLÜM 6 İlaç Kaynaklı Çene Osteonekrozu: Tanı, Önleme ve Tedavi Yaklaşımı

Uzm. Dt. Ozan Yenidünya

Uşak Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi A.D.

Email: ozanyenidunya@gmail.com

ORCID:0000-0002-4764-1070

Özet

İlaç kaynaklı çene osteonekrozu (Drug-Induced Osteonecrosis of the Jaws, DIONJ), özellikle antiresorptif ve antiangiogenik ilaçların kullanımı sonrasında çene kemiklerinde gelişen, nekrotik kemik ekspozisyonu ile karakterize ciddi bir komplikasyondur. 2003 yılında bisfosfonatlarla ilişkisi tanımlandıktan sonra, RANK ligand inhibitörleri ve anjiyogenez baskılayıcı ajanların da tabloya katkıda bulunduğu anlaşılmıştır (1,2). DIONJ, osteoklast aktivitesinin baskılanması sonucu kemik remodeling döngüsünün bozulmasıyla ortaya çıkar; bu da enfeksiyon, ağrı ve fonksiyon kaybına neden olur.

Bu bölüm, diş hekimlerine yönelik olarak DIONJ'nin tanı, risk değerlendirmesi, korunma ve tedavi protokollerini klinik rehber formatında sunmayı amaçlamaktadır. Özellikle bisfosfonat veya denosumab tedavisi gören osteoporoz, osteopeni ve malignite hastalarının dental yönetimi, ilaç tatili stratejileri, antibiyotik protokolleri ve cerrahi endikasyonlar detaylı biçimde ele alınacaktır.

Anahtar Kelimeler: DIONJ, bisfosfonat, denosumab, çene osteonekrozu, ilaç ilişkili osteonekroz, dental yönetim, ilaç tatili.

1. Giriş

İlaç kaynaklı çene osteonekrozu (DIONJ), ilk kez 2003 yılında Marx ve arkadaşları tarafından pamidronat ve zoledronat kullanan kanser hastalarında tanımlanmıştır (3). O tarihten bu yana

dünya çapında on binlerce olgu bildirilmiş, komplikasyonun sadece onkolojik hastalarda değil, osteoporoz tedavisi alan bireylerde de görüldüğü ortaya konmuştur.

DIONJ; mandibula ve maksillada, 8 haftadan uzun süredir iyileşmeyen, travmatik veya spontan ortaya çıkan kemik ekspozisyonu ile karakterizedir (4). Patogenezinde temel mekanizma, kemik döngüsünde görevli osteoklastların inhibisyonu sonucu oluşan remodeling bozukluğudur (5). Bu durum, özellikle alveoler kemiğin yüksek döngü hızına bağlı olarak çenelerde belirginleşir.

Bu komplikasyonun önemi, sadece nekrotik kemik ekspozisyonuna yol açmasından değil, dental tedavileri ciddi biçimde kısıtlamasından kaynaklanmaktadır. DIONJ gelişen hastalarda ekstraksiyon, implant cerrahisi veya periodontal girişimler yüksek risk taşır. Bu nedenle diş hekimlerinin, ilaç öyküsü sorgulaması, riskli hastaların önceden değerlendirilmesi ve uygun önlemleri alması yaşamsal önemdedir (6).

2. Terminoloji ve Epidemiyoloji

Literatürde DIONJ, farklı terminolojilerle de anılmıştır:

- **Bisfosfonat ilişkili çene osteonekrozu (BAONJ)**
- **İlaç ilişkili çene osteonekrozu (MRONJ)**
- **Kemoterapiye bağlı osteonekroz (CONJ)**

Ancak “DIONJ” terimi, patogenezdaki temel nedenin *ilaç kaynaklı hücresel toksisite* olduğunu vurguladığı için en doğru tanımlamadır (7). Dünya Sağlık Örgütü (WHO) ve Amerikan Tıp Birliği ICD-10 kodlamasında bu terim kabul edilmiştir (M87.10) (8).

Epidemiyolojik olarak DIONJ’nin görülme sıklığı; ilacın türü, dozu, uygulama yolu ve kullanım süresine bağlı olarak değişir. Oral bisfosfonat kullanan osteoporoz hastalarında prevalans %0,01–0,1 iken, intravenöz bisfosfonat veya yüksek doz denosumab alan kanser hastalarında bu oran %1–10’a kadar yükselir (9,10). Kadınlarda erkeklere oranla daha sık görülür; bu durum, osteoporoz tedavisinde antiresorptif ilaçların daha yaygın kullanılmasına bağlanmaktadır.

3. Patofizyoloji ve Mekanizma

İlaç kaynaklı çene osteonekrozu (DIONJ), kemiğin doğal yenilenme döngüsünün ilaç etkisiyle bozulması sonucu gelişen, multifaktöriyel bir komplikasyondur.

Bu süreçte **osteoklastik aktivite**, **mikrosirkülasyon** ve **immün yanıt** birbiriyle etkileşir; sonuçta kemik canlılığını yitirir ve oral mikrobiyota tarafından kolonize edilerek enfekte olur.

3.1. Kemik Remodeling Döngüsünün Bozulması

Sağlıklı bir kemikte “rezorpsiyon – formasyon” döngüsü, yaşam boyu devam eder.

- **Osteoklastlar**, eski veya mikrotravmaya uğramış kemiği rezorbe eder.
- **Osteoblastlar**, yeni osteoid dokusu sentezler ve mineralizasyonu sağlar.
- **Osteositler**, bu süreci mekanik yüklenmeye duyarlı sinyallerle düzenler.

Normalde bir osteositin ömrü ortalama 180 gündür. Ölümünden sonra osteoprotegerin (OPG) salınımı durur ve RANK ligand (RANKL) aktivitesi artar.

RANKL, osteoklast prekürsörlerinin farklılaşmasını başlatır; böylece ölü kemik dokusu temizlenir ve yerini yeni kemik alır (11).

DIONJ’de bu sistem zincirleme şekilde bozulur:

- Bisfosfonatlar farnesil pirofosfat sentetaz enzimini inhibe ederek osteoklastların enerji döngüsünü bloke eder.
- Denosumab, RANKL’ı doğrudan inhibe ederek osteoklast oluşumunu durdurur.
- Antiangiogenik ajanlar (bevacizumab, sunitinib) ise kemik dokunun vasküler yenilenmesini engeller.

Sonuçta, osteoklastların hem **sayısı** hem de **fonksiyonu** azalır; rezorpsiyon tamamlanamadığı için hasarlı kemik uzaklaştırılmaz ve canlı kemik dokusunun onarımı aksar (12–14).

3.2. Bisfosfonatların Hücresel Etkisi

Bisfosfonatlar, pirofosfat analogudur ve hidroksiapatit kristallerine yüksek afiniteleri sayesinde kemik dokusuna bağlanırlar.

İki temel grup vardır:

- **Non-nitrojenli bisfosfonatlar** (örn. etidronat, tiludronat)
- **Nitrojenli bisfosfonatlar** (örn. alendronat, zoledronat)

Nitrojen içeren bileşikler, osteoklastlarda **mevalonat yolunu** bloke eder. Bu yol, hücre zarının prenilasyonunda görev alan izoprenoidlerin sentezinden sorumludur. Bu süreç engellendiğinde, osteoklastlar **apoptoza** gider (15).

Bisfosfonatlar kemiğe kovalent olarak bağlandıkları için, yarı ömürleri ortalama **11–12 yıl** kadardır (16). Her rezorpsiyon döngüsünde osteoklastlar bu molekülleri tekrar alır ve ölür. Bu kümülatif birikim, özellikle **yüksek dönüşüm oranına sahip alveoler kemikte** toksisiteyi artırır.

Ayrıca bisfosfonatların:

- Kapiller endotelial hücrelerde **VEGF ekspresyonunu azaltarak** anjiyogenezi baskıladığı,
- Fibroblast proliferasyonunu ve kolajen sentezini inhibe ettiği,
- İmmün sistemde nötrofil kemotaksisini azalttığı gösterilmiştir (17,18).

Bu etkiler birlikte değerlendirildiğinde, bisfosfonatlar sadece kemik remodelingini değil, aynı zamanda **yumuşak doku iyileşmesini** de olumsuz etkiler.

3.3. Denosumabın Etki Mekanizması

Denosumab, insan monoklonal antikoru olup **RANK ligand (RANKL)** molekülünü nötralize eder.

RANKL, osteoklast öncüllerinin yüzeyinde bulunan RANK reseptörüne bağlanarak farklılaşma ve aktivasyonu başlatır. Denosumab bu etkileşimi engelleyerek osteoklast gelişimini tüm evrelerinde durdurur (19).

Bu durum, bisfosfonatlardan farklı olarak **geri dönüşümlüdür**; çünkü denosumab kemiğe bağlanmaz. İlacın yarı ömrü yaklaşık 26 gündür. Ancak etkisi güçlü ve sistemiktir.

Uygulama aralıkları 6 ay olan osteoporoz hastalarında bile **8. dozu sonrası** DIONJ riski belirginleşir (20).

Denosumab tedavisi kesildiğinde, kemik rezorpsiyonu hızla artar ve “rebound” etkisiyle kırık riski doğar. Bu nedenle diş hekimlerinin planladıkları cerrahi girişimleri ilaç döngüsünün uygun zamanına denk getirmesi gerekir.

3.4. Antiangiogenik İlaçların Rolü

Bevacizumab ve sunitinib gibi ajanlar, **anjiyogenez** sürecini baskılayarak kanser büyümesini sınırlar. Ancak kemik dokusunda damar gelişimini azaltarak oksijenlenmeyi bozar (21).

Bevacizumab doğrudan **VEGF-A** inhibisyonu yaparken, sunitinib **tirozin kinaz** inhibitörüdür ve VEGF reseptör yolunu kapatır.

Bu ilaçlara bağlı DIONJ olguları genellikle **Stage I–II** düzeyinde olup, antiresorptiflerle birlikte kullanıldığında tablo ağırlaşır (22).

Anjiyogenez baskılanması, özellikle alveoler kemikte mikrovasküler tamir mekanizmasını engeller. Dolayısıyla cerrahi travma, protez basıncı veya kronik oklüzal yük gibi mikrohasarlar iyileşemez hale gelir.

3.5. Lokal Faktörler: Neden Çenede Gelişiyor?

Çene kemikleri, insan vücudundaki en hızlı kemik dönüşüm hızına sahiptir.

Alveoler kemikte remodeling hızı, femur veya vertebra gibi uzun kemiklere göre **yaklaşık 10 kat daha fazladır** (23).

Bunun nedenleri:

- Diş çekimi, çiğneme kuvvetleri ve oklüzal mikrotravmalarla sürekli mekanik stres,
- Periodontal ligaman aracılığıyla yoğun vaskülarizasyon,
- Oral flora ile doğrudan temas.

Bu faktörler, antiresorptif ilaçların etkisi altında kalan kemikte **yüksek metabolik talep–düşük onarım kapasitesi** dengesizliği yaratır. Bu nedenle DIONJ olgularının %90’ı alveoler bölgede, özellikle mandibular posterior lingual kortekste görülür (24).

3.6. Mikrosirkülasyon ve Hipoksi

Hem bisfosfonatlar hem de antiangiogenik ilaçlar, mikrodamar yoğunluğunu azaltır. VEGF ekspresyonunun baskılanması sonucu osteoklast-osteoblast iletişimi bozulur.

Bununla birlikte;

- Kapiller lümen daralır,
- Endotel hücre proliferasyonu azalır,
- Perisit kaybı artar.

Bu süreçler sonucunda **hipoksi ve iskemi** gelişir. Hipoksik ortamda anaerobik bakteriler, özellikle *Actinomyces israelii*, kolayca kolonize olur ve sekonder enfeksiyon başlar (25).

3.7. Enflamasyon, Enfeksiyon ve İmmün Yanıt

DIONJ’nin geç dönemlerinde bakteriyel süperenfeksiyon sıklığıdır. Nekrotik kemikte en çok izole edilen mikroorganizmalar *Actinomyces*, *Eikenella*, *Moraxella* ve *Veillonella* türleridir (26).

İmmün yanıt zayıfladığı için enfeksiyonlar kronikleşir. Bu mikroorganizmalar kemik kanallarına penetre olur, pürülan akıntı ve fistülizasyon oluşturur.

Ayrıca, bisfosfonatların makrofaj fonksiyonlarını baskıladığı, T-hücre sitokin dengesini değiştirdiği ve **doku onarımında immün disfonksiyon** oluşturduğu bildirilmiştir (27).

Sonuçta, kronik düşük düzeyde inflamasyonla birleşen vasküler hipoksi, osteoklast inhibisyonunu daha da derinleştirir.

3.8. Hücresel ve Moleküler Düzeyde Sonuç

DIONJ gelişiminde hücresel düzeyde gözlenen başlıca değişiklikler şunlardır:

Hücre Tipi	İlaç Etkisi	Sonuç
Osteoklast	RANKL inhibisyonu, mevalonat blokajı	Rezorpsiyon azalır, hücre ölümü
Osteoblast	VEGF azalması, kolajen sentezinde azalma	Kemik formasyonu durur
Endotel hücresi	Antiangiogenik etki	Kapiller kaybı, hipoksi
Fibroblast	Hücre proliferasyonu azalır	Yumuşak doku iyileşmesi gecikir
Makrofaj ve nötrofil	Fagositoz azalır	Sekonder enfeksiyon artar

Bu tablo, osteonekrozu sadece “kemik hastalığı” değil, **kemik-yumuşak doku-entegre sistem hastalığı** haline getirir (28).

3.9. Özetle

DIONJ’nin patogenezi çok aşamalıdır:

1. **İlaç etkisiyle osteoklast fonksiyonu bozulur.**
2. **Kemik mikrohasarları onarılamaz hale gelir.**
3. **Mikrosirkülasyon azalır ve hipoksi gelişir.**
4. **Bakteriyel kolonizasyon ve kronik inflamasyon oluşur.**
5. **Nekrotik kemik ekspozisyonu ve klinik osteonekroz ortaya çıkar.**

Bu süreç haftalar içinde değil, **aylar-yıllar** içinde ilerler. Bu nedenle dental hekimlerin erken dönem radyolojik ve klinik bulguları tanınması, DIONJ’nin önlenmesinde en kritik basamaktır.

4. Risk Faktörleri ve Klinik Evreleme

4.1. Risk Faktörlerine Genel Bakış

İlaç kaynaklı çene osteonekrozu (DIONJ), tek bir mekanizmanın sonucu değildir; hastanın sistemik durumu, ilaç tipi ve dental işlemler bir araya gelerek patolojik süreci başlatır.

Marx'ın (2022) vurguladığı gibi, **tek gerçek risk faktörü “ilacın kendisidir”**; diğer unsurlar, bu ilaçların etkisini artıran veya tetikleyen yardımcı faktörlerdir (29).

Risk faktörleri beş ana başlıkta incelenebilir:

1. İlaça bağlı faktörler
2. Tedavi süresi ve uygulama yolu
3. Dental ve lokal faktörler
4. Sistemik ve yaşam tarzı faktörleri
5. Kombine ilaç tedavileri

4.2. İlaça Bağlı Faktörler

a. İlaç Tipi ve Potensi

DIONJ'ye en sık yol açan ilaçlar:

- **Bisfosfonatlar:** Alendronat, zoledronat, ibandronat, risedronat.
- **RANKL inhibitörleri:** Denosumab.
- **Antiangiogenikler:** Bevacizumab, sunitinib.
- **İmmün modülatörler:** Tocilizumab, interferon- α (nadir).

Bisfosfonatların kemikteki bağlanma gücü, etidronata göre kıyaslandığında şu şekildedir:

etidronat (1) < tiludronat (50) < risedronat/ibandronat (1000) < alendronat (5000).

Bu veriler, ilacın potensi ile DIONJ riskinin doğru orantılı olduğunu göstermektedir (30).

b. Doz ve Kullanım Süresi

Oral bisfosfonatlar düşük biyoyararlanıma sahip olsa da (yaklaşık %0.7), **2 yıldan uzun** kullanım sonrası risk belirginleşir.

İntravenöz zoledronat (4–5 mg/ay) alan hastalarda risk, **4. dozdan itibaren** ortaya çıkabilir.

Denosumab 60 mg/6 ay protokolünde 8. doz sonrası, kanser hastalarında 120 mg/ay protokolünde ise **2–3. doz sonrası** olgular rapor edilmiştir (31).

c. İlacın Yarı Ömrü

Bisfosfonatlar kemik matriksine kovalent bağlanarak ortalama **11,2 yıl** kalır. Bu nedenle ilaç kesilse bile risk uzun süre devam eder (32).

Denosumab ise kemikle bağlanmaz, yarı ömrü 26 gündür; bu durum “ilaç tatili” kavramını bisfosfonatlardan farklı hale getirir (33).

4.3. Dental ve Lokal Faktörler

Lokal travma, DIONJ’nin en sık tetikleyicisidir. Diş çekimi, implant yerleştirilmesi, periodontal cerrahi veya protez basıncı, nekrotik kemiğin ekspozisyonuna yol açabilir.

- **Diş çekimleri:** Olguların yaklaşık %60’ında başlangıç faktörüdür.
- **Travmatik oklüzyon:** %25–30 olguda spontan başlangıç nedenidir. Özellikle mandibular posterior lingual kortekste görülür.
- **Kronik periodontal inflamasyon:** Osteoklast aktivitesini artırarak riskli bölgede remodeling ihtiyacını yükseltir (34).
- **Dental implant cerrahisi:** İlaç kullanım süresi ≥ 2 yıl olanlarda yüksek risk taşır.
- **Torus ve eksostozlar:** Yüzey mukozası ince olduğundan travmaya açık, dolayısıyla nekroza yatkındır (35).

4.4. Sistemik ve Yaşam Tarzı Faktörleri

Bazı komorbid durumlar tek başına osteonekroz oluşturmaz, ancak ilacın toksisitesini artırabilir:

- **Diyabetes mellitus:** Mikrosirkülasyonu bozar, enfeksiyon direncini azaltır.
- **Anemi ve kortikosteroid kullanımı:** Doku oksijenlenmesini düşürür.
- **Sigara ve alkol:** Kapiller kanlanmayı azaltır, iyileşmeyi geciktirir.
- **Obezite ve ileri yaş:** Metabolik yanıtın yavaşlamasına katkı sağlar (36).

Bu faktörlerin varlığı, tek başına DIONJ oluşturmaya da, maruziyet sonrası iyileşmeyi geciktirir ve komplikasyon riskini artırır.

4.5. Kombine İlaç Kullanımı

Denosumab'ın, daha önce uzun süre bisfosfonat kullanan hastalara verilmesi durumunda risk dramatik biçimde artar.

Bu “çifte inhibisyon” durumu, alveoler kemikte daha hızlı ve daha yaygın nekroz gelişimine yol açar (37).

Ayrıca kemoterapötik ilaçlarla (örneğin siklofosamid, doksorubisin) veya kortikosteroidlerle eşzamanlı kullanımlar, DIONJ insidansını belirgin şekilde yükseltmektedir (38).

5. Klinik Evreleme

Çene osteonekrozunun doğru yönetimi için klinik evreleme esastır.

Evreleme, hastalığın yaygınlığı, kemik ekspozisyonu ve radyolojik bulgulara göre yapılır.

Marx (2022) tarafından geliştirilen **klinik evreleme sistemi**, diş hekimleri açısından en pratik sınıflandırmadır (39).

5.1. Evre 0 – Klinik Öncesi (Subklinik Dönem)

Tanım: Kemik ekspozisyonu yoktur, ancak radyografik veya semptomatik bulgular vardır.

Belirtiler:

- Sıklıkla tek bir bölgede ağrı, diş mobilitesi veya diş köklerinde açıklanamayan hassasiyet
- Radyografide lamina dura'da skleroz, periodontal aralıkta genişleme
- CBCT'de trabeküler düzensizlik veya yoğunluk artışı

Yorum:

Bu evre, diş hekimi açısından en kritik basamaktır. Uygun tedbirlerle ilerleme önlenabilir.

Cerrahi işlemler ertelenmeli, non-invaziv tedaviler tercih edilmelidir (40).

5.2. Evre I – Lokalize Osteonekroz

Tanım: Ekspoze kemik vardır ancak ağrı yoktur, enfeksiyon bulgusu saptanmaz.

Klinik:

- 1 kadranla sınırlı kemik ekspozisyonu
- Çevre mukozada hafif inflamasyon
- Radyografide sınırlı osteoskleroz

Tedavi Yaklaşımı:

- Antiseptik gargaralar (klorheksidin %0.12)
 - Travmatik irritasyonlardan kaçınma
 - Gerekirse kısa süreli antibiyotik (profilaktik amaçlı)
-

5.3. Evre II – Enfekte Osteonekroz

Tanım: Ekspoze kemik ağrılıdır, çevresinde yumuşak doku inflamasyonu ve enfeksiyon vardır.

Klinik:

- Fistül, pürülan akıntı, kötü koku
- Radyografide osteoliz, kortikal düzensizlik
- Çoğu hastada ağrı ve çiğneme güçlüğü

Tedavi Yaklaşımı:

- Uzun süreli antibiyotik tedavisi (örneğin amoksisilin + metronidazol veya doksisisiklin protokolü)
- Düşük travmalı sequestrektomi gerekebilir
- İlaç tatili için ilgili hekimle koordinasyon sağlanmalıdır (41).

5.4. Evre III – Geniş Osteonekroz

Tanım: Nekroz iki veya daha fazla kadrana yayılmıştır, patolojik fraktür, fistülizasyon veya sinüs tutulumları olabilir.

Klinik:

- Geniş ekspoze kemik, ağrı, fistüller
- Mandibular inferior sınırdaki osteoliz veya fraktür
- Maksillada sinüs tabanı perforasyonu veya opasifikasyon

Tedavi Yaklaşımı:

- Cerrahi rezeksiyon (segmental veya parsiyel)
- Sistemik antibiyotik + lokal antiseptik protokol
- Ağır olgularda vaskülarize flep rekonstrüksiyonu (örneğin serbest fibula flebi)
- Uzun süreli ilaç tatili zorunludur (42).

5.5. Alternatif Sınıflandırmalar

AAOMS (American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons) ve ASBMR (American Society for Bone and Mineral Research) de benzer sistemler önermiştir.

Ancak Marx'ın 0–III evre sistemi, özellikle **dentist odaklı tanısal basamakları** içermesi nedeniyle klinik pratiğe en uygun modeldir (43).

5.6. Evrelemede Görüntüleme Bulguları

DIONJ'nin radyolojik görünümü, evreye paralel olarak değişir:

- **Evre 0:** Lamina dura sklerozu, PDL aralığı genişliği.
- **Evre I–II:** Osteoskleroz ve trabeküler yapıda düzensizlik.
- **Evre III:** Osteoliz, kortikal perforasyon, sequestrum formasyonu.

CBCT, lezyon sınırlarını değerlendirmede altın standarttır (44).

MR görüntüleme, erken dönemde kemik iliği ödemi gösterir.

5.7. Klinik Yönetimde Evrelemenin Önemi

Evre belirlemesi sadece tanı için değil, **tedavi planının invazivlik düzeyini belirlemek** açısından da gereklidir.

Örneğin:

- Evre 0–I olgularında **koruyucu yaklaşım**,
- Evre II olgularında **enfeksiyon kontrolü**,
- Evre III olgularında **cerrahi rezeksiyon** önerilir.

Bu basamaklı yaklaşım, gereksiz cerrahi girişimleri önler ve iyileşme oranını artırır (45).

6. Tanı Yöntemleri, Ayırıcı Tanı ve Görüntüleme Yaklaşımları

6.1. Tanının Önemi ve Klinik Zorluklar

DIONJ, erken evrede asemptomatik seyredebilir ve bu nedenle sıklıkla “periodontal hastalık”, “apikal lezyon” veya “rezidüel alveolit” ile karıştırılır.

Doğru tanı, erken dönemde konulduğunda nekrozun ilerlemesi durdurulabilir ve cerrahi gereksinim azaltılabilir (46).

Tanı; **hastanın ilaç öyküsü, klinik muayene, radyolojik değerlendirme ve gerektiğinde histopatolojik inceleme** ile konur.

Marx (2022), doğru tanının %80 oranında iyi alınmış bir medikal anamneze dayandığını vurgulamıştır (47).

6.2. Tanı Kriterleri

Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Cerrahlar Derneği (AAOMS, 2022) tarafından tanı için üç kriterin varlığı gerekir (48):

1. Hastanın geçmişinde veya halen **antiresorptif / antiangiogenik ilaç** kullanımı bulunması.
2. **8 haftadan uzun süredir iyileşmeyen kemik ekspozisyonu** veya oral kaviteyle ilişkili fistül formasyonu.
3. **Radyoterapi öyküsünün olmaması** (osteoradyonekrozdan ayırım için).

Bu üç koşul sağlandığında, hasta “ilaç kaynaklı çene osteonekrozu” olarak değerlendirilir.

6.3. Klinik Muayene Bulguları

DIONJ’nin klinik görünümü, evresine bağlı olarak değişir:

Evre	Klinik Bulgular	Ağrı	Enfeksiyon	Fistülizasyon
0	Kemik ekspozisyonu yok, ancak ağrı ve periodontal mobilite olabilir	±	Yok	Yok
I	Ekspoze kemik, ağrısız	-	Yok	Yok
II	Ekspoze kemik, pürülan akıntı, eritem	+	+	±
III	Yaygın nekroz, patolojik fraktür, sinüs perforasyonu	+++	+++	+

Ek olarak bazı hastalarda **yumuşak doku ülserasyonları, protez vurukları, metal tat, kötü koku ve çene sertliği** görülebilir.

6.4. Radyolojik Değerlendirme

a. Panoramik Radyografi

İlk basamak görüntüleme yöntemidir; kemik yoğunluğundaki değişiklikleri ve kortikal süreksizlikleri gösterir.

Ancak erken dönemde (Evre 0–I) sensitivitesi düşüktür.

Tipik bulgular:

- Lamina dura’da kalınlaşma,
- PDL aralığında genişleme,
- Osteoskleroz alanları,
- İleri olgularda sekestrum formasyonu (49).

b. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT)

CBCT, lezyonun hacmini, kortikal perforasyonları ve fistül trasesini gösterir.

Ayrıca cerrahi planlama öncesi anatomik sınırların değerlendirilmesinde altın standarttır (50).

CBCT’de tipik bulgular:

- Heterojen kemik yoğunluğu,
- Kortikal kontur kaybı,
- Osteosklerotik ve osteolitik alanların birlikte varlığı,
- Sekestrum ve çevresinde düşük dansiteli halo.

c. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MR)

Kemik iliği ödemi erken dönemde gösterebildiği için Evre 0 olgularında yararlıdır (51).

T1 ağırlıklı görüntülerde sinyal kaybı, T2’de hiperintens görünüm tipiktir.

Ancak MR, metal restorasyonlar nedeniyle artefaktlara duyarlıdır.

d. Sintigrafi ve PET-CT

Sintigrafi, osteoblastik aktiviteyi gösterir ve aktif lezyonları belirlemede faydalıdır.

PET-CT ise kanser metastazı ile DIONJ ayırımında önemlidir; DIONJ’de genellikle **SUVmax değeri <2.5** olarak saptanır (52).

6.5. Ayırıcı Tanı

DIONJ, pek çok intraoral ve maksillofasiyal hastalıkla benzer klinik bulgular gösterebilir.

Bu nedenle ayırıcı tanıda aşağıdaki durumlar mutlaka dışlanmalıdır (53):

Hastalık	Ayırıcı Özellik
Osteoradyonekroz	Radyoterapi öyküsü vardır; genellikle maksilla-mandibula sınırında sınırlı kalır.
Metastatik kemik tümörleri	Hızlı progresyon, ağırlı kitle, radyolojik olarak destrüktif görünüm.
Osteomiyelit	Daha akut başlangıç; sistemik ateş, pürülan akıntı belirgindir.
Kronik periodontitis	Diş kaynaklıdır; ilaç öyküsü yoktur.
Travmatik kemik ekspozisyonu	Genellikle çekim sonrası geçici, kısa sürede epitelize olur.
Aktinomikozis	Fistül ağzından sülfür granülleri çıkışı tipiktir.

Histopatolojik inceleme gerekirse, DIONJ’de **nekrotik kemik trabekülleri** arasında boş lakünalar ve *Actinomyces* kolonileri görülür (54).

6.6. Tanısal Yaklaşım Algoritması (Klinik Rehber)

Diş hekimleri için pratik bir DIONJ tanı algoritması aşağıdaki gibi özetlenebilir:

- İlaç öyküsü alınır.**
 - Bisfosfonat, denosumab veya antiangiogenik ilaç kullanımı sorgulanır.
 - Kullanım süresi ≥ 2 yıl ise risk yüksek kabul edilir.
- Klinik muayene yapılır.**
 - Kemik ekspozisyonu, fistül veya eritem var mı?
 - Aseptomatik olguda radyografik değerlendirme yapılır.
- Radyolojik inceleme (Panoramik + CBCT).**
 - Osteoskleroz, trabeküler düzensizlik, kortikal kayıp var mı?

4. **Evreleme yapılır.**
 - Evre 0–III arasında sınıflandırılır.
5. **Tanı doğrulanır ve medikal hekimle iletişim kurulur.**
 - Gerekirse CTX, D vitamini, Ca düzeyleri kontrol edilir.
6. **Tedavi planı evreye göre belirlenir.**
 - Koruyucu, medikal veya cerrahi protokol seçilir.

Bu algoritma, diş hekimine “**tanıdan tedaviye kadar adım adım yol haritası**” sunar (55).

6.7. Tanıdaki Güncel Yaklaşımlar

Son yıllarda DIONJ’nin erken saptanması için bazı yenilikçi yöntemler de araştırılmaktadır:

- **Optik Koherens Tomografi (OCT):** Erken kemik yüzey defektlerini gösterebilir.
- **Konfokal mikroskopi:** Mukozal bariyer bütünlüğünü değerlendirir.
- **Serum microRNA profilleri:** DIONJ riskini öngörmeye umut vaat etmektedir (56).

Bu teknikler henüz rutin klinik kullanıma girmemiş olsa da, gelecekte erken tanıda önemli rol oynayabilir.

6.8. Biyokimyasal Parametrelerin Klinik Değerlendirilmesi

Kemik metabolizmasının laboratuvar göstergeleri, özellikle cerrahi planlama öncesi DIONJ risk değerlendirmesinde yardımcı olabilir.

Ancak bu testler **tek başına tanısal değildir**; klinik ve radyolojik bulgularla birlikte yorumlanmalıdır (57).

6.8.1. Serum CTX (C-terminal telopeptid)

CTX, tip I kollajenin yıkımı sırasında açığa çıkan bir peptid fragmentidir.

Osteoklast aktivitesinin dolaylı göstergesi olarak kabul edilir.

Değerin düşük olması, kemik rezorpsiyonunun baskılandığını ve dolayısıyla **ilaç etkisinin yoğun olduğunu** gösterir.

CTX Düzeyi (pg/mL)	Yorum	Klinik Anlam
<100	Yüksek risk	Kemik dönüşümü ciddi şekilde baskılanmış; çekim ve cerrahi kontrendike.
100–150	Orta risk	Antiresorptif etki devam ediyor; minimal invaziv işlemler dikkatle yapılmalı.
>150	Düşük risk	Kemik turnover yeterli; kontrollü dental cerrahi uygulanabilir.

Referans değer aralığı: 100–700 pg/mL (laboratuvara göre değişebilir).

Antiresorptif tedavi altındaki bireylerde CTX değeri genellikle <200 pg/mL düzeyine düşer (58).

Yorumlama Notları:

- Sabah aç karnına ölçülmelidir (sirkadiyen dalgalanma gösterir).
- Kronik böbrek hastalığı, menopoz, yaş gibi faktörler değeri etkileyebilir.
- CTX değeri tek başına risk öngörüsünde mutlak belirteç değildir; **diğer klinik verilerle birlikte** değerlendirilmelidir (59).

6.8.2. Serum 25(OH)D (D Vitamini)

D vitamini, kemik mineralizasyonu ve osteoblastik aktivite için kritik öneme sahiptir.

Eksikliği, osteomalaziye yol açarak kemik yapımını zayıflatır ve DIONJ riskini artırabilir.

D Vitamini Düzeyi (ng/mL)	Yorum	Klinik Öneri
<20	Ciddi eksiklik	DIONJ riski yüksek; cerrahi ertelenmeli, D vitamini replasmanı başlanmalı.
20–30	Yetersiz	Düşük normal sınır; dikkatli takip ve destek önerilir.
>30	Yeterli	Normal kemik metabolizması; cerrahi planlanabilir.
>100	Toksik	Hiperkalsemi riski; ilaç tatili ve medikal değerlendirme gerekir.

Marx (2022), D vitamini düzeyi <20 ng/mL olan hastalarda çekim bölgelerinin epitelizeasyon süresinin anlamlı şekilde uzadığını göstermiştir (60).

6.8.3. Serum Kalsiyum (Ca²⁺)

Kalsiyum, kemik mineralizasyonunun ana iyonudur.

Antiresorptif ilaçlar osteoklast aktivitesini baskıladığı için, serum kalsiyumu genellikle **hafif azalır**.

Bu durum hipokalsemik semptomlara (parestezi, kas krampları) neden olabilir.

Serum Kalsiyum (mg/dL)	Yorum	Klinik Durum
<8.5	Hipokalsemi	Denosumab sonrası sık; DIONJ riskini artırır.
8.5–10.2	Normal	Normal mineral dengesi.
>10.5	Hiperkalsemi	D vitamini toksisitesi veya metastatik hastalık belirtisi olabilir.

Düşük kalsiyum düzeyi, kemik metabolizmasının baskılandığını gösterir; bu durumda dental cerrahi ertelenmeli ve medikal tedaviyle düzeltme yapılmalıdır (61).

6.8.4. Laboratuvar Parametrelerinin Birlikte Değerlendirilmesi

Aşağıdaki tablo, DIONJ açısından laboratuvar profilinin klinik yorumunu özetlemektedir:

CTX	D Vitamini	Kalsiyum	DIONJ Riski	Klinik Öneri
<100	<20	<8.5	Çok yüksek	Cerrahi kontrendike, ilaç tatili + medikal destek.
100–150	20–30	8.5–9	Orta	Küçük işlemler dikkatle yapılabilir.
>150	>30	8.5–10.2	Düşük	Dental cerrahi güvenli kabul edilir.

Marx ve arkadaşlarının (62) önerisine göre, bu üç parametrenin birlikte değerlendirilmesi, diş hekimine “biyokimyasal güven aralığı” sağlar.

Yani **CTX >150 pg/mL**, **25(OH)D >30 ng/mL** ve **Ca 8.5–10.2 mg/dL** aralığında olan hastalarda DIONJ gelişme olasılığı düşüktür.

7. Önleme Stratejileri ve Klinik Yönetim Yaklaşımı

DIONJ'nin en etkili tedavisi, gelişmesini **önlemektir**.

Bu nedenle diş hekimlerinin antiresorptif veya antiangiogenik tedavi alan hastaları, dental işlem öncesinde sistematik biçimde değerlendirmesi gerekir (63).

7.1. Koruyucu Yaklaşımın Temel İlkesi

Marx (2022) bu konuyu şu cümleyle özetler:

"Osteonekrozun tedavisi multidisipliner bir süreçtir, ancak önlenmesi tamamen diş hekiminin elindedir." (64)

Bu nedenle koruyucu yaklaşım; **preoperatif dental değerlendirme, risk sınıflaması, cerrahi teknik seçimi ve postoperatif bakım** aşamalarını kapsar.

7.2. Antiresorptif Tedavi Öncesi Dental Hazırlık

a. Hasta Bilgilendirmesi ve İlaç Öyküsü

- Hangi ilacın, ne süredir, hangi dozda kullanıldığını sorgula.
- Sistemik hastalıklar (osteoporoz, metastaz, diyabet, romatoid artrit) kaydedilmeli.
- Hastaya, DIONJ riskinin dental işlemlerle ilişkili olabileceği açıklanmalı.

b. Ağız Hijyeni ve Dental Enfeksiyonların Eliminasyonu

Tedaviye başlanmadan önce:

- Tüm çekim endikasyonu olan dişler çekilmeli.
- Kök ucu enfeksiyonları, periodontal lezyonlar, fistüller tedavi edilmeli.

- Kırık protezler ve travmatik irritasyonlar düzeltilmeli (65).

c. Cerrahi Müdahalelerin Zamanlaması

- Cerrahi işlemler, **ilaç tedavisi başlamadan en az 3 hafta önce** tamamlanmalı.
- Bu süre epitelizasyon ve primer iyileşme için yeterlidir.

7.3. Antiresorptif Tedavi Sırasında Dental Yaklaşım

a. Non-invaziv İşlemler

- Dolgu, endodontik tedavi, yüzeysel diş taşı temizliği gibi işlemler güvenlidir.
- Cerrahi veya ekstraksiyon mümkünse ertelenmelidir.

b. Gerekli Cerrahi Durumlarda İlaç Tatili

- **Oral bisfosfonat:** 2 yıldan uzun kullanılıyorsa, 3 ay ilaç tatili önerilir (hekim onayıyla).
- **Denosumab:** Son dozdan **5–6 ay sonra** cerrahi yapılmalı; sonraki doz işlemiden 1 ay sonra uygulanabilir.
- **IV bisfosfonat:** Genellikle tatil önerilmez; multidisipliner karar gerekir (66).

c. Antibiyotik Profilaksisi

- Cerrahi planlanıyorsa: Amoksisilin 2 g (veya klindamisin 600 mg) işlemiden 1 saat önce.
- Postoperatif 5–7 gün devam edilir.

d. Cerrahi Teknik

- Minimal travma, keskin elevatörlerden kaçınma.
- Primer kapatma sağlanmalı, flep iyi vaskülarize olmalı.
- Erken sütür alınmamalı (10–14. günde).

7.4. Ağız Hijyeni ve Takip Protokolü

- Klorheksidin %0.12 gargaralar 2 hafta süreyle.
- 3–6 ayda bir klinik kontrol ve panoramik radyografi.
- Protez kullananlarda basınç alanları sık değerlendirilmelidir (67).

7.5. Koruyucu Vitamin ve Mineral Desteği

- D vitamini 1000–2000 IU/gün
- Kalsiyum 500–1000 mg/gün
- Gerekirse magnezyum ve K2 vitamini takviyesi (osteoblast aktivitesini desteklemek için).

Bu destekler, kemik metabolizmasını optimize eder ve ilaç etkisini dengeleyebilir (68).

8. Tedavi Yaklaşımları: Medikal, Konservatif ve Cerrahi Yönetim

8.1. Genel İlkeler

DIONJ tedavisinin amacı **nekrotik kemiği ortadan kaldırmak değil,**

öncelikle enfeksiyonu kontrol altına almak, ağrıyı azaltmak ve hastanın yaşam kalitesini korumaktır (69).

Tedavi planı, hastalığın evresi, ilacın tipi, hastanın sistemik durumu ve beklentileri dikkate alınarak bireyselleştirilmelidir.

Marx'ın 2022 güncel yaklaşımına göre tedavi dört basamaklıdır:

1. **Antibiyotik ve antiseptik kontrol (konservatif)**
2. **İlaç tatili ve destek tedaviler**
3. **Minimal invaziv cerrahi girişimler**
4. **Rekonstrüktif cerrahi (ileri evre olgular)**

8.2. Evreye Göre Tedavi Yaklaşımı

Evre	Klinik Durum	Tedavi Prensipli	Hedef
0	Kemik ekspozisyonu yok, radyolojik değişiklik var	Medikal takip	İlerlemenin önlenmesi
I	Ağrısız ekspozite kemik	Antiseptik + koruyucu	Enfeksiyonun engellenmesi
II	Ağrılı ekspozite kemik, enfekte	Antibiyotik + sequestrektomi	Enfeksiyon kontrolü
III	Yaygın nekroz, fraktür veya sinüs tutulumlu	Cerrahi rezeksiyon + rekonstrüksiyon	Radikal tedavi

8.2.1. Evre 0 – Subklinik Dönem

Bu dönemde hedef, hastalığın ilerlemesini önlemektir.

Radyolojik bulgular olsa bile kemik ekspozisyonu yoksa cerrahi gereksizdir.

Tedavi protokolü:

- **Ağız hijyeni optimizasyonu**
- **Klorheksidin %0.12** gargaralar günde 2 kez
- **D vitamini ve Ca desteği** (kemik metabolizmasını desteklemek için)
- Yüksek riskli hastalarda (CTX <100 pg/mL) cerrahi işlemler ertelenmeli (70).
- Semptomatik olgularda parasetamol veya NSAID (gerekirse düşük doz tramadol).

Takip:

3 ayda bir klinik ve radyolojik kontrol önerilir.

8.2.2. Evre I – Lokalize Osteonekroz (Ağrısız Ekspozite Kemik)

Tedavi hedefi: Nekrotik kemiğin sınırlandırılması ve enfeksiyonun önlenmesi.

Tedavi protokolü:

- Klorheksidin %0.12 gargaralar (2×1, 2–3 hafta).
- Yumuşak diyet, travmadan kaçınma.
- Protez kullananlarda basınç alanlarının düzeltilmesi.

- Gerekirse profilaktik antibiyotik:
 - *Amoksisilin 500 mg, 3×1, 7 gün* veya
 - *Klindamisin 300 mg, 3×1, 7 gün* (penisilin alerjisi olanlarda).
- Sistemik D vitamini düzeyi <20 ng/mL ise replasman yapılmalı.

Cerrahi:

Yalnızca keskin kenarların yumuşak dokuya irritasyon yaptığı durumlarda minimal trimming.

Primer kapatma önerilmez (71).

8.2.3. Evre II – Enfekte Osteonekroz

Bu evre en sık görülen formdur.

Ağrı, pürülan akıntı, fistül ve kötü koku tipiktir.

Tedavi amacı enfeksiyonun baskılanması ve nekrotik dokunun kontrollü uzaklaştırılmasıdır.

Antibiyotik rejimleri (Marx, 2022)

Birinci Seçenek	İkinci Seçenek	Alternatif
Amoksisilin + Klavulanik asit 875/125 mg, 2×1, 14 gün	Amoksisilin 500 mg + Metronidazol 500 mg, 3×1, 14 gün	Doksisiklin 100 mg/gün, 21 gün (antiinflamatuvar etkisi nedeniyle)

- Ağrı kontrolü: Parasetamol veya ibuprofen.
- Lokal irrigasyon: Serum fizyolojik veya %0.12 klorheksidin.
- Gerekğinde: *Sequestrektomi (küçük nekrotik fragmanların uzaklaştırılması)*.
- Sistemik destek: D vitamini 1000 IU/gün, Ca 500 mg/gün (72).

Takip:

Her 4–6 haftada kontrol.

Lezyon gerilemezse cerrahi planlanır.

8.2.4. Evre III – Geniş Osteonekroz

Bu evrede nekroz 2 veya daha fazla kadranı kapsar, patolojik fraktür veya sinüs perforasyonu görülebilir.

Enfeksiyon kronikleşmiş, konservatif tedavi yetersizdir.

Tedavi prensibi:

Radikal cerrahi + rekonstrüksiyon.

Cerrahi yaklaşımlar:

- **Sekestrektomi / Debridman:** Sınırlı lezyonlarda.
- **Marjinal rezeksiyon:** Mandibula kortikal sınırı korunabiliyorsa.
- **Segmental rezeksiyon:** Yaygın nekroz ve fraktür varsa (örneğin mandibular korpus).

Cerrahi sonrası defekt, **vaskülarize flep** ile onarılır:

- Serbest fibula flebi
- Pektoralis majör flebi
- Anterolateral uyluk flebi

Bu yöntem, kanlanmayı artırarak rekürrens riskini düşürür (73).

Antibiyotik: Uzun süreli (3–4 hafta) ve geniş spektrumlu tedavi.

Postoperatif bakım: Klorheksidin irrigasyon, yumuşak diyet, 4 haftalık kontroller.

8.3. İlaç Tatili (Drug Holiday) Yaklaşımı

İlaç tatili, kemik remodelingini yeniden aktive etmeyi hedefler.

Ancak bisfosfonatlar için tartışmalıdır; denosumab için ise klinik olarak etkilidir (74).

İlaç	Tatil Süresi	Uygulama Zamanı	Not
Oral bisfosfonat	2–3 ay	Cerrahi öncesi	CTX >150 olana kadar
IV bisfosfonat	Genellikle önerilmez	—	Etki kalıcı
Denosumab	5–6 ay	Son dozdan sonra	Yeni doz cerrahiden 1 ay sonra
Antiangiogenik	4–6 hafta	Onkoloji onayı ile	Vasküler yanıt izlenmeli

İlaç tatili kararında her zaman ilgili **onkolog veya endokrinolog** ile iletişim kurulmalıdır.

8.4. Destek ve Yardımcı Tedaviler

a. Oksijen ve Lazer Tedavileri

- **Hiperbarik oksijen (HBO):** Doku oksijenlenmesini artırır, angiogenez destekler. 20–30 seanslık protokoller uygulanabilir (75).
- **Düşük seviyeli lazer (LLLT):** Yara iyileşmesini hızlandırır, analjezik etki sağlar.

b. Platelet-Rich Fibrin (PRF) ve Platelet-Rich Plasma (PRP)

Cerrahi sonrası PRF membran uygulaması, vaskülarizasyonu artırarak rekürrensi azaltabilir.

Marx (2022), PRF'nin epitelizasyon süresini ortalama %40 kısalttığını bildirmiştir (76).

c. Ozon Terapisi

Oksijen radikalleri aracılığıyla antibakteriyel etki sağlar; özellikle Evre I–II olgularda tamamlayıcı tedavi olarak kullanılabilir (77).

d. Antiresorptif Etkiyi Azaltıcı Ajanlar

- Statinler, lokal kemik anjiyogenezini destekleyebilir.
- Teriparatid (PTH 1-34), osteoblast aktivitesini artırarak iyileşmeyi hızlandırabilir (78).

Bu tedaviler özellikle osteoporoz hastalarında umut verici sonuçlar vermektedir.

8.5. Multidisipliner Yönetim

DIONJ tedavisi, **diş hekimi – onkolog – endokrinolog – radyolog** iş birliği gerektirir.

Her olgu bireysel değerlendirilmelidir.

- **Onkolog:** İlaç tatilinin güvenli süresini belirler.
- **Diş hekimi:** Cerrahi planlama ve enfeksiyon kontrolünden sorumludur.
- **Endokrinolog:** D vitamini ve kalsiyum replasmanını düzenler.
- **Radyolog:** Lezyon progresyonunu izler.

Bu iş birliği olmadan yapılan girişimler, sıklıkla nüks veya komplikasyonla sonuçlanır (79).

8.6. Tedavi Başarısının Değerlendirilmesi

Başarılı tedavi kriterleri:

1. Ağrının ortadan kalkması
2. Enfeksiyonun kontrol altına alınması
3. Ekspoze kemiğin tamamen epitelize olması
4. Radyolojik stabilizasyon (CBCT’de yeni osteoliz yokluğu)

Tedavi başarısızlığı, genellikle erken dönemde agresif cerrahi yapılması veya enfeksiyon kontrolünün yetersizliğiyle ilişkilidir (80).

9. Kanser ve Osteoporoz Hastalarında DIONJ Yönetimi

9.1. Giriş

Antiresorptif ve antiangiogenik ilaçlar, kanser metastazlarının kemik tutulumunu önlemek ve osteoporozu tedavi etmek amacıyla yaygın biçimde kullanılmaktadır.

Ancak bu ilaçlar, uzun süreli kullanımda çene kemiğinde **vasküler ve hücrel toksisite** oluşturarak osteonekroza yol açabilir.

Bu nedenle diş hekimlerinin tedavi öncesi ve sırasında uygulayacakları protokoller, hastalığın şiddetini doğrudan etkiler (81).

9.2. Kanser Hastalarında DIONJ Yönetimi

9.2.1. Patogenez ve Risk Profili

Kanser hastaları genellikle yüksek doz ve intravenöz bisfosfonat (zoledronat 4 mg/ay) veya denosumab (120 mg/ay) alır.

Bu grupta DIONJ riski **%1–10** arasında değişir (82).

Risk artışı nedenleri:

- İlaç dozu yüksek ve uygulama süresi uzun
- Kemoterapi ve kortikosteroid eşzamanlı kullanımı
- Mukozal iyileşmeyi geciktiren radyoterapi veya anjiyogenez baskılanması
- İleri yaş ve sistemik komorbiditeler

9.2.2. Dental Değerlendirme Protokolü (Tedavi Öncesi)

Kanser hastalarında diş hekimi müdahalesi, antiresorptif tedavi başlamadan **en az 3 hafta önce** tamamlanmalıdır (83).

Aşamalar:

1. Tüm dişlerin klinik ve radyolojik değerlendirmesi (panoramik + CBCT).
2. Periodontal enfeksiyon ve apikal lezyonların tedavisi.
3. Çekim endikasyonu olan dişlerin atraumatik çekimi, primer kapama.
4. Kötü uyumlu protezlerin düzeltilmesi veya yenilenmesi.
5. Hastanın bilgilendirilmesi ve yazılı onam.

Amaç: Tedavi süresince diş çekimi ve cerrahi gerektirecek durumların ortadan kaldırılması.

9.2.3. Tedavi Sırasında Dental Yaklaşım

a. Non-invaziv işlemler:

- Dolgu, endodontik tedavi, supra-gingival taş temizliği güvenlidir.
- Subgingival küretaj veya cerrahi işlemler mümkünse ertelenmelidir.

b. Cerrahi zorunluluğu varsa:

- Onkolog ile iletişim kurularak **ilaç tatili** planlanmalı.
- Denosumab alanlarda cerrahi, son dozdan **5 ay sonra** yapılmalıdır.
- Zoledronat alanlarda ilaç kesilse bile kemikte 10 yıla kadar kalabileceği için, cerrahi “yüksek riskli” kabul edilir.

c. Profilaktik önlemler:

- Amoksisilin + metronidazol veya doksisisiklin protokolü (7–14 gün).
 - Klorheksidin gargaralar (2 hafta).
 - Yumuşak diyet, iyi ağız hijyeni.
-

9.2.4. Kansere Hastalarında İleri Evre DIONJ Yönetimi

Bu grupta DIONJ genellikle **Evre II–III** düzeyinde teşhis edilir.

Cerrahi tedavi, hastanın onkolojik durumu ve prognozuna göre planlanır.

Tedavi seçenekleri:

- Enfekte kemiklerin sequestrektomisi
- Segmental rezeksiyon (gerekirse fibula flebiyle rekonstrüksiyon)
- Oksijen tedavisi ve PRF destekli iyileştirme
- Teriparatid (PTH 1-34) uygulamaları (off-label) – özellikle osteoblast aktivitesini desteklemek amacıyla (84)

Kontrendikasyon:

Aktif metastazı olan veya genel durumu kötü hastalarda geniş cerrahi yapılmamalıdır.

9.3. Osteoporoz ve Osteopeni Hastalarında Yönetim

9.3.1. Risk Düzeyi ve Epidemiyoloji

Oral bisfosfonat (alendronat, risedronat) kullanan osteoporoz hastalarında DIONJ riski oldukça düşüktür:

yaklaşık %0.01–0.1 (85).

Ancak 4 yıldan uzun kullanım, eşlik eden diyabet veya sigara öyküsü varsa risk belirginleşir.

9.3.2. Dental Değerlendirme ve Takip

Tedavi öncesinde:

- Rutin dental kontroller yapılmalı.
- Diş çekimi gerekecekse antiresorptif başlanmadan önce yapılmalı.
- Kök ucu enfeksiyonları ve periodontal tedaviler tamamlanmalı.

Tedavi sırasında:

- CTX >150 pg/mL ve D vitamini >30 ng/mL ise dental cerrahi planlanabilir.
- CTX <100 pg/mL olanlarda cerrahi ertelenmeli, medikal destek sağlanmalı.

Tedavi sonrası:

- Her 6 ayda bir klinik kontrol.
- 2 yıldan uzun kullanım sonrası yılda bir panoramik radyografi önerilir (86).

9.3.3. Dental Cerrahi Planlamasında Zamanlama

İlaç	Son Doz ile Cerrahi Arası	Cerrahiden Sonra Yeni Doz	Not
Oral bisfosfonat	2–3 ay	1 ay sonra	CTX >150 olmalı
Denosumab	5 ay	1 ay sonra	Rebound etkisine dikkat
(osteoporoz dozu)			
Zoledronat (yıllık IV doz)	8–9 ay	1 ay sonra	Tekrarlayan dozdan önce işlem tamamlanmalı

Not: Cerrahi sonrası PRF membran ve primer kapama iyileşmeyi hızlandırır (87).

9.3.4. Desteleyici Tedaviler ve Rehabilitasyon

- **D vitamini 1000 IU/gün, kalsiyum 500 mg/gün**
- **Ağız hijyeni eğitimi:** Diş ipi, yumuşak fırça, antiseptik gargara
- **Yumuşak diyet:** Özellikle çekim sonrası 7–10 gün
- **Takip:** 3 ayda bir klinik kontrol, 6 ayda bir radyolojik kontrol.

Marx (2022) osteoporotik hastalarda düzenli vitamin desteğinin DIONJ riskini %60 oranında azalttığını bildirmiştir (88).

9.3.5. İmplant Cerrahisi ve Protez Planlaması

İmplantlar:

- Antiresorptif tedavi <2 yıl ve CTX >150 pg/mL ise implant yapılabilir.
- Ancak yüksek risk grubunda (≥4 yıl tedavi veya IV bisfosfonat) implant kontrendikedir (89).

Protezler:

- Protez kenarlarının travmatize etmemesi sağlanmalı.
- Basınç alanları düzenli kontrol edilmeli.
- Torus veya eksostoz varsa, cerrahi düzeltme öncesinde ilaç tatili planlanmalıdır.

9.4. Denosumab – Bisfosfonat Kombinasyonunda Yönetim

Bazı hastalar, bisfosfonat tedavisinden sonra denosumab kullanmaya devam eder.

Bu “çifte antiresorptif etki”, kemik dönüşümünü ciddi biçimde baskılar ve DIONJ insidansını yaklaşık **4 kat artırır** (90).

Bu durumda önerilen yaklaşım:

- Cerrahi işlemler kesinlikle ertelenmeli.
- En az 6 aylık ilaç tatili uygulanmalı.
- CTX >150 pg/mL düzeyine ulaşmadan cerrahi yapılmamalıdır.
- Medikal tedavi ve D vitamini replasmanı önceliklidir.

9.5. Teriparatid (PTH 1-34) ile Destek Tedavi

Teriparatid, rekombinant parathormon analogudur ve osteoblast aktivitesini artırarak kemik yapımını uyarır.

Marx (2022), teriparatid enjeksiyonlarının (20 µg/gün, 8 hafta) DIONJ iyileşmesini hızlandırdığını bildirmiştir (91).

Kullanım Endikasyonları:

- Osteoporoz hastalarında cerrahi sonrası kemik rejenerasyonu desteği
- Denosumab sonrası rebound dönemde osteoblast aktivitesinin desteklenmesi

Kontrendikasyon:

- Metastatik kemik hastalığı
- Paget hastalığı
- Serum kalsiyum >10.5 mg/dL

Teriparatid tedavisi, özellikle postmenopozal kadınlarda güvenle uygulanabilir ve epitelizasyon süresini kısaltabilir (92).

9.6. Onkoloji Ekibi ile İletişim ve Takip Protokolü

- Tüm cerrahi işlemler, **onkolog ve endokrinologla konsültasyon** sonrası planlanmalı.
- Tedavi sonrası 6 ay süreyle hasta yakından izlenmeli.
- Radyografik kontrol: 3. ay ve 6. ayda CBCT veya panoramik grafi.
- Her kontrol vizitinde: Ağrı, akıntı, mobilite, ekspozite kemik varlığı değerlendirilmeli.

Bu multidisipliner izlem, rekürrens ve komplikasyon oranlarını ciddi biçimde azaltır (93).

10. Yeni Yaklaşımlar, Gelecek Perspektifleri ve Sonuç

10.1. Yeni Tedavi Yaklaşımları

a. Biyolojik Ajanlar ve Rejeneratif Tıp Uygulamaları

1. Teriparatid (PTH 1–34):

Osteoblastik aktiviteyi uyarak kemik formasyonunu artırır.

Özellikle osteoporoz hastalarında cerrahi sonrası rejenerasyonu hızlandırır.

Günlük subkutan 20 µg doz, 8–12 hafta süreyle uygulanabilir (94).

2. Kemik Morfogenetik Proteinler (BMP-2, BMP-7):

Osteoindüktif etki gösterir.

Nekrotik bölgenin cerrahi olarak çıkarılmasından sonra, BMP-2 içeren kolajen sünger greftlerle kombine uygulandığında yeni kemik oluşumunu artırdığı rapor edilmiştir (95).

3. PRF (Platelet-Rich Fibrin) ve PRP (Platelet-Rich Plasma):

Yüksek büyüme faktörü içeriği sayesinde anjiyogenez ve fibroblast aktivitesini destekler.

DIONJ olgularında yara kapanma süresini %40'a kadar kısaltır (96).

4. Mezenkimal Kök Hücre (MSC) Tedavileri:

Yağ dokusu veya kemik iliğinden elde edilen MSC'ler, kemik rejenerasyonunu hızlandırır.

Hayvan modellerinde kemik vaskülarizasyonunu ve osteoid birikimini anlamlı şekilde artırmıştır (97).

b. Moleküler ve Genetik Yaklaşımlar

1. RANK/RANKL/OPG Eksenine Müdahale:

Yeni ilaç adayları, bu sistemde dengeyi selektif biçimde düzenlemeyi amaçlar.

Örneğin, düşük doz RANKL modülatörleri kemik rezorpsiyonunu tamamen durdurmadan kontrol etmeyi hedeflemektedir (98).

2. microRNA (miR) Düzeyleri:

Son araştırmalar, *miR-21*, *miR-23a* ve *miR-145* düzeylerindeki değişimlerin DIONJ gelişimiyle ilişkili olabileceğini göstermiştir.

Bu mikroRNA'lar gelecekte **erken tanı biyobelirteçleri** olarak kullanılabilir (99).

3. Gen Düzenleme ve CRISPR Teknolojileri:

Deneyisel olarak osteoklast farklılaşmasında görevli genlerin (örneğin *NFATc1*, *CTSK*) susturulmasıyla toksisite azaltılmaya çalışılmaktadır (100).

c. Doku Mühendisliği ve 3D Biyobaskı Teknolojileri

Günümüzde doku mühendisliği, çene rekonstrüksiyonunda çığır açmaktadır.

3D biyobaskı teknolojisiyle, hastanın kendi hücrelerinden oluşturulan kemik greftleri, birebir anatomik uyumlu şekilde üretilmektedir.

- Biyobaskı greftlerde **hidroksiapatit + kolajen + büyüme faktörleri** kullanılır.

- Bu greftler, kanlanmayı hızlandırır ve enfekte bölgede yeniden kemik oluşumunu destekler.
 - Klinik faz II çalışmalarında umut verici sonuçlar elde edilmiştir (101).
-

d. Lazer ve Ozon Destekli Kombine Tedaviler

- **Düşük seviyeli lazer (LLLT):** Osteoblast mitozunu uyarır, ağrıyı azaltır.
 - **Er:YAG ve Diode lazer:** Nekrotik kemiğin yüzey debridmanında minimal travmatik alternatiftir.
 - **Ozon terapisi:** Antibakteriyel etkisinin yanı sıra dokularda oksijen basıncını artırır; özellikle Evre I–II olgularda yararlıdır (102).
-

10.2. Korunmaya Yönelik Yenilikçi Stratejiler

a. Dijital Risk Haritalama

Yapay zekâ destekli panoramik analiz sistemleri, anti-resorptif tedavi alan hastalarda **mikrotrabeküler yoğunluk değişikliklerini** otomatik saptayabilir.

Bu sistemlerin erken uyarı potansiyeli, klasik radyografi değerlendirmesinden %20 daha yüksektir (103).

b. Farmakogenetik Yaklaşım

Genetik farklılıkların (örneğin *CYP2C8*, *VDR* gen polimorfizmleri) ilaç metabolizmasını etkilediği ve DIONJ duyarlılığını artırdığı gösterilmiştir (104).

Gelecekte kişiselleştirilmiş tedavi planlamaları bu genetik testlerle yapılabilir.

c. Akıllı İlaç Sistemleri

Yeni geliştirilen **kontrollü salınımlı bisfosfonatlar**, sistemik etkiyi azaltıp kemik hedeflemesini optimize etmeyi amaçlamaktadır.

Bu ilaçlar, ağız içi toksisiteyi minimize ederek DIONJ insidansını düşürebilir (105).

10.3. Gelecek Perspektifleri

1. Multidisipliner İzlem Standartlaşacak:

DIONJ yönetimi; diş hekimi, onkolog, endokrinolog ve radyolog iş birliğinde yürütülecek multidisipliner klinik ağlara taşınmaktadır.

2. Biyobelirteç Temelli Erken Tanı:

microRNA profilleri, serum CTX + RANKL + VEGF kombinasyonlarıyla birlikte kullanılacak, klinik öncesi dönemde tanı olasılığı artacaktır.

3. Kombine Tedavi Yaklaşımları:

Cerrahi + PRF + Teriparatid + HBO protokolleri “entegratif tedavi modeli” haline gelmektedir.

4. Hasta Farkındalığı:

İlaç reçetelenmeden önce zorunlu dental muayene uygulaması (önleyici model) birçok ülkede rehber düzeyinde yer almaktadır (106).

11. Sonuç

İlaç kaynaklı çene osteonekrozu (DIONJ), modern farmakoterapinin kaçınılmaz bir komplikasyonu olarak kabul edilse de, **erken tanı ve uygun dental yönetim** ile önlenebilir bir hastalıktır.

Diş hekimleri için en önemli görev;

- Riskli hastaları tedavi öncesi tanımak,
- Gereksiz cerrahi işlemlerden kaçınmak,
- Multidisipliner iletişimi sağlamak ve
- Hastaları ağız hijyeni, vitamin desteği ve düzenli kontroller konusunda bilinçlendirmektir.

Günümüzde konservatif yaklaşımlar, rejeneratif tedaviler ve biyolojik desteklerle DIONJ prognozu belirgin şekilde iyileşmiştir.

Gelecekte **biyobelirteç temelli erken tanı** ve **doku mühendisliği tabanlı tedaviler**, bu hastalığın yönetiminde standart hale gelecektir.

BÖLÜM 7

AĞIZ, DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİNDE DÜŞÜK DÜZEY LAZER KULLANIMI

Dr. Öğr. Üyesi Berrin İYİLİKÇİ¹
Arş. Gör. Dt. Orhan Can PARLAK²

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

Giriş

Günümüzde düşük düzey lazer tedavisi, diş hekimliğinde ve tıpta giderek daha sık kullanılan, termal hasar oluşturmada biyolojik yanıtı düzenlemeyi hedefleyen bir yaklaşım olarak öne çıkmaktadır. Literatürde bu yöntem yalnızca “low-level laser therapy (LLLT)” olarak değil, aynı zamanda daha kapsayıcı bir kavram olan fotobiyomodülasyon (photobiomodulation, PBM) adıyla da anılmaktadır. (Hamblin, 2016: 1122–1124) PBM’nin klinik pratikte değer kazanmasının temel nedenleri arasında; uygulamanın minimal invaziv olması, yan etkilerinin görece az raporlanması, farklı endikasyonlarda destekleyici tedavi olarak kullanılabilmesi ve hasta konforunu artırma potansiyeli sayılabilir.

Düşük düzey lazerlerin bilimsel olarak dikkat çekmesi, yara iyileşmesindeki etkilerinin ilk kez Mester ve arkadaşları tarafından raporlanmasıyla hız kazanmıştır. (Mester et al., 1971: 532–535) Bu klasik çalışma sonrasında, lazerin biyolojik dokularda yalnızca “kesme” veya “koagülasyon” gibi cerrahi amaçlarla değil; aynı zamanda hücresel metabolizmayı düzenleyen bir uyarıcı olarak da kullanılabileceği fikri güçlenmiştir. Bu çerçevede PBM’nin temel iddiası, uygun dalga boyu ve doz aralığında uygulandığında, dokuda ısıya bağlı bir destrüksiyon oluşturmaksızın, hücre içi biyokimyasal süreçleri tetikleyerek iyileşme biyolojisini destekleyebilmesidir.

PBM’nin biyolojik etkisi; ışığın hedef dokuda bulunan hücre içi fotoreseptörler tarafından emilmesiyle başlar. Mitokondri,

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

PBM'nin en kritik hedef organellerinden biridir. Özellikle mitokondride bulunan sitokrom-c oksidaz gibi kromoforların fotonları absorbe etmesiyle bir fotofiziksel süreç başlar; bunu izleyen aşamada biyokimyasal sinyal yollarında zincirleme reaksiyonlar tetiklenir. (Lubart et al., 2006: 179–185) (Karu & Kolyakov, 2005: 355–361)

Bu süreçlerin ortak çıktısı, hücresel enerji metabolizmasının güçlenmesi ve ATP üretiminin artmasıdır. ATP artışı, hücre içi onarım mekanizmalarının aktive olması, proliferasyonun düzenlenmesi, kollajen sentezinin artması ve mikro-sirkülasyonun iyileşmesi gibi doku tamiri açısından kritik sonuçlara zemin hazırlar.

Klinik düzeyde PBM'nin en çok vurgulanan etkileri; antienflamatuar, analjezik, biyostimülatör (rejeneratif) ve bazı protokollerde raporlanan bakterisit/antimikrobiyal etkiler olarak özetlenebilir. (Lubart et al., 2006: 179–185) (Karu & Kolyakov, 2005: 355–361)

Bu nedenle PBM; ağrıyı azaltma, inflamasyonu kontrol etme, yumuşak doku iyileşmesini hızlandırma ve bazı klinik senaryolarda kemik iyileşmesine destek olma potansiyeliyle, diş hekimliğinin pek çok alanında tamamlayıcı bir modalite olarak değerlendirilmiştir.

Düşük düzey lazerin diş hekimliğindeki kullanımı periodontoloji, endodonti, ortodonti, restoratif diş hekimliği ve ağız diş çene cerrahisi gibi birçok disipline yayılmıştır. (Coluzzi, 2004: 751–770) Ağız, diş ve çene cerrahisi özelinde PBM; üçüncü molar cerrahileri sonrası ağrı-ödem-trismus kontrolü, cerrahi yaraların

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

iyileşmesi, sinir hasarlarında nörosensör iyileşmenin desteklenmesi, implant çevresi erken iyileşmenin hızlandırılması, kemik rejenerasyonunun biyolojik olarak uyarılması, temporomandibular eklem bozukluklarında semptomların azaltılması ve ilaç ilişkili çene nekrozu (MRONJ) gibi kompleks tabloların yönetiminde destek tedavi olarak gündeme gelmiştir.

Bu kitap bölümünün temel amacı; PBM/LLLT'nin fiziksel temellerini, doku ile etkileşim prensiplerini, klinik parametrelerini ve ağız, diş ve çene cerrahisindeki başlıca kullanım alanlarını sistematik bir biçimde ortaya koymaktır. Ayrıca literatürde önemli bir sorun olan protokol heterojenliği nedeniyle, klinik uygulamada standardizasyona duyulan gereksinim vurgulanacaktır. Bu yaklaşım, PBM'nin doğru endikasyonda, uygun doz aralığında ve hasta güvenliğini gözetten bir çerçevede uygulanabilmesi açısından önem taşır.

Lazerin Fiziksel Özellikleri

Lazer ışığı, klasik ışık kaynaklarından belirgin biçimde farklıdır. Doğal ışık (örneğin güneş ışığı) geniş bir dalga boyu dağılımına sahipken ve farklı yönlerde yayılarak koherens özelliği göstermiyorken, lazer ışığı daha tekdüze bir karaktere sahiptir. Lazer; belirli bir dalga boyunda (monokromatik), aynı fazda (koherent) ve paralel doğrultuda (kolime) ilerleyen ışık demetidir. (Coluzzi, 2004: 751–770) Bu özellikler lazeri, dokular üzerine kontrollü enerji aktarımı için uygun bir araç haline getirir.

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

Işıık, elektromanyetik spektrumun bir parçası olup hem dalga hem de parçacık özellikleri gösterir. Bu ikili doğa nedeniyle, ışığın en küçük enerji birimi foton olarak tanımlanır. (Lubart et al., 2006: 179–185) Lazerin doku üzerindeki etkisi, temelde fotonların dokudaki hedef moleküllerle (kromoforlarla) etkileşimi üzerinden gerçekleşir.

Lazerin oluşum mekanizması madde ile fotonun etkileşimine dayanır ve bu etkileşim üç temel şekilde gerçekleşebilir:

1. Soğurulma (absorpsiyon)
2. Kendiliğinden ışıma (spontan emisyon)
3. Uyarılmış ışıma (stimüle emisyon) (Şeyda et al., 2015)

Kendiliğinden ışıma, yüksek enerji seviyesinde bulunan bir atomun kendiliğinden daha düşük enerji seviyesine geçerken foton yaymasıdır. Bu süreç rastlantısal gerçekleşir ve yayılan fotonların faz ve yön birliğı yoktur. Soğurulma olayında ise daha düşük enerji seviyesinde bulunan bir atom, gelen fotonu absorbe ederek daha yüksek enerji seviyesine çıkar. Bu durum, atomun uyarılmış hale geçmesine neden olur. Uyarılmış ışıma ise lazerin temelini oluşturan mekanizmadır: Yüksek enerji seviyesindeki atom, gelen bir fotonun etkisiyle daha düşük enerji seviyesine geçerken, gelen fotonla aynı dalga boyunda ve aynı fazda ikinci bir foton üretir. Böylece foton sayısı artar, ışık güçlenir ve lazer demeti oluşur. (Coluzzi, 2004: 751–770)

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliğı Fakóltesi Ağız, Dış ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliğı Fakóltesi Ağız, Dış ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

Lazer ışığını tanımlayan başlıca parametreler; dalga boyu (λ), frekans (ν) ve ışığın hızı (c) olarak ifade edilir. Dalga boyu, dalga üzerinde iki eşdeğer nokta arasındaki mesafedir ve diş hekimliğinde lazerlerin doku ile etkileşimini belirleyen en kritik parametrelerden biridir. Dalga boyu genellikle nanometre (nm) veya mikrometre (μm) cinsinden ifade edilir. Frekans ise saniyedeki dalga salınım sayısıdır. Frekans ile dalga boyu arasında ters orantı vardır; dalga boyu uzadıkça frekans düşer ve foton enerjisi değişir. (Lubart et al., 2006: 179–185) Bu fiziksel ilişki, belirli dalga boylarının farklı dokularda farklı absorbsiyon profillerine sahip olmasını açıklar.

Diş hekimliğinde kullanılan lazerler, dalga boylarına göre farklı kromoforlarla etkileşir. Örneğin su, hidroksiapatit, hemoglobin ve melanin gibi hedefler; farklı dalga boylarında değişen absorbsiyon özellikleri gösterir. Bu nedenle lazerin “hangi dokuda ne yaptığı”, çoğu zaman lazerin gücünden ziyade dalga boyu seçimi ve doz parametresi ile belirlenir.

Düşük Seviyeli Lazer

Düşük seviyeli lazer tedavisi (LLLT), klasik cerrahi lazerlerden farklı olarak dokuda kesme, buharlaştırma veya koagülasyon hedeflemez; temel amaç biyolojik yanıtı modüle etmektir. Geleneksel tanımlarda düşük seviyeli lazerin gücü çoğunlukla 500 mW’ın altında olan sistemleri kapsar ve sıklıkla 540–900 nm aralığındaki dalga boylarıyla ilişkilendirilir. Güncel terminolojide bu alan “fotobiyomodülasyon” şemsiyesi

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

altında değerlendirilir. (Karu & Kolyakov, 2005: 355–361) (Romagnoli & Cafaro, 2017: 131–160)

Klinik uygulamalarda yüzeyel dokular için genellikle 600–700 nm (kırmızı ışık) aralığı tercih edilirken, daha derin dokuların hedeflendiği durumlarda 780–950 nm (yakın kızılötesi) aralığına geçilmesi önerilir. Bu önerinin temel gerekçesi, yakın kızılötesi ışığın dokularda daha iyi penetrasyon göstermesidir. (Karu & Kolyakov, 2005: 355–361) Bununla birlikte penetrasyon yalnızca dalga boyuna bağlı değildir; uygulama tekniği, doku tipi, pigmentasyon, kanlanma ve seans protokolü gibi birçok değişken penetrasyonu ve nihai biyolojik yanıtı etkiler.

PBM'nin biyolojik etkinliği, dokudaki fotoreseptörlerin lazer ışığını absorbe etmesine bağlıdır. Karu ve arkadaşlarının çalışmaları, kırmızı ve yakın kızılötesi spektrumda temel fotoreseptörlerden birinin sitokrom-c oksidaz olduğunu güçlü biçimde ortaya koymuştur. (Luke et al., 2019: 324) Bunun yanı sıra Nikotinamid adenin dinükleotid (NADH) ve Flavın adenin dinükleotid (FAD) gibi moleküllerin de belirli dalga boylarında ışık absorbsiyonuna katkı sağlayabildiği bildirilmektedir. (Şeyda et al., 2015) Işığın emilimi, hücre metabolizmasında özellikle oksidatif fosforilasyon yolunu etkileyerek ATP üretimini artırır. ATP artışı, hücresel onarım mekanizmalarının aktive olmasına, nükleik asit sentezinin artmasına, proliferasyonun düzenlenmesine ve iyileşme fazlarının hızlanmasına zemin hazırlar.

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

Klinikte PBM uygulanırken yalnızca “lazer uygulandı” demek yeterli değildir; tedavinin başarısı belirli parametrelerin doğru seçilmesine bağlıdır. Bu parametreler literatürde çoğunlukla şu başlıklar altında ele alınır:

- Dalga boyu
- Doz (enerji yoğunluğu)
- Emisyon modları
- Işınlama tekniği
- Seans sayısı ve tedavi süresi (Karu & Kolyakov, 2005: 355–361)

Bu parametreler uygun seçilmediğinde, PBM’nin biyolojik etkisi ya oluşmayabilir (eşik altı doz) ya da inhibisyon gelişebilir (aşırı doz). Bu durum PBM literatüründeki sonuç heterojenliğinin en önemli nedenlerinden biridir.

Dalga Boyu

Düşük seviyeli lazer uygulamalarında dalga boyu genel olarak 600–1100 nm aralığında değişir. Bu aralık, dokular için “optik pencere” olarak adlandırılan, ışığın göreceli olarak daha iyi ilerleyebildiği bir bölgeyle ilişkilendirilir. Bu spektrum içinde, bazı fotoreseptörler tarafından emilimin optimal olduğu dalga boyunun 800 nm civarında olabileceği bildirilmiştir. (Karu & Kolyakov, 2005: 355–361)

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

Yüzeyel lezyonlarda kırmızı ışığın absorpsiyon profili klinik açıdan önemlidir. Ancak daha derin dokuların hedeflendiği durumlarda, kırmızı ışığın dokuda daha fazla saçılma/absorpsiyonla yüzeyde “tükenmesi” söz konusu olabileceğinden, yakın kızılötesi aralığa kaymak daha verimli olabilir. Bu nedenle, klinik protokol planlanırken hedef dokunun derinliği, lokal anatomik özellikler ve doku kompozisyonu dikkate alınmalıdır. Aynı dalga boyu, farklı anatomik bölgelerde farklı penetrasyon gösterebilir; örneğin mukoza kalınlığı, vaskülarizasyon, pigment düzeyi ve submukozal bağ dokusu içeriği etkili olabilir.

Dalga boyu seçimi aynı zamanda uygulamanın hedefini de belirler. Örneğin yüzeyel yumuşak doku lezyonlarında, epitelizasyonu destekleme amacıyla daha kısa dalga boyları gündeme gelebilirken; sinir veya kemik gibi daha derin hedeflerde yakın kızılötesi spektrumun avantajlı olabileceği düşünülür. Bu nedenle PBM’nin klinikte rasyonel kullanımı, dalga boyunu “cihazın sunduğu” bir değer olarak değil, “hedefin gerektirdiği” bir seçim olarak ele almayı gerektirir.

Doz (Enerji Yoğunluğu)

PBM uygulamalarında en kritik parametrelerden biri enerji yoğunluğudur. Enerji yoğunluğu, çoğu çalışmada “doz” olarak ifade edilir ve birim yüzey alanına aktarılan enerji miktarı anlamına gelir (J/cm^2). Enerji yoğunluğunun klinik sonuçlar üzerindeki etkisi, PBM’nin “bifazik doz yanıtı” olarak bilinen olguyla yakından ilişkilidir: belirli bir aralıkta biyostimülatif etki görülürken, daha

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

yüksek dozlarda inhibisyon veya etkisizlik oluşabilir. (Romagnoli & Cafaro, 2017: 131–160) (Valchinov & Pallikarakis, 2005: 5)

Literatürde PBM'nin ideal dozu konusunda hâlâ net bir fikir birliği bulunmadığı vurgulanmaktadır.⁷ Bunun en önemli nedeni, çalışmaların farklı doku hedefleri, farklı lazer cihazları, farklı uygulama teknikleri ve farklı ölçüm çıktıları kullanmasıdır. Bununla birlikte, biyolojik uyarıcı etkiye sahip dozların 1–2 mJ/cm² gibi çok düşük değerlerden başlayıp 15 J/cm² ve altına kadar uzanan bir aralıkta raporlandığı bildirilmektedir. (Valchinov & Pallikarakis, 2005: 5) (Posten et al., 2005: 334–340) Klinik pratikte ise çoğu protokol, hedef doku ve endikasyona bağlı olarak daha dar bir “etkin pencere” önermeye çalışır.

PBM'de güç yoğunluğu kavramı da önemlidir. Güç yoğunluğu; cihazdan çıkan ışık miktarına (mW), uygulama süresine (s) ve ışınlanan alanın büyüklüğüne (cm²) bağlı olarak değişir. Genel kural olarak; ışık miktarı arttıkça, uygulama süresi uzadıkça ve alan küçüldükçe, dokunun maruz kaldığı enerji artar. Klinik gerçeklikte, pratik ve ekonomik nedenlerle süreyi kısaltıp gücü artırma eğilimi görülebilir; ancak her durumda dokuda istenmeyen termal artış oluşturmamak temel ilkedir. (Valchinov & Pallikarakis, 2005: 5)

Termal artış riskinin dokunun absorpsiyon özelliklerine bağlı olduğu unutulmamalıdır. Örneğin melanin, görünür ve yakın kızılötesi spektrumda önemli kromoforlardan biridir. Melanin miktarı yüksek olan dokularda yüzey absorpsiyonu artabilir; bu da

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

penetrasyonu azaltırken yüzeyde ısı birikimi riskini yükseltebilir. Dolayısıyla PBM planlanırken yalnızca “aynı doz” yaklaşımı değil; hasta ve doku özelliklerine göre modülasyon düşünülmelidir.

Klinikte doz hesabını anlaşılır kılan temel ilişkiler şöyledir:

- $\text{Etki (Enerji yoğunluğu)} = \text{Enerji} / \text{Yüzey}$
- $\text{Enerji} = \text{Etki} \times \text{Yüzey}$
- $\text{Enerji} = \text{Güç} \times \text{Zaman}$
- $\text{Etki} \times \text{Yüzey} = \text{Güç} \times \text{Zaman}$
- $\text{Etki} = \text{Güç yoğunluğu} \times \text{Zaman}$

Bu formüller, PBM protokolü yazarken raporlamanın standardize edilmesine yardımcı olur. PBM literatüründe sık görülen bir sorun, parametrelerin eksik raporlanmasıdır; örneğin yalnızca “810 nm, 200 mW uygulandı” denmesi, alan, süre ve toplam enerji bilinmediği için klinik tekrarlanabilirliği azaltır.

Emisyon Modları

Lazer cihazlarının ışık enerjisi yayılımı işlevsel olarak üç şekilde ele alınır: sürekli, aralıklı ve atımlı (pulsatif). (Tablo 1) Sürekli dalgada hekim lazeri belirli bir güç düzeyinde başlatır ve kapatana kadar ışın devam eder. Aralıklı modda ışık belirli aralıklarla kesintiye uğrar. Atımlı mod ise kısa süreli ışınımın ardından cihazın kapalı kaldığı dinlenme fazlarını içerir. (Lubart et al., 2006: 179–185) Emisyon modu seçimindeki temel amaç; hedef dokuda

biyolojik yanıt oluştururken aşırı ısınmayı önlemek ve enerji dağılımını kontrol etmektir. Aralıklı/atımlı kullanımda dokunun soğuması için zaman aralıkları bulunduğundan aşırı ısınma riski daha düşük kabul edilir. Buna karşın sürekli modda, özellikle yüksek güç yoğunluklarında soğutma sistemleri veya daha kontrollü uygulama tekniği gerekebilir.

Diyot lazerlerde emisyon modu konusu ayrıca önem taşır. Diyot lazerler çoğu zaman sürekli veya aralıklı modlarda çalışır ve “çok kısa aralıklarla” ışınlama yaparak, ortalama güç düşük olsa da tepe güç yoğunluğunu yükseltebilen protokoller oluşturabilir. Bu tip emisyon “süper atımlı” olarak adlandırılır ve daha derin dokulara nüfuz avantajı sağlayabileceği belirtilir. (Karu & Kolyakov, 2005: 355–361)

Ancak klinik literatürde, atımlı/aralıklı emisyonun sürekli moda üstünlüğü konusunda net bir uzlaşı yoktur. Bazı analizlerde atımlı ışığın yara iyileşmesinde avantaj sağlayabileceği, sürekli dalganın ise sinir rejenerasyonunda daha etkili olabileceği gibi çıkarımlar yapılmıştır; fakat protokoller arası farklılıklar nedeniyle kesin bir “tek doğru” yaklaşım önermek güçtür.

Bu nedenle klinik uygulamada emisyon modu seçilirken, hedef doku (yumuşak doku, sinir, kemik), endikasyon (analjezi, inflamasyon kontrolü, rejenerasyon), seans planı ve cihazın teknik kapasitesi birlikte değerlendirilmelidir.

Uygulama Teknikleri

PBM'nin klinik başarısında, ışığın dokuyla buluştuğu uygulama tekniği belirleyicidir. Lazer probu, cihazdan çıkan lazer ışığının hedef dokuya iletilmesini sağlayan aparattır. Probun sterilizasyonu, kullanılan kılıfın optik geçirgenliği ve probun dokuya göre konumu; aktarılan enerjiyi doğrudan etkiler. Steril edilemeyen problarda şeffaf kılıflar kullanılması gerekir; ancak şeffaf olmayan veya optik geçirgenliği düşük kılıflar lazer ışığının dokuya ulaşmasını azaltabilir.

Genel öneri, PBM uygulamasında probun çoğu zaman kontak kullanılmasının enerji kaybını azaltmasıdır. Probun doku yüzeyine dik tutulması; yansıma ve ışın sapmasını azaltarak yüzeydeki güç yoğunluğu parametrelerinin daha stabil olmasını sağlar.⁵ Kontak uygulamada basınç standardizasyonu da önemlidir; farklı basınçlar dokunun optik özelliklerini ve ışığın yayılımını değiştirebilir.

Ağız dışı uygulamalarda (ör. cilt üzerinden TME veya ödem alanı uygulaması) cilt temizliği, lazer ışığını absorbe edebilecek makyaj ve benzeri ürünlerin uzaklaştırılması önerilir. İşlem sırasında hastanın geri bildirimi ve doku reaksiyonlarının gözlenmesi, istenmeyen termal etkileri önlemek açısından önem taşır.

Doku hedefini ışınlamada iki temel teknik tanımlanır: Nokta tekniği: Işınlanacak alan, belirlenen noktalardan ardışık biçimde ışınlanır. Kontak kullanılmadığında yansıma olabilir; probun dokuya dik tutulması bu riski azaltır. Eğer anatomik

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

zorunluluk nedeniyle prob eğimli tutulacaksa, enerji kaybını azaltmak için kontak kullanım tercih edilebilir. (Karu & Kolyakov, 2005: 355–361)

Tarama tekniği: Prob doku üzerinde hareket ettirilerek enerji dağıtılır. İleri-geri veya spiral gibi hareket paternleri kullanılabilir. Hangi patern seçilirse seçilsin, hedef yüzeyde homojen dağılım sağlamak için aynı paternin tutarlı biçimde uygulanması gerekir.

Klinik raporlamada, kullanılan teknik (nokta/tarama), kontak/temassız uygulama, prob çapı ve ısınlanan alan gibi detaylar belirtilmelidir; aksi halde protokolün tekrarlanabilirliği azalır.

Seans Sayısı ve Tedavinin Süresi

PBM'nin etki mekanizması akut bir “tek seans mucizesi” şeklinde değil, çoğu durumda kümülatif biyolojik yanıt üzerinden ilerler. Bu nedenle seans planlaması önem taşır. Ancak literatürde seans sayısı ve tedavi süresine ilişkin net bir standart bulunmadığı sıkça vurgulanır. (Karu & Kolyakov, 2005: 355–361) Bu durum, endikasyon çeşitliliği ve protokollerin değişkenliği ile ilişkilidir.

Genel bir klinik yaklaşım olarak; semptomlar ortadan kalkana veya iyileşme sağlanana kadar haftada 2–3 seans önerildiği bildirilmiştir.⁵ Bununla birlikte akut postoperatif dönemde (ör. 3. molar cerrahisi sonrası) ilk 24–48 saatte uygulama yoğunluğu artırılabilir; kronik ağrı ve TME problemlerinde ise daha uzun süreli protokoller gündeme gelebilir. Uygulamanın başarısı, seans

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

sayısının yanı sıra doğru dalga boyu ve doğru doz aralığı ile yakından ilişkilidir.

Diyot Lazer

Dış hekimliğinde diyot lazerler, PBM uygulamalarında en sık kullanılan lazer tiplerinden biridir. Diyot lazerler aktif materyal olarak yarı iletken kristaller içerir ve bu materyalin bileşimi lazerin dalga boyunu belirler. Temel olarak Ga-As (galyum arsenit) ve GaAlAs (galyum alüminyum arsenit) olmak üzere iki tür sık anılır. İndiyum içeren diyot lazerlerde dalga boyu ortalama 980 nm, alüminyum içerenlerde ise 800 nm civarına yaklaşabilir. (Lubart et al., 2006: 179–185) Bu dalga boyları PBM'nin “derin doku hedefleme” amaçlarıyla uyumlu bir aralık sağlar. (Tablo 1)

Diyot lazerlerin iletimi çoğunlukla fiber optik yol ile gerçekleşir. Pigmente dokular diyot lazer ışığını yüksek oranda absorbe edebilir. Dış sert dokularına emiliminin görece düşük olması, diyot lazerlerin çevre yumuşak dokularda uygun parametrelerle güvenle uygulanabilmesine katkı sağlar. Bununla birlikte diyot lazerler, uygun olmayan parametrelerde dokuda hızlı ısı artışı oluşturabilir; bu nedenle PBM protokolünde güç ve süre dikkatle planlanmalıdır. (Lubart et al., 2006: 179–185)

Gallium-Aluminium-Arsenide (GaAlAs) Lazer

GaAlAs lazerler, PBM uygulamalarında uzun yıllardır kullanılan yarı iletken lazer sınıfındadır. 1990'lerden itibaren klinik kullanımının arttığı ve günümüzde de yaygın şekilde kullanıldığı

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

bildirilmiştir. GaAlAs lazerler çoğunlukla 780–890 nmdalga boyu aralığında çalışır ve hem sürekli hem de atımlı modlarda kullanılabilir. (Vallone et al., 2014: 490–494) Bu aralık, derin dokulara daha iyi penetrasyon sağlayabileceği düşünülen yakın kızılötesi spektruma karşılık gelir.

Tablo 1 (Luke, Mathew, Altawash, & Madan, 2019)

LAZER TİPİ	DALGA BOYU	SPEKTRUM	ÇALIŞMA MODU
CO ₂	10600 nm	Kızılötesi	Devamlı dalga (CW)
Holmium	2100 nm	Kızılötesi	Pulsatif
Er:YAG	2940 nm	Kızılötesi	Pulsatif
Nd:YAG	1064 nm	Kızılötesi	Devamlı ve pulsatif
Diode	800-890 nm	Kızılötesi	Devamlı
KTP	532 nm	Görünür	Pulsatif
Argon	488/514 nm	Görünür	Devamlı
Excimer-ArF -XeCl	190 nm 308 nm	Ultraviyole Ultraviyole	Pulsatif Pulsatif

Lazer Doku Etkileşimi

Lazerin dokuyla etkileşimi, hedef dokunun optik özelliklerine bağlı olarak farklı biçimlerde gerçekleşir. Bu etkileşimler dört başlıkta ele alınır:

1. Absorpsiyon (soğurulma): Lazerin doku tarafından emilmesi ve biyolojik etkinin oluşması açısından en kritik basamaktır. Kromoforlar bu süreçte belirleyicidir.

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

2. Transmisyon: Lazer dokudan geçer ancak yeterli emilim olmadığında dokuda etki oluşmayabilir.
3. Yansıma: Lazer hedef dokuya etki göstermeden yön değiştirir. (Dış hekimliğinde bazı tanısal yaklaşımlarda, örneğin çürük tespitinde yansıma/optik farklar kullanılabilir.)
4. Saçılma: Işık farklı yönlerde dağılır; hedeflenen biyolojik etki azalabilir, komşu dokularda istenmeyen ısınma riski oluşabilir. (Lubart et al., 2006: 179–185)

PBM’de primer reaksiyon, ışık demetinin hedef dokuda emilmesiyle başlar. Işığın emilimi solunum zincirini aktive eder; NADH aktivasyonu ve mitokondri işlevlerinde düzenlenme görülür. Elektron transport zincirinin aktivasyonu ATP üretimini artırır; ATP artışı nükleik asit sentezi ve hücre onarım süreçlerini destekler.² Bir doku belirli miktarda lazer ışığını absorbe ettiğinde serbest oksijen türleri ve nitrik oksit gibi moleküllerin sinyal yollarında rol oynadığı; iyon geçirgenliğinin değişebildiği ve böylece hücresel yanıtın şekillendiği bildirilmiştir. (Mester et al., 1971: 532–535)

Karu ve arkadaşlarının çalışmaları, kırmızıdan yakın kızılötesine kadar olan spektrumda etkin fotoreseptörün solunum zincirinin terminal enzimi olan sitokrom-c oksidaz olduğunu ortaya koymuştur. Mordan maviye kadar olan spektrumda ise flavoproteinler ve NADH dehidrogenazın fotoreseptör olduğu ifade edilmiştir. (Luke et al., 2019: 324) Bu bulgular PBM’de dalga boyu seçiminin biyolojik temellerini güçlendirmiştir.

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

Yara iyileşmesinde fibroblastlar kritik rol oynar. PBM'nin fibroblast proliferasyonu ve kollajen üretimi üzerinde uyarıcı etkiler gösterebildiği; ancak bu etkinin doza duyarlı olduğu raporlanmıştır. Örneğin daha yüksek enerji yoğunluklarında (ör. 16 J/cm²) proliferasyon inhibisyonu görülebilirken, daha düşük dozlarda (2–4 J/cm²) uyarıcı etki ortaya çıkabilir. (The Laser Therapy Handbook, n.d.) Ayrıca fibroblastların yara bölgesine daha erken göç etmesiyle iyileşme fazlarının hızlanabileceği düşünülür.

Deneysel literatürde, lazerin hücresel büyümeyi artırabildiğini gösteren erken çalışmalar bulunur. Örneğin 1960'ların sonunda fare fibroblastlarında ruby lazer ile hücre büyüme hızında artış raporlanmış; kontrol gruba göre proliferasyonda belirgin yükseliş bildirilmektedir. (Loevschall & Arenholt-Bindslev, 1994: 347–354) Benzer biçimde HeNe lazer uygulamalarında kollajen üretiminin artabildiğini bildiren çalışmalar vardır. (Jamieson et al., 1969: 101–106) Fototerapinin fibroblastların miyofibroblastlara dönüşümü üzerindeki etkilerine dair veriler de literatürde yer almıştır. (Lyons et al., 1987: 127–133)

Fotobiyomodülatif Yaklaşımların Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Uygulamalarındaki Kullanım Alanları

Diş hekimliğinde tedavi yaklaşımları uzun yıllar boyunca mekanik yöntemler, kimyasal ajanlar ve klasik cerrahi teknikler üzerine kuruluydu. Ancak bu yöntemler sıklıkla ağrı, kanama, enfeksiyon riski ve uzun iyileşme süreleri gibi komplikasyonlara neden oluyordu. Yumuşak ve sert doku cerrahilerinde oluşan termal travma çevre dokuların zarar görmesine ve postoperatif dönemde hasta konforunun azalmasına yol açıyordu. Bu klinik sınırlamalar, diş hekimliğinde daha minimal invaziv, kontrollü ve biyolojik olarak uyumlu tedavi alternatiflerinin aranmasına neden olmuştur. (Chaple Gil et al., 2025: 104594) Bu bağlamda lazer teknolojisi, biyolojik dokular üzerinde kontrollü enerji aktarımı sağlayarak travmatik etkileri azaltma potansiyeliyle öne çıkmıştır.

Lazer (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) teknolojisi, belirli dalga boylarındaki koherent ışığın kontrollü şekilde dokulara uygulanması prensibine dayanır. Tıpta ilk kez 1960'larda Maiman tarafından kullanılmaya başlanmış, diş hekimliğinde ise 1980'lerden itibaren özellikle yumuşak doku cerrahilerinde yaygınlaşmıştır. Günümüzde lazerler, kesme, koagülasyon, sterilizasyon, fotodinamik terapi ve biyostimülasyon gibi birçok klinik amaçla kullanılmaktadır. Bu çok yönlü kullanım alanı, lazerlerin sadece cerrahi bir araç değil, aynı zamanda rejeneratif tıbbın da önemli bir bileşeni hâline gelmesini sağlamıştır. (Hawkins & Abrahamse, 2007: 147–155)

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

Özellikle düşük seviyeli lazer tedavisi (Low-Level Laser Therapy – LLLT), termal hasar oluşturmada hücre metabolizmayı düzenleme yeteneğiyle dikkat çekmiştir. LLLT'nin biyolojik etkisi, foton enerjisinin hücre içindeki sitokrom c oksidaz tarafından emilmesiyle başlar. Bu süreçte ATP üretimi artar, reaktif oksijen türleri dengelenir ve hücre onarım mekanizmaları aktive olur. Sonuçta inflamasyon azalır, ağrı kontrolü sağlanır ve yara iyileşmesi hızlanır. (Hawkins & Abrahamse, 2007: 147–155)

Düşük seviyeli lazer tedavisi günümüzde diş hekimliğinin hemen her alanında kullanılmaktadır.

- Periodontoloji: Enflamasyonun baskılanması, doku rejenerasyonu, cep derinliği azaltımı
- Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi: Postoperatif ağrı ve ödemin azaltılması, sinir rejenerasyonu, kemik iyileşmesi
- Endodonti: Antimikrobiyal fotodinamik uygulamalar
- Ortodonti: Diş hareketinin hızlandırılması ve ağrı kontrolü
- Restoratif ve protetik işlemler: Dentin hassasiyetinin giderilmesi

Bu geniş kullanım alanı, LLLT'nin yalnızca bir destek tedavisi değil, aynı zamanda biyolojik süreçleri optimize eden

tamamlayıcı bir modalite olduğunu göstermektedir. Cerrahi travmanın azaltılması, iyileşmenin hızlandırılması ve hasta konforunun artırılması gibi klinik hedefler düşünüldüğünde, lazer teknolojisi günümüz diş hekimliğinde önemli bir dönüm noktası olarak kabul edilmektedir. (Kathuria, Dhillon & Kalra, 2015: 215)

Fotobiyomodülasyon (PBM), düşük seviyeli lazer tedavisi (Low-Level Laser Therapy, LLLT) olarak da bilinen ve termal etki yaratmadan hücresel aktiviteyi düzenleyen bir ışık temelli tedavi yöntemidir. Özellikle 600–1100 nm aralığındaki kırmızı ve kızılötesi dalga boylarında uygulandığında, ışık enerjisi hücre içi fotoreseptörler tarafından emilerek biyokimyasal reaksiyonların başlamasını sağlar. Bu süreçte temel hedef, mitokondrideki sitokrom c oksidaz enzimidir; bu enzimin uyarılmasıyla ATP üretimi artar, hücresel metabolizma hızlanır ve rejeneratif süreçler aktive olur. (Gopal, Palwankar & Dhalla, 2024: 70832)

PBM'nin çene cerrahisindeki önemi, sadece ağrı ve inflamasyonu azaltmakla sınırlı değildir. Yapılan çalışmalarda, lazer ışığının doku rejenerasyonunu uyarıcı, antienflamatuar, analjezik ve nöroprotektif etkiler gösterdiği kanıtlanmıştır. Bu etkiler, cerrahi travmanın kaçınılmaz sonuçları olan ödem, ağrı ve doku hasarının daha kısa sürede toparlanmasını sağlar. Fotobiyomodülasyon, özellikle 3. molar diş çekimleri, implant yerleştirme, kist operasyonları ve sinir yaralanmalarında iyileşmeyi hızlandırmak amacıyla destekleyici tedavi olarak uygulanmaktadır. (Lubart et al., 2006: 179–185)

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

Lazerin hücresel düzeyde oluşturduğu etki, biyokimyasal kaskat biçiminde ilerler. ATP artışı hücre proliferasyonunu desteklerken, reaktif oksijen türleri (ROS) düşük konsantrasyonda salınarak hücre sinyalleşmesini düzenler. Bunun sonucunda fibroblast, keratinosit ve osteoblast gibi iyileşmede rol oynayan hücreler aktive olur. Aynı zamanda lazer ışığı, vazodilatasyon ve mikrosirkülasyon artışı yoluyla doku oksijenlenmesini iyileştirir, böylece inflamatuvar yanıtın süresi kısılır.(Gopal, Palwankar, & Dhalla, 2024a:70832)

Son yıllarda yapılan sistematik derlemeler, PBM'nin maksillofasiyal cerrahide postoperatif komplikasyonları azaltma açısından etkili olduğunu göstermektedir. Özellikle çene cerrahisi pratiğinde fotobiyomodülasyonun yara iyileşmesi, sinir rejenerasyonu ve kemik remodelasyonu süreçlerinde olumlu katkılar sağladığı vurgulanmıştır.(Lubart et al., 2006: 179–185) Bu nedenle, modern cerrahi yaklaşımlarda lazerin “tamamlayıcı biyomodülatör” olarak kabul edilmesi önerilmektedir.

Postoperatif Ağrı ve Ödem Kontrolünde Düşük Seviyeli Lazer

Postoperatif ağrı ve ödem, çene cerrahisinde en sık karşılaşılan komplikasyonlardır. Lazer tedavisinin bu süreçlerdeki temel amacı, analjezik ve antienflamatuvar yanıtı uyatarak iyileşmeyi hızlandırmaktır. LLLT'nin ağrı üzerindeki etkisi hem nöronal hem de vasküler düzeyde gerçekleşir. Lazer ışığı, periferik sinir uçlarında Na^+/K^+ pompası aktivitesini modüle eder ve ağrı sinyali

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

iletimini baskılar. Ayrıca prostaglandin E2 ve bradikinin gibi ağrı mediatörlerinin salınımını azaltarak, ağrı eşliğini yükseltir. (Coluzzi, 2004: 751–770)

Ödem kontrolü ise mikrosirkülasyonun düzenlenmesi ve lenfatik drenajın artırılması yoluyla sağlanır. Fotobiyomodülasyon, vazodilatasyon etkisiyle damar geçirgenliğini dengeler, inflamatuvar hücrelerin aşırı birikmesini önler ve dokularda sıvı retansiyonunu azaltır. Böylece postoperatif ödem daha hızlı geriler.

2021 yılında yapılan bir meta-analizde, mandibular üçüncü molar çekimleri sonrası uygulanan düşük seviyeli lazerin ödem üzerinde anlamlı bir azalma sağladığı; ancak ağrı ve trismus üzerindeki etkinin doz ve seans sayısına bağlı değişkenlik gösterdiği belirtilmiştir.(Coluzzi, 2004: 751–770)

Klinik uygulamalarda genellikle 660–980 nm aralığında, 4–8 J/cm² enerji yoğunluğunda lazerler tercih edilir. Bu parametrelerde yapılan uygulamalar, özellikle cerrahiden sonraki ilk 24–48 saat içinde maksimum etki sağlar. Preoperatif lazer uygulamaları da ödemin başlamasını geciktirerek postoperatif konforu artırabilir (Karşıcı & Balaban, 2025).

Sonuç olarak düşük seviyeli lazer tedavisi, postoperatif dönemde hem analjezik ilaç ihtiyacını azaltan hem de hasta memnuniyetini artıran bir tamamlayıcı yöntemdir. Ancak literatürdeki farklı lazer protokolleri nedeniyle etkilerde heterojenlik

bulunmakta; bu nedenle parametrelerin standardizasyonu, klinik başarı açısından büyük önem taşımaktadır.

Kemik Rejenerasyonunda Düşük Seviyeli Lazer Uygulamaları

Düşük seviyeli lazer tedavisinin (LLLT) kemik doku üzerindeki uyarıcı etkileri, çene cerrahisinde özellikle sinüs lifting, kist operasyonu ve implant çevresi kemik rejenerasyonunda önem kazanmıştır. Lazer ışığı, osteoblastik hücre aktivitesini artırarak kemik matriks sentezini hızlandırır ve yeni kemik formasyonunu destekler. Bu süreçte foton enerjisinin hücredeki mitokondrial kromoforlar tarafından emilmesiyle ATP üretimi artar, hücre içi sinyalleşme aktive olur ve osteojenik diferansiyasyon uyarılır. (Hawkins & Abrahamse, 2007: 147–155) Çalışmalar, lazerle tedavi edilen kemik dokularında osteokalsin ve alkalen fosfataz ekspresyonunun yükseldiğini, bunun da erken mineralizasyonu hızlandığını göstermektedir. Lazerin ayrıca anjiyogenezi uyardığı, bu sayede cerrahi bölgeye oksijen ve besin akışının arttığı belirtilmiştir. Bir hayvan modelinde 660 nm dalga boylu lazerin, uygulama yapılmayan gruba kıyasla %35 oranında daha fazla yeni kemik oluşumu sağladığı rapor edilmiştir. (Gopal, Palwankar & Dhalla, 2024: 70832)

Klinik açıdan, PBM'nin etkili olabilmesi için enerji yoğunluğu kritik öneme sahiptir. Genellikle 4–8 J/cm² arasında yapılan uygulamalar, kemik rejenerasyonunu desteklemede en etkin doz aralığı olarak gösterilmektedir. Ancak bu değerlerin doku

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

derinliği ve operasyon tipine göre uyarlanması gerekir. Derin kemik defektlerinde daha yüksek dalga boylu (r. 810–980 nm) lazerlerin kullanımı önerilir çünkü bu ışıklar daha iyi penetrasyon sağlar. Sonuç olarak, düşük seviyeli lazer tedavisi, kemik onarımında biyostimülatör ve hızlandırıcı bir biyofiziksel ajan olarak değerlendirilmektedir. (Chaple Gil et al., 2025: 104594)

Sinir Hasarlarının Tedavisinde Fotobiyomodülasyon

Ağız, diş ve çene cerrahisinde sinir yaralanmaları özellikle n. alveolaris inferior ve n. lingualis hasarları en ciddi komplikasyonlardan biridir. Fotobiyomodülasyon, bu tür nörolojik komplikasyonlarda rejenerasyonu destekleyici bir yöntem olarak öne çıkmaktadır. LLLT'nin sinir doku üzerindeki etkisi, aksonal büyüme, miyelinizasyon ve Schwann hücre proliferasyonu üzerinden gerçekleşir. Mitokondrial enerji üretiminin artması, nöronal metabolizmayı canlandırır ve sinir iletim hızını iyileştirir. (Alharbi, Rao, Alnaim, Alzamil, & nagarajappa, 2024)

Klinik alışmalar, fotobiyomodülasyonun parestezi ve hipoestezi gibi duyu kayıplarında belirgin iyileşme sağladığını göstermektedir. 810 nm GaAlAs lazer kullanılarak yapılan bir çalışmada, sinir hasarı geçiren hastalarda 10 seanslık uygulama sonrası duyusal iyileşme oranı %70'in üzerinde bulunmuştur. (Ma et al., 2023)

Ayrıca, sinir rejenerasyonunun erken dönemde (ilk 30 gün içinde) başlatılan PBM tedavisiyle daha belirgin olduğu, geç dönemde

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve ene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve ene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

başlanan uygulamalarda da iyileştirici etkinin devam ettiği bildirilmektedir. Bu nedenle LLLT, sinir hasarlarında hem erken hem de geç dönemde güvenle kullanılabilir. (Nunes et al., 2021:68)

Uygulama parametreleri genellikle 660–780 nm dalga boyu, 4–6 J/cm² enerji yoğunluğu ve 10–12 seans aralığındadır. Seanslar arasında 48 saatlik aralık bırakılması sinir rejenerasyonunu optimize eder. Bu sonuçlar, PBM'nin cerrahi sonrası nörosensör iyileşmeyi destekleyen noninvaziv bir tedavi seçeneği olduğunu göstermektedir.10

İmplant Cerrahisinde Düşük Seviyeli Lazerin Rolü

Çeşitli klinik çalışmalarda 808 nm dalga boyunda lazer uygulamasının implant çevresinde ISQ değerlerinde erken dönemde artış yaptığı gösterilmiştir.11 Örneğin, split-mouth şekilde düzenlenen bir çalışmada 1, 2, 4 ve 12 hafta ölçümlerinde LLLT grubunun kontrol grubuna göre anlamlı şekilde daha yüksek ISQ değerleri verdiği raporlanmıştır.12 Bununla birlikte, uzun dönem takiplerde bu farkın azaldığı, PBM'nin özellikle erken iyileşme fazında etkili olabileceği bildirilmektedir.(Singhania, Borle, Godbole, & Sathe, 2025) Uygulama parametreleri çalışmalarda genellikle 808–830 nm aralığında, 100–200 mW güç ve 5–10 J/cm² doz kullanımıyla bildirilmiştir; seans aralıkları genellikle 2–3 günde bir ve toplam 6–8 seans olarak düzenlenmiştir. (Kinalska, Agostini, Bergoli, & Santos, 2021) Bu bulgular, PBM'nin implant cerrahisinde biyolojik iyileşme sürecini destekleyebileceğini düşündürmekle birlikte, metodolojik heterojenlikler ve uzun dönem sonuçlardaki

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

belirsizlikler nedeniyle henüz kesin söylemler için geniş ölçekli ve standardize çalışmalara ihtiyaç vardır.

Temporomandibular Eklem (TME) Bozukluklarında LLLT Uygulamaları

Temporomandibular eklem (TME) disfonksiyonları, çene hareket kısıtlılığı, kas ağrısı ve eklem içi inflamasyonla seyreden karmaşık bir klinik tablodur. Lazer tedavisi, TME hastalıklarının semptomatik tedavisinde invaziv olmayan bir yöntem olarak kullanılmaktadır. PBM'nin bu alandaki etkisi hem kas gevşetici hem de analjezik mekanizmalara dayanır.

GaAlAs lazerlerin 780–830 nm dalga boylarında uygulandığı çalışmalar, TME hastalarında ağrı skorlarını %50'den fazla azalttığını ve ağız açıklığını 5–10 mm arasında artırdığını göstermektedir.¹⁵

LLLT, kas dokusunda mitokondrial aktiviteyi artırarak enerji dengesini yeniden sağlar ve laktik asit birikimini azaltır. Bu da spazmin çözülmesini kolaylaştırır. Ayrıca lazerin sinovyal dokuda vasküler geçirgenliği düzenleyerek ödemi azaltıcı etkisi olduğu gösterilmiştir.

TME uygulamalarında genellikle 4–6 J/cm² enerji yoğunluğu tercih edilir; seanslar haftada 2–3 kez, toplamda 6–8 seans olarak planlanır. Lazer probu genellikle preauriküler bölgeye ve masseter kası üzerine uygulanır. Bu tedavi, fizik tedavi veya splint uygulamalarıyla kombine edildiğinde etkinliği artmaktadır.(Chaple Gil et al., 2025b:104594)

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

Sonuç olarak, düşük seviyeli lazer terapisi TME bozukluklarında ağrıyı hafifleten, kas fonksiyonlarını düzenleyen ve eklem hareket açıklığını artıran güvenli bir destek tedavisi olarak kabul edilmektedir. Bununla birlikte, uzun dönem etkileri ve optimum parametrelerin belirlenmesi için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.(Chaple Gil et al., 2025b:104594)

Cerrahi Yaraların İyileşmesinde Lazer Desteği

Cerrahi işlemler sonrasında oluşan yumuşak doku defektlerinin hızlı ve sağlıklı şekilde iyileşmesi, hasta konforu ve komplikasyonların önlenmesi açısından büyük önem taşır. Fotobiyomodülasyon tedavisi, bu iyileşme sürecinde hücrel metabolizmayı düzenleyerek dokuların rejeneratif kapasitesini artırır. Lazer ışığı fibroblast, keratinosit ve endotel hücrelerinde mitokondrial aktiviteyi yükselterek ATP üretimini artırır ve yara bölgesindeki hücre yenilenmesini hızlandırır.(Chaple Gil et al., 2025: 104594)

PBM'nin yara iyileşmesindeki etkisi yalnızca hücrel düzeyde değil, aynı zamanda moleküler sinyal yolları üzerinden de gerçekleşir. Uygulanan lazer, Transforming Growth Factor- β (TGF- β), Vascular Endothelial Growth Factor (VEGF) ve Fibroblast Growth Factor (FGF) gibi büyüme faktörlerinin salınımını uyarır. Bu moleküller, kollajen sentezini artırır ve yeni damar oluşumunu (anjiyogenez) hızlandırır. Cerrahi sonrası lazer uygulaması yapılan hastalarda epitelizasyon süresinin kontrol grubuna göre

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

ortalama %30 daha kısa olduğunu bildirmiştir.(Gopal, Palwankar & Dhalla, 2024: 70832)

Klinik olarak lazerin yara yüzeyine doğrudan uygulanması, inflamatuvar fazın kısalmasına, granülasyon dokusunun erken oluşmasına ve skar dokusunun minimal kalmasına katkı sağlar. Bu durum özellikle flep cerrahileri, frenektomi ve mukogingival cerrahilerde belirgin hale gelir. Uygulama parametreleri genellikle 660–810 nm dalga boyu, 4–6 J/cm² enerji yoğunluğu ve 20–40 saniye süreyle, 3–5 gün aralıklarla yapılır. Bu yaklaşım, yara iyileşmesini destekleyen güvenli ve noninvaziv bir biyofiziksel yöntem olarak kabul edilir. (Chaple Gil et al., 2025: 104594)

MRONJ (İlaç İlişkili Çene Osteonekrozu) ve Düşük Seviyeli Lazer Tedavisi

İlaç ilişkili çene osteonekrozu (Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw – MRONJ), özellikle bifosfonatlar, denosumab ve anti-anjiyojenik ajanlar gibi kemik metabolizmasını etkileyen ilaçların uzun süreli kullanımıyla ortaya çıkan, ciddi bir komplikasyondur. Bu ilaçlar osteoklast aktivitesini baskılayarak kemik rezorpsiyonunu azaltırken, aynı zamanda kemik döngüsünü yavaşlatır ve mikrodamar yapısını bozar, bu da çene kemiklerinde nekroz gelişimine zemin hazırlar. MRONJ, ağrı, fistül, ekspozе kemik, sekonder enfeksiyon ve fonksiyon kaybı gibi klinik bulgularla seyreder. Tedavi süreci uzun ve zorludur; geleneksel yaklaşımlar genellikle antibiyotik, antiseptik

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

irrigasyon, cerrahi debridman ve analjezik tedavi üzerine kuruludur. Ancak bu yöntemler sıklıkla sınırlı başarı sağlamaktadır. (AlDhalaan, BaQais, & Al-Omar, 2020)

Son yıllarda düşük seviyeli lazer tedavisi (LLLT) veya fotobiyomodülasyon (PBM), MRONJ yönetiminde tamamlayıcı bir tedavi modalitesi olarak dikkat çekmiştir. Lazerin temel etkisi, hücresel düzeyde enerji üretimini artırarak fibroblast aktivitesi, anjiyogenez ve epitelyal yenilenmeyi desteklemesidir. Ayrıca inflamatuvar yanıtı baskılayarak ağrıyı azaltır ve doku onarımını hızlandırır. Hayvan deneylerinde lazerin, gingival yara iyileşmesini artırarak MRONJ-benzeri lezyonların gelişimini engellediği gösterilmiştir. Bu etki, özellikle interlökin-1 reseptör antagonisti (IL-1RA) yolunun aktive edilmesiyle ilişkilendirilmiştir. (Zheng et al., 2023: 14)

Klinik düzeyde yapılan çalışmalarda da benzer sonuçlar elde edilmiştir.

- Minamisako ve ark. (2016), MRONJ hastalarında lazer tedavisi uygulandığında ağrı şiddetinde azalma, doku kapanmasında hızlanma ve enfeksiyon kontrolünde iyileşme bildirmiştir. (Li et al., 2020: 256–267)
- Li ve ark. (2019) tarafından yapılan sistematik incelemede, lazer destekli tedavilerin cerrahi yaklaşımlara eklenmesinin başarı oranlarını anlamlı

biçimde artırdığı vurgulanmıştır. (Valamvanos et al., 2022: 973738)

- Frontiers in Dental Medicine (2022) derlemesinde ise, fotobiyomodülasyonun cerrahi tedaviyle birlikte uygulanmasının kemik kapanmasını hızlandırdığı, tek başına kullanıldığında bile semptomatik rahatlama sağladığı rapor edilmiştir. (Gigo-Benato et al., 2010: 673–682)

Deneysel veriler, lazer tedavisinin MRONJ'nin erken evrelerinde (Evre 1–2) noninvaziv bir destek yaklaşımı olarak etkili olabileceğini göstermektedir. İleri evrelerde ise cerrahi debridmanla birlikte uygulanması, rejeneratif süreci destekleyen bir kombinasyon tedavisi oluşturur.

Genellikle 660–830 nm dalga boylarında, 4–8 J/cm² enerji yoğunluğu ve 100–200 mW güç aralığında lazerler tercih edilmektedir. Uygulamalar haftada 2–3 seans, toplam 8–10 seans sürecektir şekilde planlanır. Seans sıklığı hastanın klinik tablosuna göre ayarlanmalıdır. (Michalak, Dominiak, Grzech-Leśniak, Kiryk, & Grzech-Leśniak, 2025)

Sonuç olarak, düşük seviyeli lazer tedavisi MRONJ tedavisinde ağrının kontrolü, yumuşak doku iyileşmesinin hızlanması ve nekrotik kemik ekspozisyonunun azalması açısından umut verici bir yöntemdir. PBM'nin antiinflamatuvar, analjezik ve biyostimülatör etkileri, geleneksel tedavi yaklaşımlarının etkinliğini artırabilir. Ancak mevcut çalışmaların çoğu küçük örneklemli veya

vaka serisi düzeyindedir; bu nedenle gelecekte yapılacak çok merkezli, randomize kontrollü araştırmalar, lazer terapisinin MRONJ tedavisindeki yerini daha net biçimde belirleyecektir. (Rosso et al., 2018)

LLLT Uygulamalarında Klinik Parametrelerin Standardizasyonu

Fotobiyomodülasyon tedavisinin etkinliği, kullanılan lazerin fiziksel özellikleri, uygulama parametreleri ve doku tipi ile yakından ilişkilidir. Literatürde farklı protokoller bulunmakla birlikte, sonuçlardaki değişkenliğin büyük bölümü parametre farklılıklarından kaynaklanmaktadır. Bu nedenle, cerrahi uygulamalarda optimal parametrelerin belirlenmesi, tedavinin güvenilirliğini artırmak açısından kritik öneme sahiptir.

Çalışmalar, en etkin klinik parametrelerin şu aralıkta olduğunu göstermektedir:

- Dalga boyu: 660–980 nm
- Enerji yoğunluğu: 4–10 J/cm²
- Güç: 100–250 mW
- Süre: Her noktada 20–40 saniye
- Seans sayısı: Ortalama 6–8 seans

Dalga boyu seçimi, hedef dokunun derinliğiyle doğrudan ilişkilidir. Örneğin, yumuşak dokular için kırmızı ışık (630–660 nm)

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakóltesi Ağız, Dış ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakóltesi Ağız, Dış ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

yeterli olurken, kemik veya sinir dokusu gibi derin yapılar için yakın kızılötesi ışık (810–980 nm) daha uygundur. Bunun nedeni, IR ışığın su ve hemoglobin tarafından daha az absorbe edilmesidir.

Ayrıca, lazerin sürekli (CW) veya atımlı (pulsed) modda çalıştırılması doku yanıtını etkiler. Sürekli modda uygulama, ağrı kontrolünde tercih edilirken; atımlı mod, doku derinliğine daha iyi nüfuz ederek rejenerasyonu uyarabilir. Enerji yoğunluğu (J/cm^2) çok düşük olduğunda etkisiz kalır, çok yüksek olduğunda ise baskılayıcı etki oluşturabilir.

Bu nedenle, “biyostimülasyon penceresi” olarak bilinen 3–8 J/cm^2 aralığı, çene cerrahisinde en güvenli ve etkili enerji düzeyi olarak önerilmektedir.(Gopal, Palwankar, & Dhalla, 2024c)

Sonuç olarak, PBM tedavisinin klinik başarısı, uygun doz ve protokol standardizasyonu ile mümkündür. Gelecekte yapılacak çok merkezli çalışmaların, bu parametrelerin klinik kılavuzlarda yer almasını sağlayacağı öngörülmektedir.

Gelecek Perspektifleri

Fotobiyomodülasyonun ağız, diş ve çene cerrahisindeki kullanımı giderek artmaktadır; ancak bu alan hâlâ gelişim sürecindedir. Gelecekteki araştırmaların, lazer tedavisinin biyolojik etkilerini moleküler düzeyde anlamaya ve klinik protokolleri standardize etmeye odaklanması beklenmektedir.

Öncelikle, biyolojik sensör tabanlı doz optimizasyonu ve yapay zekâ destekli lazer sistemleri geliştirilerek

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

kişiselleştirilmiş tedavi protokolleri oluşturulabilir. Bu tür sistemler, doku kalınlığı, kanlanma düzeyi ve hasta yaşı gibi bireysel faktörleri analiz ederek, en uygun enerji yoğunluğunu otomatik olarak ayarlayabilir.

Ayrıca, lazer teknolojisinin biyomateriyallerle kombinasyonu da yeni bir araştırma alanı oluşturmaktadır. Özellikle kök hücre ve greft bazlı cerrahilerde lazer uygulamasının hücre proliferasyonunu ve greft entegrasyonunu artırabileceği bildirilmiştir.(Kathuria, Dhillon, & Kalra, 2015b) PBM'nin rejeneratif tıp, biyoteknoloji ve nanotıp ile entegrasyonu, cerrahi sonrası iyileşmede daha etkili ve hızlı sonuçlar alınmasını sağlayabilir.

Sonuç olarak, fotobiyomodülasyon çene cerrahisinde ağrı yönetimi, inflamasyon kontrolü, kemik ve sinir rejenerasyonu gibi birçok alanda güçlü bir destek tedavisi konumundadır. Ancak uzun vadede klinik standardizasyon, cihaz kalibrasyonu ve eğitim protokolleri oluşturulmadan bu potansiyelin tam olarak kullanılabilmesi mümkün değildir. Gelecekte yapılacak çok merkezli, randomize kontrollü çalışmalar; fotobiyomodülasyonun çene cerrahisinde rutin klinik uygulamalara entegre edilmesi için temel oluşturacaktır. (Chaple Gil et al., 2025d)

Kaynakça

Hamblin, M. R. (2016). Photobiomodulation or low-level laser therapy. *Journal of Biophotonics*, 9(11–12), 1122–1124.
<https://doi.org/10.1002/jbio.201670113>

Mester E, Spiry T, Szende B, Tota JG. Effect of laser rays on wound healing. *Am J Surg*. 1971;122(4):532-535.

Luke AM, Mathew S, Altawash MM, Madan BM. Lasers: A Review With Their Applications in Oral Medicine. *J Lasers Med Sci*. 2019;10(4):324.
doi:10.15171/JLMS.2019.52

Lubart, R., Lavi, R., Friedmann, H., & Rochkind, S. (2006). Photochemistry and photobiology of light absorption by living cells.

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

Photomedicine and Laser Surgery, 24(2), 179–185.

<https://doi.org/10.1089/PHO.2006.24.179>

Karu, T. I., & Kolyakov, S. F. (2005). Exact action spectra for cellular responses relevant to phototherapy. *Photomedicine and Laser Surgery*, 23(4), 355–361. <https://doi.org/10.1089/PHO.2005.23.355>

Coluzzi, D. J. (2004b). Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dental Clinics of North America*, 48(4), 751–770. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.05.003>

Romagnoli, E., & Cafaro, A. (2017a). PBM. Theoretical and Applied Concepts of Adjunctive Use of LLLT/PBM Within Clinical Dentistry. *Lasers in Dentistry—Current Concepts*, 131–160. https://doi.org/10.1007/978-3-319-51944-9_7

Şeyda, D., Hacettepe, Ç., Fizik, Ü., & Bölümü, M. (2015). *RADYASYONDAN KORUNMA*.

Valchinov, E. S., & Pallikarakis, N. E. (2005). Design and testing of low intensity laser biostimulator. *BioMedical Engineering Online*, 4. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-4-5>

Posten, W., Wrone, D. A., Dover, J. S., Arndt, K. A., Silapunt, S., & Alam, M. (2005a). Low-level laser therapy for wound healing: mechanism and efficacy. *Dermatologic Surgery : Official Publication for American Society for Dermatologic Surgery [et Al.]*, 31(3), 334–340. <https://doi.org/10.1111/J.1524-4725.2005.31086>

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

Vallone, F., Benedicenti, S., Sorrenti, E., Schiavetti, I., & Angiero, F. (2014). Effect of diode laser in the treatment of patients with nonspecific chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Photomedicine and Laser Surgery*, 32(9), 490–494. <https://doi.org/10.1089/PHO.2014.3715>

The Laser Therapy Handbook. (n.d.). Retrieved October 9, 2025, from https://www.researchgate.net/publication/260515637_The_Laser_Therapy_Handbook

Loevschall, H., & Arenholt-Bindslev, D. (1994). Effect of low level diode laser irradiation of human oral mucosa fibroblasts in vitro. *Lasers in Surgery and Medicine*, 14(4), 347–354. <https://doi.org/10.1002/LSM.1900140407>

Jamieson, C. W., Litwin, M. S., Longo, S. E., & Krementz, E. T. (1969). Enhancement of melanoma cell culture growth rate by ruby laser radiation. *Life Sciences*, 8(2), 101–106. [https://doi.org/10.1016/0024-3205\(69\)90123-4](https://doi.org/10.1016/0024-3205(69)90123-4)

LYONS, R. F., CASTEL, J. C., DWYER, R. M., & UITTO, J. (1987). Biostimulation of wound healing by lasers: experimental approaches in animal models and in fibroblast cultures. *The Journal of Dermatologic Surgery and Oncology*, 13(2), 127–133. <https://doi.org/10.1111/J.1524-4725.1987.TB00510.X>

Hawkins, D. H., & Abrahamse, H. (2007). Time-dependent responses of wounded human skin fibroblasts following phototherapy. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*, 88(2–3), 147–155. <https://doi.org/10.1016/j.jphotobiol.2007.07.003>

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

Chaple Gil A, Díaz L, Von Marttens A, Sotomayor C, Basualdo J, Beltrán V, Jorquera G, Caviedes R, Fernández E. The efficacy of low-level laser therapy in oral surgery: A systematic review of randomized controlled trials. *Photodiagnosis Photodyn Ther.* 2025;53. doi:10.1016/J.PDPDT.2025.104594

Gopal L, Palwankar P, Dhalla N. The Efficacy of Low-Level Laser Therapy on the Healing of Oral Wounds: A Systematic Review. *Cureus.* 2024;16(10). doi:10.7759/CUREUS.70832

Kathuria V, Dhillon JK, Kalra G. Low Level Laser Therapy: A Panacea for oral maladies. *Laser Ther.* 2015;24(3):215. doi:10.5978/ISLSM.15-RA-01

Chaple Gil A, Díaz L, Von Marttens A, Sotomayor C, Basualdo J, Beltrán V, Jorquera G, Caviedes R, Fernández E. The efficacy of low-level laser therapy in oral surgery: A systematic review of randomized controlled trials. *Photodiagnosis Photodyn Ther.* 2025;53. doi:10.1016/J.PDPDT.2025.104594

Singhania A, Borle A, Godbole S, Sathe S. The effect of Photobiomodulation therapy on implant stability in patients receiving dental implants- a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health.* 2025;25(1):1-14. doi:10.1186/S12903-025-06253-2/TABLES/5

Zheng, Y., Dong, X., Chen, S., He, Y., An, J., Liu, M., He, L., & Zhang, Y. (2023). Low-level laser therapy prevents medication-related osteonecrosis of the jaw-like lesions via IL-1RA-mediated primary gingival wound

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

healing. *BMC Oral Health*, 23(1), 14. <https://doi.org/10.1186/S12903-022-02678-1>

Minamisako, M. C., Ribeiro, G. H., Lisboa, M. L., Mariela Rodríguez Cordeiro, M., & Grando, L. J. (2016). Medication-Related Osteonecrosis of Jaws: A Low-Level Laser

Li, F. L., Wu, C. B., Sun, H. J., & Zhou, Q. (2020). Effectiveness of laser-assisted treatments for medication-related osteonecrosis of the jaw: a systematic review. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 58(3), 256–267. <https://doi.org/10.1016/J.BJOMS.2019.12.001>

Valamvanos, K., Valamvanos, T. F., Toumazou, S., & Gartzouni, E. (2022). The combined use of photobiomodulation therapy and platelet-rich fibrin for the management of two MRONJ stage II cases: An alternative approach. *Frontiers in Dental Medicine*, 3, 973738. <https://doi.org/10.3389/FDMED.2022.973738/BIBTEX>

Gigo-Benato, D., Russo, T. L., Tanaka, E. H., Assis, L., Salvini, T. F., & Parizotto, N. A. (2010). Effects of 660 and 780 nm low-level laser therapy on neuromuscular recovery after crush injury in rat sciatic nerve. *Lasers in Surgery and Medicine*, 42(9), 673–682. <https://doi.org/10.1002/LSM.20978>

Nunes T, Alves S, Pimenta M, Rocha S, Caetano C, Corte-Real A. Low-level laser therapy in neurosensory recovery – case series in dental and maxillofacial rehabilitation. *Ann Med*. 2021;53(Suppl 1):S68. doi:10.1080/07853890.2021.1897361

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

1-Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0000-0003-3602-8999

2-Arş. Gör. Dt., Pamukkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD., 0009-0004-6603-9327

BÖLÜM 8

MAKSİLLOFASİYAL TRAVMADA BİRİNCİL DEĞERLENDİRME

SERRA ACAR¹
SEÇİL ÇOBANOĞLU²

Giriş

Travma, dış etkenlere bağlı olarak vücutta yapısal ve fonksiyonel hasar oluşmasıyla karakterize ve dünyada önemli halk sağlığı problemi olarak kabul edilen bir durumdur. Özellikle 40 yaş altındaki bireylerde önde gelen mortalite nedenlerinden biri olması, travmanın klinik ve epidemiyolojik açıdan önemini artırmaktadır. Genel vücut travmaları içerisinde maksillofasiyal travmaların yüksek bir orana sahip olduğu ve acil servise başvuran olgularının önemli bir kısmını oluşturduğu bildirilmektedir (Avcı, Arslan, & Büyükcamlı, 2017; R. Fonseca & Walker, 1997; R. J. Fonseca, Barber, Powers, & Frost, 2012; Gassner, Tuli, Hächli, Rudisch, & Ulmer, 2003; Keskinoglu & Inan, 2014; Miloro, Ghali, Larsen, & Waite,

¹ Arş. Gör., Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Bölümü, Eskişehir/Türkiye, serraacar@outlook.com , Orcid: 0009-0009-8508-0874

² Uzm. Dt. , Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Bölümü, Eskişehir/Türkiye, secilcobanoglu@gmail.com, Orcid: 0000-0002-9233-4862

2004). Yüz ve çene bölgesinin anatomik olarak dış etkilere açık olması, bu bölgenin yaralanmalara karşı daha savunmasız olmasına neden olmaktadır. Maksillofasiyal travmalar; yumuşak doku yaralanmalarından izole veya kombine kemik kırıklarına kadar geniş bir klinik spektrumda ortaya çıkabilmektedir. Bu durum yalnızca estetik deformitelere yol açmakla kalmaz; solunum, görme, işitme, çiğneme ve konuşma gibi temel fonksiyonları da ciddi biçimde etkiler (Marcus, Erdmann, & Rodriguez, 2012; Miloro ve ark., 2004). Ayrıca maksillofasiyal yaralanmaların kraniyal, servikal, spinal ve ekstremitelerle travmaları ile birlikte görülebilmesi hastaların değerlendirilmesini ve yönetimini daha karmaşık hale getirmektedir. Literatürde maksillofasiyal kırıklar ile intrakraniyal yaralanmalar arasında anlamlı bir ilişki olduğu; bilinç kaybı, kusma ve düşük Glasgow Koma Skoru (GKS) gibi bulguların kraniyal yaralanma şüphesini artırdığı bildirilmektedir. Bu birliktelik, maksillofasiyal travmalı hastalarda mortalite riskinin artmasına neden olmaktadır (Alvi, Doherty, & Lewen, 2003; Kloss ve ark., 2008; Mulligan, Friedman, & Mahabir, 2010).

Maksillofasiyal kırıkların görülme sıklığı, etiyolojisi ve anatomik dağılımı; yaş, cinsiyet, travma mekanizması, çevresel faktörler ve sosyoekonomik koşullara bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Travma nedenlerindeki değişim ve artan yüksek enerjili yaralanmalar, bu alandaki tedavi yaklaşımlarının ve kullanılan cerrahi tekniklerin zaman içerisinde evrilmesine yol açmıştır. Tanı araçları ve tedavi seçeneklerindeki teknolojik gelişmeler, travma hastasına yaklaşımın daha sistematik ve multidisipliner bir yapıya kavuşmasını sağlamıştır (Abel & Reeve, 2021; Boffano, Kommers, Karagozoglu, & Forouzanfar, 2014; Costan ve ark., 2021; Diepenbrock & Green, 2018; Gassner ve ark., 2003; Toprak & Arpacı, 2022; Tükel & Benlidayı, 2019; Vujcich & Gebauer, 2018). Travmalı hastanın yönetiminde en kritik aşamalardan biri birincil değerlendirmedir ve hayati fonksiyonların

güvence altına alınmasını hedeflemelidir. Üst solunum yolunun açıklığının sağlanması, aktif kanamanın kontrolü, dolaşımın desteklenmesi ve şok gelişiminin önlenmesi bu sürecin temel basamaklarını oluşturur (R. Fonseca & Walker, 1997; Marcus ve ark., 2012; Miloro ve ark., 2004). Yüz ve boyun bölgesinin hava yolu ve büyük damarlarla yakın anatomik ilişkisi, bu hastalarda erken dönemde yapılacak sistematik ve dikkatli bir değerlendirmenin önemini daha da artırır. Aynı zamanda eşlik eden diğer sistem yaralanmalarının erken tanınması ve uygun şekilde yönetilmesi, morbidite ve mortalitenin azaltılmasında belirleyici rol oynamaktadır (R. Fonseca & Walker, 1997; Thaller & McDonald, 2004). Bu bölümde maksillofasiyal bölge anatomisi ve triyajdan maruziyete travma hastasının birincil değerlendirmesi ele alınacaktır.

Önemli Anatomik Yapılar

Maksillofasiyal bölge, kafa tabanının ön ve alt kısmında yer alan; süperior sınırdaki kaşlar, inferior sınırdaki mandibula ve lateralde kulaklar arasında uzanan kemik ve yumuşak doku yapılarını kapsar. Bu bölge; solunum, beslenme, konuşma ve yüz mimikleri gibi temel fonksiyonların sürdürülmesinde rol oynayan çok sayıda hayati anatomik oluşumu içermektedir. Mandibula, dilin anterior yönde desteklenmesini sağlayarak hava yolunun açıklığının korunmasına katkıda bulunan temel iskelet yapısıdır. Cilt altı dokularda majör tükürük bezleri ve kanalları, yüz sinirinin ana dalları ile önemli vasküler yapılar yer almakta olup bu anatomik elemanlar özellikle penetran travmalara karşı hassastır. İlk değerlendirme sırasında fark edilmeyen bu yapılara ait yaralanmalar, ileri dönemde ciddi fonksiyonel kayıplara ve belirgin morbiditeye yol açabilmektedir (Akinbami, 2009). Orta yüz bölgesi, kaşlar ile burun tabanı arasında uzanmakta ve paranasal sinüsleri içeren hava dolu boşluklarla karakterizedir. Sinüsleri çevreleyen kemik yapıların ince olması ve mukoza ile kaplı bulunması, penetran travmalarda bu bölgenin

kolaylıkla hasar görmesine neden olmaktadır. Bu tür yaralanmalar; enfeksiyon gelişimi, maksiller arterin terminal dallarından kaynaklanan ciddi kanamalar, oküler yaralanmalar ve kafa içi penetrasyon ile birlikte seyredebilir. Alt yüz, burun tabanından mandibulanın alt sınırına kadar uzanan alanı kapsamakta; maksillanın dişleri barındıran bölümleri ile mandibulanın tamamını içermektedir. Kalın kortikal kemik yapısı ve yoğun dentoalveolar bileşenlere rağmen, bu rijit iskelet yapılar tarafından sınırlanan dil dokusu; travma, aktif kanama ve ödem varlığında hava yolu obstrüksiyonu açısından önemli bir risk oluşturmaktadır. Maksillofasiyal travmalarla sık birliktelik gösteren boyun bölgesi anatomik değerlendirmede ayrı bir öneme sahiptir. Boyun anatomisi; hava yolu yapıları, majör damarlar, gastrointestinal sistem elemanları, sinir yapıları ve iskelet bileşenleri olmak üzere fonksiyonel açıdan beş ana grupta ele alınmaktadır. Platysma kası, boynun yüzeysel ve derin planları arasında anatomik bir sınır oluşturmakta ve bu kasın derin planlarına ulaşmayan yaralanmalar klinik olarak anlamlı penetran boyun yaralanması kabul edilmemektedir. Sternokleidomastoid kas ise boynu anterior ve posterior üçgenlere ayırarak travmatik yaralanmaların lokalizasyonu ve değerlendirilmesinde yol gösterici olmaktadır. Penetran boyun yaralanmalarının klinik yaklaşımında boynun anatomik olarak üç bölgeye ayrılması pratik önem taşır. Bölge I, torasik girişe komşu hayati vasküler ve visseral yapıları içermesi nedeniyle cerrahi açıdan zorlu bir alanı temsil eder. Bölge II, karotis arterler, juguler venler ve üst hava yolu yapılarının yer aldığı, klinik değerlendirmeye en açık bölgedir. Bölge III ise kafatası tabanına komşuluğu nedeniyle kraniyal sinirler ve büyük damarların ekstrakraniyal segmentlerini içermekte olup, değerlendirme ve tedavi açısından özel dikkat gerektirmektedir.(Krausz, Krausz, & Picetti, 2015)

Travma Hastasında Sistemik Yaklaşım ve ATLS Prensipleri

Hayatı tehdit eden travma ve patolojik durumlarda hastanın yönetimi, multidisipliner bir ekip tarafından yürütülen, eşzamanlı değerlendirme ve müdahaleye dayalı sistematik bir yaklaşımı gerektirir. Bu yaklaşımın temelini oluşturan İleri Travma Yaşam Desteği (ATLS), çoklu travmalı hastalarda yaşamı tehdit eden yaralanmaların hızlı tanınması ve etkin tedavisine öncelik veren, ilk kez 1970’li yıllarda geliştirilmiş ve günümüzde uluslararası kabul görmüş bir bakım sistemidir (Carmont, 2005; Trauma, 2004). ATLS’ye göre hastanın ilk değerlendirmesi, hastaneye kabulden itibaren mümkün olan en kısa sürede başlatılan ve resüsitasyonla eş zamanlı yürütülen birincil muayeneye dayanır; bu muayene, servikal omurga stabilizasyonu ile hava yolu açıklığının sağlanması, yeterli solunum ve ventilasyonun değerlendirilmesi, kanama kontrolü ile dolaşımın sürdürülmesi, nörolojik durumun hızlı değerlendirilmesi ve hastanın tamamen soyularak çevresel faktörlerin kontrol altına alınması basamaklarını içeren ABCDE algoritması çerçevesinde yapılandırılmıştır. Klinik uygulamada bu sürece idrar sondası ve gastrik dekompresyonun eklenmesiyle ABCDEFG güvenlik çemberi oluşturulmakta, böylece fizyolojik stabilitenin sağlanması ve gizli yaralanmaların erken fark edilmesi amaçlanmaktadır(Frink, Lechler, Debus, & Ruchholtz, 2017; Gondek, Schroeder, & Sarani, 2017; Miloro ve ark., 2004). Travma hastalarında morbidite ve mortalitenin büyük ölçüde yaralanmayı takip eden ilk 60 dakika içinde belirlenmesi, “altın saat” kavramının önemini ortaya koymaktadır. Bu süre içinde gerçekleştirilen hızlı triyaj, sistematik değerlendirme ve uygun yönlendirme, önlenebilir ölümlerin azaltılmasında kritik rol oynar (Cowley, 1975). Triage süreci, hastaların klinik önceliklerine ve mevcut kaynaklara göre sınıflandırılmasını sağlarken GKS, Revize Travma Skoru ve Pediatrik Travma Skoru gibi fizyolojik değerlendirme araçları bilinç düzeyi, solunum ve dolaşım parametreleri üzerinden objektif karar verilmesine katkı sunar (Champion ve ark., 1989; Johnson, 2016; Ramenofsky ve ark., 1988). Birincil muayeneyi takiben

gerçekleştirilen ikincil muayene ise ayrıntılı öykü (AMPLE: alerjiler, ilaçlar, geçmiş hastalıklar/gebelik, son yemek, yaralanma mekanizması) ve baştan ayağa fizik incelemeyi kapsar ancak bu aşamada dahi değerlendirme ve tedavi süreçleri dinamik olarak sürdürülür ve hastanın klinik durumu seri muayenelerle sürekli yeniden gözden geçirilir (Gondek ve ark., 2017; Simpson & Keating, 2008).

Hava Yolu ve Servikal Omurga Stabilizasyonu (A – Airway)

Travma hastasında birincil değerlendirme, servikal omurga korunumu sağlanarak hava yolunun hızlı, sistematik ve öncelikli biçimde değerlendirilmesiyle başlar. Hava yolunun yeterli şekilde sağlanamaması durumunda, kısa süre içinde gelişebilen hipoksiye bağlı geri dönüşü olmayan beyin hasarı ve mortalite riski ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle güvenli ve etkin bir hava yolu oluşturulması, travma yönetiminin temel basamaklarından biridir. Politravmatize hastaların yaklaşık %10–15’inde eşlik eden omurga yaralanması bulunduğu, bu yaralanmaların ise %55’inin servikal omurga düzeyinde meydana geldiği bildirilmektedir (Simpson & Keating, 2008). Bu veriler ışığında, travma hastalarında aksi kanıtlanana kadar servikal omurga yaralanması var kabul edilmeli ve hava yolu girişimleri sırasında omuriliğin ikincil hasardan korunmasına azami özen gösterilmelidir. Bilinci açık, koopere ve konuşabilen hastalarda hava yolunun genellikle açık olduğu düşünülse de maksillofasiyal travma varlığında hava yolu durumu dinamik olup kısa sürede bozulabilir. Yüz ve boyun bölgesine ait yumuşak doku yaralanmaları, aktif kanama, sekresyon birikimi, kırık dişler, protezler ve yabancı cisimler hava yolu için potansiyel risk oluşturur. Ayrıca çoklu mandibula kırıkları veya orta yüz kırıklarına bağlı kemik ve yumuşak doku deplasmanları, mekanik obstrüksiyon oluşturarak hava yolu açıklığını belirgin şekilde azaltabilir (Hutchison, Lawlor, & Skinner, 1990). Bilinç düzeyi bozulmuş, alkol veya madde etkisi altında olan ya da işbirliği

kurulamayan hastalarda değerlendirme daha g olduğundan, ağız boşluğu ve orofarinks dikkatle incelenmeli; kan, kusmuk ve sekresyonlar aspirasyon yardımıyla uzaklaştırılmalıdır. Dilin retropozisyonu hava yolu tıkanıklığının sık nedenlerinden biri olduğundan, çene itme ve çene kaldırma manevraları ile hava yolu açıklığı sağlanmaya çalışılmalıdır. Ancak bu manevralar, servikal omurgada ekstansiyon veya rotasyona izin vermeden uygulanmalıdır(Bast, 2025; Demirgan, Mıngır, & Erkalp; Kiralj, 2015; Marcus ve ark., 2012).

Servikal omurganın korunması, hava yolu yönetiminin ayrılmaz bir bileşenidir. ATLS yaklaşımı, klavikula üzerindeki tüm travmalarda potansiyel servikal omurga yaralanması olasılığının yüksek tutulmasını önermekte olup bu durum maksillofasiyal ve kraniyofasiyal travmalı hastaların tamamını risk grubuna dahil etmektedir(M Perry & Morris, 2008). Hava yolu girişimleri sırasında baş ve boynun nötral pozisyonda tutulması, manuel aksiyal in-line stabilizasyon uygulanması ve erken dönemde sert servikal boyunluk ile immobilizasyon sağlanması temel ilkeler arasında yer alır. Bununla birlikte, servikal boyunlukların yanlış veya aşırı sıkı uygulanmasının hava yolu açıklığını bozabileceği ve kafa içi basıncı artırabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle immobilizasyon işlemi deneyimli personel tarafından, hava yolu değerlendirmesi ile eş zamanlı ve kontrollü şekilde gerçekleştirilmelidir(Ho, Fung, Joynt, Karmakar, & Peng, 2002; Sparke, Voss, & Benger, 2013).

Hava yolu açıklığının sürdürülemediği, aspirasyon riskinin yüksek olduğu, bilinç kaybı bulunan veya ciddi maksillofasiyal travmaya bağlı mekanik obstrüksiyon gelişen hastalarda kesin hava yolu sağlanması erken dönemde öncelik taşır. Orotrakeal entübasyon, servikal omurga durumu netleşmemiş olsa bile manuel in-line stabilizasyon eşliğinde uygulandığında göreceli olarak güvenli kabul edilmektedir(Simpson & Keating, 2008). Ancak

şiddetli yüz avülsiyonları, laringeal ya da trakeal yaralanmalar gibi durumlarda entübasyon güçleşebilir; bu olgularda acil cerrahi hava yolu girişimleri, özellikle krikotiroidotomi, geçici veya kalıcı çözüm olarak gündeme gelebilir. Hangi yöntem tercih edilirse edilsin, hava yolu yönetimi sırasında servikal omurganın gereksiz manipülasyonundan kaçınılmalı ve tüm girişimler kontrollü bir yaklaşım çerçevesinde sürdürülmelidir (Diaz, 1990; Miller, Eriksson, Fleisher, Wiener-Kronish, & Young, 2009; Simpson & Keating, 2008).

Solunum ve Ventilasyonun Değerlendirilmesi (B – Breathing)

Kesin hava yolu sağlandıktan sonra travma hastasında solunum ve ventilasyonun sistematik olarak değerlendirilmesi, yaşamı tehdit eden torasik patolojilerin erken tanınması açısından kritik öneme sahiptir. Bu aşamada göğüs duvarı tamamen açığa çıkarılmalı; solunum hızı, solunum eforu, simetrik göğüs hareketleri, interkostal veya subkostal çekilmeler ile penetran ve künt travma bulguları dikkatle değerlendirilmelidir (Frink ve ark., 2017; Principles of Critical Care, Third Edition, 2005). Akciğerlerin tüm alanları oskültasyonla dinlenmeli, palpasyon ve perküsyon ile diyafragma hareketleri ile plevral boşlukta hava veya kan varlığı araştırılmalıdır; tek taraflı azalmış ya da kaybolmuş solunum sesleri pnömotoraks veya hemotoraks lehine değerlendirilmelidir (Principles of Critical Care, Third Edition, 2005). Özellikle göğüs duvarı veya akciğer yaralanmasını takiben tek yönlü valf mekanizmasının geliştiği durumlarda, her solunum döngüsünde plevral boşlukta artan hava birikimi gergin pnömotoraksa yol açabilir; mediastinal şift, venöz dönüşte azalma ve buna bağlı kardiyak debi düşüşü ile seyreden bu tablo hipotansiyon, hiperrezonans ve trakeanın karşı tarafa deviasyonu ile klinik olarak kendini gösterir. Gergin pnömotoraks varlığında, orta klavikular hat ikinci interkostal aralıktan geniş çaplı iğne ile acil dekompresyon yapılmalı ve ardından tüp torakostomi uygulanmalıdır (Principles of

Critical Care, Third Edition, 2005). Göğüs travması olan hastalarda masif hemotoraks gelişimi de göz önünde bulundurulmalı; solunum seslerinde azalma ve şok bulgularının eşlik ettiği olgularda intratorasik kanamanın hipovolemik şoka yol açabileceği unutulmamalıdır (Principles of Critical Care, Third Edition, 2005; Tintinalli ve ark., 2010). Bu durumda acil göğüs tüpü yerleştirilmesi hem akciğerin yeniden ekspansiyonunu sağlar hem de devam eden kan kaybının izlenmesine olanak tanır (Tintinalli ve ark., 2010). Solunumun yeterliliği yalnızca klinik muayene ile değil, nabız oksimetresi ve sürekli end-tidal karbondioksit izlemi gibi objektif yöntemlerle de değerlendirilmelidir; taşipne, asimetrik göğüs hareketleri ve oksijen satürasyonunda düşme yetersiz ventilasyonun önemli göstergeleridir (Saigal & Khan, 2021). Hava yolu açık olmasına rağmen ventilasyonun yetersiz olduğu durumlarda torasik travmaya bağlı ağrı, ventilasyon mekaniğinde bozulma, merkezi sinir sistemi depresyonu veya servikal omurilik yaralanmaları etiyojide düşünülmeli; yeterli solunum sağlanamayan hastalarda ek oksijen uygulamasından yardımcı veya mekanik ventilasyona, gerektiğinde endotrakeal entübasyon ya da cerrahi hava yolu girişimlerine kadar uygun ventilasyon desteği planlanmalıdır (Demirgan ve ark.; Miloro ve ark., 2004; Saigal & Khan, 2021).

Dolaşım ve Kanama Kontrolü (C – Circulation)

Travma hastasında dolaşımın değerlendirilmesi, kanama ve hipovolemik şokun travmaya bağlı mortalitenin önemli bir bölümünden sorumlu olması nedeniyle birincil muayenenin en kritik basamaklarından biridir. Bu aşamada temel amaç, yeterli doku perfüzyonunu ve oksijen sunumunu sürdürebilecek etkin dolaşım hacminin hızla değerlendirilmesi ve gerekli resüsitatif girişimlerin gecikmeksizin başlatılmasıdır. İlk temas anından itibaren bilinç durumu, cilt rengi ve ısısı, kapiller dolum süresi ile periferik ve santral nabızların özellikleri değerlendirilerek kan basıncı ölçümü yapılmadan önce dahi hipovolemik şok açısından erken öngörude

bulunulabilir. Sıcak ve pembe cilt ile hızlı kapiller dolum genellikle yeterli intravasküler hacmi düşündürürken soğuk, nemli ve soluk cilt bulguları ciddi hipovolemiyi işaret eder. Nabızların dolgunluğu ve ritmi de dolaşım durumu hakkında değerli bilgiler sunar; dolgun ve düzenli nabız normal dolaşım hacmiyle ilişkiliyken, hızlı ve zayıf nabız hipovolemi lehinedir ve santral nabızların alınamaması acil resüsitasyon gereksinimini göstermektedir (Deakin & Low, 2000).

Kanama, dolaşımdaki kan hacminin akut kaybı olarak tanımlanır; erişkinlerde ortalama kan hacmi vücut ağırlığının yaklaşık %7'si olup çocuk ve bebeklerde bu oran daha yüksektir. Sağlıklı bireylerde kan hacminin %10–15'ine kadar olan kayıplar genellikle tolere edilebilirken daha yüksek oranlardaki kayıplar belirgin fizyolojik bozulmalara yol açar. Travma hastalarında kan kaybının kaynağı yalnızca dış yaralanmalarla sınırlı olmayıp toraks, abdomen, pelvis ve uzun kemiklerdeki gizli kanamalar da ciddi hacim kaybına neden olabilir. Şok, dokulara yeterli kan akımı ve oksijen sunulamamasıyla karakterize bir dolaşım yetmezliği tablosu olup travmada en sık nedeni akut kan kaybına bağlı hipovolemik şoktur; bu tabloda erken dönemde taşikardi ve periferik vazokonstriksiyon ön plandayken, hipotansiyon genellikle daha geç evrede ortaya çıkar (Gutierrez, Reines, & Wulf-Gutierrez, 2004). Kanama miktarı ve buna eşlik eden fizyolojik yanıtlar temel alınarak yapılan sınıflamalar, hipovolemik şokun erken tanınmasına ve uygun sıvı ile kan replasmanının planlanmasına rehberlik eder. Birincil muayene sırasında saptanan dış kanamalar doğrudan bası, tamponaj, sütür veya gerekli durumlarda damar ligasyonu ile kontrol altına alınmalı; özellikle maksillofasiyal travmalarda hemostazın aynı zamanda hava yolunun güvenliğini sağlamaya yönelik olduğu unutulmamalıdır. Dolaşımın desteklenmesinde iki geniş çaplı periferik intravenöz kateter ile hızlı damar yolu sağlanması esastır; başlangıç kristalloid resüsitasyonunu takiben, kan kaybının derecesi ve hastanın yanıtına göre erken kan transfüzyonu planlanmalı, ağır

kanamalarda grup uyumlu kan temin edilene kadar O grubu kan kullanımı düşünülmelidir (Group, 1997). İdrar çıkışının izlenmesi, böbrek perfüzyonunu ve genel hacim durumunu yansıtan güvenilir bir parametre olup tedavide hedef: yeterli oksijenizasyonun sağlanması, dolaşımın sürekliliğinin korunması ve idrar çıkışının normal sınırlara döndürülmesidir (R. Fonseca & Walker, 1997; Frink ve ark., 2017; Miloro ve ark., 2004; Thaller & McDonald, 2004).

Nörolojik Değerlendirme (D – Disability)

Bu basamakta hastanın nörolojik durumunun hızlı, sistematik ve objektif biçimde ortaya konulması amaçlanır. Bilinç düzeyindeki değişikliklerin serebral perfüzyon veya oksijenasyon bozukluğu ya da intrakraniyal yaralanmalara bağlı olabileceği dikkate alınmalıdır. Bilinçte akut azalma saptanan hastalarda öncelikle hava yolu, solunum ve dolaşımın yeniden değerlendirilmesi gerekir çünkü hipoksi ve hipovolemi ikincil beyin hasarının başlıca nedenleri arasında yer almaktadır (Avcı ve ark., 2017; Michael Perry, 2008).

Hızlı nörolojik değerlendirme; bilinç düzeyi, pupilla boyutu ve ışık refleksi ile motor ve duyuşsal yanıtların incelenmesini kapsamalıdır. Travmatik beyin yaralanması ayırıcı tanıda öncelikli olarak ele alınmalı, bununla birlikte hipoglisemi ile alkol veya madde intoksikasyonu gibi metabolik ve toksik nedenler de bilinç değişikliğinin olası etiyolojik faktörleri arasında değerlendirilmelidir. Nörolojik durumun standart ve karşılaştırılabilir biçimde değerlendirilmesinde GKS temel klinik araçtır (Tablo 1). GKS; göz açma, sözel yanıt ve motor yanıt olmak üzere üç parametreden oluşur ve her bir bileşen hastanın verebildiği en iyi yanıtı göre puanlanarak toplam skor elde edilir. Toplam skorun 15 olması normal bilinç düzeyini, 3 olması ise derin komayı ifade eder (Sternbach, 2000). Klinik uygulamada kafa travmaları GKS'ye göre hafif (14–15), orta (9–13) ve ağır (3–8) olarak sınıflandırılmakta; özellikle 8 ve altındaki skorlar ciddi kraniyal

travma ve yüksek mortalite riski ile ilişkilendirilmektedir (Castro, 2005). GKS, yalnızca ilk değerlendirmede değil, hastanın nörolojik durumunun seri olarak izlenmesinde ve klinisyenler arası iletişimin standardizasyonunda da önemli bir rol üstlenmektedir (Saigal & Khan, 2021).

Tablo 1: Glasgow Koma Skoru – E skoru + M skoru + V skoru

Göz Açıklığı (E)		Motor Yanıt (M)		Sözel Yanıt (V)	
spontan	4	komutlara uyum tam	6	oryante	5
sözel uyarı	3	ağrıya lokalize	5	uyumsuz ve kendiliğinden yanıt	4
ağrılı uyarı	2	ağrıya geri çekme	4	birbirinden bağımsız kelimeler	3
tepki yok	1	anormal fleksiyon	3	inleme-mırıldar	2
		anormal ekstansiyon	2	cevap yok	1
		tepki yok	1		

(Teasdale & Jennett, 1974)

Nörolojik değerlendirme sırasında pupilla asimetrisi, ışık refleksinde azalma ve lateralize motor defisitler intrakraniyal patolojiler açısından uyarıcı bulgular olarak kabul edilmelidir. Eşit olmayan pupilla yanıtları lokal göz travmasına bağlı olabileceği gibi, daha ciddi olarak gelişmekte olan intrakraniyal hematomların erken göstergesi de olabilir. Epidural ve subdural hematomlar kafa travması sonrası sık karşılaşılan intrakraniyal lezyonlar olup epidural hematomlar sıklıkla kısa süreli bilinç açıklığını takiben hızla kötüleşen nörolojik tablo ile seyrederken subdural hematomlarda kanama daha yavaş gelişmekte ve çoğu zaman daha yaygın beyin hasarı eşlik etmektedir (Ropper, 2005; Stein, Burnett, & Glick, 2006).

Kafatasının rijit bir yapı olması nedeniyle beyin parankimi, beyin omurilik sıvısı ve intrakraniyal kan hacminde meydana gelen artışlar intrakraniyal basınç yükselmesine yol açar. İntrakraniyal basıncın normal değerlerin üzerine çıkması; serebral korteks, beyin sapı ve medulla düzeyinde baskı etkileri oluşturarak bilinç düzeyinde azalma, pupilla değişiklikleri, refleks kayıpları ve ileri evrelerde solunum ile dolaşım bozukluklarına neden olabilir (Brunicardi ve ark., 2006). Bu nedenle birincil değerlendirme sırasında nörolojik muayenede patolojik bulgular saptanan hastalar ile daha hafif kafa travması öyküsü bulunmasına rağmen baş ağrısı, kusma, nöbet, kalıcı hafıza kaybı veya alkol-madde intoksikasyonu bulguları olan hastalarda acil beyin bilgisayarlı tomografi endikasyonu bulunmaktadır (Stein ve ark., 2006).

Maruziyet ve Çevresel Kontrol (E – Exposure)

Travma hastasının yaralanmalarının eksiksiz biçimde saptanabilmesi amacıyla tüm vücudun baştan ayağa değerlendirilmesi ve bu doğrultuda hastanın giysilerinin tamamen çıkarılması gereklidir. Bu uygulama, çoğu zaman giysilerin kesilmesini zorunlu kılarak omurga, ekstremitelerin posterior yüzeyleri ve perine bölgesinin yeterli biçimde incelenmesine olanak sağlar (Simpson & Keating, 2008). Ancak hastanın tamamen açığa çıkarılması, özellikle resüsitasyon sürecinde hipotermi gelişimi açısından önemli bir risk faktörüdür ve travma hastalarının yaklaşık %70’inde değerlendirme veya resüsitasyonun herhangi bir aşamasında hipotermi ortaya çıkabildiği bildirilmektedir. Maruziyet, immobilizasyon ve intravenöz sıvı uygulamaları vücut ısısının düşmesine katkıda bulunurken hipotermi; trombosit fonksiyonlarında bozulma, pıhtılaşma kaskadının baskılanması ve fibrinolitik sistemin aktivasyonu yoluyla göreceli bir koagülopatiyeye neden olmakta, vücut ısısındaki birkaç derecelik azalma dahi hemostatik kapasitede belirgin bir düşüşle sonuçlanabilmektedir. Bunun yanı sıra hipotermi, oksijen tüketimini anlamlı ölçüde

artırmakta; vücut ısısındaki 0,3 °C'lık bir azalmanın oksijen tüketiminde %7, 1,2 °C'lık bir azalmanın ise %92 artışa yol açtığı, titremenin ise oksijen tüketimini %400'e varan oranlarda yükseltebildiği gösterilmiştir (21). Kardiyak negatif inotropik etkiler, solunum depresyonu ve insülin sekresyonunun azalmasına bağlı hiperglisemi eğilimi de hipotermi'nin önemli sistemik sonuçları arasında yer almaktadır (Moore, 2008). Bu nedenle gerekli muayene tamamlandıktan sonra hastanın hızla örtülmesi, ortam ısısının uygun düzeyde tutulması, ısıtılmış intravenöz sıvıların kullanılması ve zorlamalı hava ısıtma sistemlerinin erken dönemde devreye sokulması önerilmekte; vücut ısısının korunması ve sürekli izlenmesi travma hastasının güvenli ve etkin yönetimi açısından temel bir çevresel kontrol unsuru olarak kabul edilmektedir (Frink ve ark., 2017; Moore, 2008; Simpson & Keating, 2008).

Sonuç

Maksillofasiyal travmalar, anatomik olarak hayati yapılara yakınlığı ve sıklıkla diğer sistem yaralanmalarıyla birlikte seyretmesi nedeniyle travma yönetiminde özel bir dikkat ve sistematik yaklaşım gerektirmektedir. Bu hasta grubunda mortalite ve morbiditenin belirlenmesinde erken dönemde gerçekleştirilen doğru triyaj, hızlı resüsitasyon ve yapılandırılmış birincil değerlendirme temel belirleyicilerdir. ATLS prensipleri doğrultusunda uygulanan ABCDE algoritması; hava yolu güvenliğinin servikal omurga stabilizasyonu eşliğinde sağlanması, yeterli solunum ve ventilasyonun değerlendirilmesi, kanama kontrolü ile etkin dolaşımın sürdürülmesi, nörolojik durumun objektif biçimde ortaya konulması ve hastanın tam maruziyetinin çevresel kontrol önlemleriyle birlikte gerçekleştirilmesi açısından travma yönetiminin omurgasını oluşturmaktadır. Maksillofasiyal bölgenin kendine özgü anatomik özellikleri, hava yolu obstrüksiyonu, masif kanama ve intrakraniyal yaralanma riskini artırmakta ve bu durum, birincil değerlendirme sırasında klinik

bulguların dinamik olarak yeniden ele alınmasını zorunlu kılmaktadır. Ayrıca hipotermi gibi çevresel faktörlerin erken fark edilerek önlenmesi, koagülopati ve metabolik bozulmaların önüne geçilmesinde kritik rol oynamaktadır. Sonuç olarak, maksillofasiyal travmalı hastaların yönetiminde sistematik, hızlı ve multidisipliner bir birincil değerlendirme yaklaşımı; önlenebilir komplikasyonların azaltılması, yaşamı tehdit eden durumların erken kontrol altına alınması ve definitive tedaviye güvenli geçişin sağlanması açısından vazgeçilmezdir.

Kaynakça

Abel, A. R., & Reeve, G. S. (2021). Low-intensity pulsed ultrasound therapy: a nonsurgical treatment modality for mandible fracture nonunion? *Facial Plastic Surgery*, 37(05), 571-575.

Akinbami, B. (2009). Traumatic diseases of parotid gland and sequelae. Review of literature and case reports. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 12(2).

Alvi, A., Doherty, T., & Lewen, G. (2003). Facial fractures and concomitant injuries in trauma patients. *The Laryngoscope*, 113(1), 102-106.

Avcı, S., Arslan, E. D., & Büyükcım, F. (2017). Acil Serviste Travmatik Ölümünün Retrospektif Değerlendirilmesi. *Sakarya Tıp Dergisi*, 7(1), 1-1.

Bast, B. (2025). Assessment of the Injured Patient. *Oral Maxillofac Surg*, 737-750.

Boffano, P., Kommers, S. C., Karagozoglu, K. H., & Forouzanfar, T. (2014). Aetiology of maxillofacial fractures: a review of published studies during the last 30 years. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 52(10), 901-906.

Brunnicardi, F. C., Anderson, D., Billiar, T. R., Dunn, D. L., Hunter, J. G., & Pollock, R. E. (2006). *Schwartz' Principles of Surgery: Self-Assessment and Board Review, Eighth Edition*: McGraw-Hill Education.

Carmont, M. (2005). The Advanced Trauma Life Support course: a history of its development and review of related literature. *Postgraduate medical journal*, 81(952), 87.

Castro, H. M. (2005). Emergency Medicine: A Comprehensive Study Guide, 6th Edition: By Judith Tintinalli, Gabor Kelen, and J.

Stapczynski, New York, NY: McGraw-Hill Professional, 2003, 2,016 pages, \$175.00 (hardcover). *Academic Emergency Medicine*, 12, 577-578.

Champion, H. R., Sacco, W. J., Copes, W. S., Gann, D. S., Gennarelli, T. A., & Flanagan, M. E. (1989). A revision of the Trauma Score. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 29(5), 623-629.

Costan, V. V., Nicolau, A., Sulea, D., Ciofu, M. L., Boișteanu, O., & Popescu, E. (2021). The impact of 3D technology in optimizing midface fracture treatment—focus on the zygomatic bone. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 79(4), 880-891.

Cowley, R. A. (1975). *A total emergency medical system for the State of Maryland*: National Emergency Training Center.

Deakin, C. D., & Low, J. L. (2000). Accuracy of the advanced trauma life support guidelines for predicting systolic blood pressure using carotid, femoral, and radial pulses: observational study. *Bmj*, 321(7262), 673-674.

Demirgan, S., Mingır, T., & Erkalp, K. Larinks ve Trakeobronşiyal Yaralanmalarda Güvenli Hava Yolu Yönetimi.

Diaz, J. (1990). The difficult intubation kit. *Anesthesiology Review*, 17(5), 49-56.

Diepenbrock, R. M., & Green, J. M. (2018). Autologous fat transfer for maxillofacial reconstruction. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America*, 26(1), 59-68.

Fonseca, R., & Walker, R. (1997). Oral and maxillofacial trauma. Philadelphia: Ed. *WB Saunders Co*, 1, 749.

Fonseca, R. J., Barber, H. D., Powers, M. P., & Frost, D. E. (2012). *Oral and maxillofacial trauma*: Elsevier Health Sciences.

Frink, M., Lechler, P., Debus, F., & Ruchholtz, S. (2017). Multiple trauma and emergency room management. *Deutsches Ärzteblatt International*, 114(29-30), 497.

Gassner, R., Tuli, T., Hächl, O., Rudisch, A., & Ulmer, H. (2003). Cranio-maxillofacial trauma: a 10 year review of 9543 cases with 21 067 injuries. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 31(1), 51-61.

Gondek, S., Schroeder, M. E., & Sarani, B. (2017). Assessment and resuscitation in trauma management. *Surgical Clinics*, 97(5), 985-998.

Group, E. W. (1997). Guidelines for red blood cell and plasma transfusion for adults and children. *CMAJ: Canadian Medical Association Journal*, 156(11), S1.

Gutierrez, G., Reines, H., & Wulf-Gutierrez, M. E. (2004). Clinical review: hemorrhagic shock. *Critical care*, 8(5), 373.

Ho, A. M.-H., Fung, K., Joynt, G. M., Karmakar, M. K., & Peng, Z. (2002). Rigid cervical collar and intracranial pressure of patients with severe head injury. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 53(6), 1185-1188.

Hutchison, I., Lawlor, M., & Skinner, D. (1990). ABC of major trauma. Major maxillofacial injuries. *BMJ: British Medical Journal*, 301(6752), 595.

Johnson, G. (2016). Trauma triage and trauma system performance. *Western Journal of Emergency Medicine*, 17(3), 331.

Keskinoglu, P., & Inan, F. (2014). Analysis of trauma cases admitted to a state hospital emergency department. *Gazi Medical Journal*, 25(1).

Kiralj, A. (2015). Maxillofacial trauma in the emergency department. *Medicinski pregled*, 68(9-10), 291-294.

Kloss, F., Laimer, K., Hohlrieder, M., Ulmer, H., Hackl, W., Benzer, A., . . . Gassner, R. (2008). Traumatic intracranial haemorrhage in conscious patients with facial fractures—a review of 1959 cases. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 36(7), 372-377.

Krausz, A. A., Krausz, M. M., & Picetti, E. (2015). Maxillofacial and neck trauma: a damage control approach. *World Journal of Emergency Surgery*, 10(1), 31.

Marcus, J. R., Erdmann, D., & Rodriguez, E. D. (2012). *Essentials of craniomaxillofacial trauma*: CRC Press.

Miller, R. D., Eriksson, L. I., Fleisher, L. A., Wiener-Kronish, J. P., & Young, W. L. (2009). *Anesthesia E-Book*: Elsevier Health Sciences.

Miloro, M., Ghali, G., Larsen, P., & Waite, P. (2004). Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. *Hamilton, Ont.*

Moore, K. (2008). Hypothermia in trauma. *Journal of Trauma Nursing| JTN*, 15(2), 62-64.

Mulligan, R. P., Friedman, J. A., & Mahabir, R. C. (2010). A nationwide review of the associations among cervical spine injuries, head injuries, and facial fractures. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 68(3), 587-592.

Perry, M. (2008). Advanced Trauma Life Support (ATLS) and facial trauma: can one size fit all?: Part 1: Dilemmas in the management of the multiply injured patient with coexisting facial injuries. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 37(3), 209-214.

Perry, M., & Morris, C. (2008). Advanced Trauma Life Support (ATLS) and facial trauma: can one size fit all?: Part 2: ATLS, maxillofacial injuries and airway management dilemmas. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 37(4), 309-320.

Principles of Critical Care, Third Edition. (2005). McGraw Hill LLC.

Ramenofsky, M. L., RAMENOFSKY, M. B., Jurkovich, G. J., THREADGILL, D., DIERKING, B. H., & POWELL, R. W. (1988). The predictive validity of the Pediatric Trauma Score. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 28(7), 1038-1042.

Ropper, A. H. (2005). Concussion and other head injuries. *HARRISONS PRINCIPLES OF INTERNAL MEDICINE*, 16(2), 2447.

Saigal, S., & Khan, M. M. (2021). Primary assessment and care in maxillofacial trauma *Oral and Maxillofacial Surgery for the Clinician* (pp. 983-995): Springer.

Simpson, P., & Keating, J. F. (2008). The multiply injured patient. *The foundation years*, 4(8), 314-318.

Sparke, A., Voss, S., & Bengner, J. (2013). The measurement of tissue interface pressures and changes in jugular venous parameters associated with cervical immobilisation devices: a systematic review. *Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine*, 21(1), 81.

Stein, S. C., Burnett, M. G., & Glick, H. A. (2006). Indications for CT scanning in mild traumatic brain injury: a cost-effectiveness study. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 61(3), 558-566.

Sternbach, G. L. (2000). The Glasgow coma scale. *The Journal of emergency medicine*, 19(1), 67-71.

Teasdale, G., & Jennett, B. (1974). Assessment of coma and impaired consciousness: a practical scale. *The lancet*, 304(7872), 81-84.

Thaller, S. R., & McDonald, W. S. (2004). *Facial trauma*. New York: Marcel Dekker.

Tintinalli, J., Stapczynski, J., Ma, O. J., Cline, D., Cydulka, R., & Meckler, G. (2010). *Tintinalli's Emergency Medicine: A Comprehensive Study Guide, Seventh Edition (Book and DVD)*: McGraw-hill.

Toprak, B. G., & Arpacı, E. (2022). Denizli ve çevresi maksillofasiyal kırıkların son 5 yıllık epidemiyolojik analizi. *Pamukkale Medical Journal*, 15(2), 331-336.

Trauma, A. C. o. S. C. o. (2004). *ATLS, Advanced Trauma Life Support Program for Doctors*: American College of Surgeons.

Tükel, H. C., & Benlidayı, M. E. (2019). Prevalence, treatment and complications of mandibular fractures. *Cukurova Medical Journal*, 44(2), 369-377.

Vujcich, N., & Gebauer, D. (2018). Current and evolving trends in the management of facial fractures. *Australian dental journal*, 63, S35-S47.

BÖLÜM 9

MAKSİLLER SİNÜS TABANI AUGMENTASYONU: ANATOMİK ESASLAR, CERRAHİ TEKNİKLER VE KOMPLİKASYON YÖNETİMİ

BİLAL BAHAR¹

1. Giriş ve Temel Kavramlar

Dental kayıplar, etiyolojik açıdan multifaktöriyel bir doğaya sahip olup, genel popülasyonda primer olarak dental çürükler ve periodontal hastalıklar sonucunda gelişmektedir. Bu temel faktörlere ek olarak, konjenital dental ageneziler ve travmatik yaralanmalar da diş eksikliklerinin önemli nedenleri arasında yer almaktadır.

Tarihsel süreçte diş eksikliklerinin rehabilitasyonu amacıyla çok sayıda protetik yaklaşım geliştirilmiştir. Geleneksel tedavi planlamasında, uygun klinik endikasyon varlığında sabit bölümlü protezler öncelikli olarak tercih edilmiştir; ancak bu restorasyonların uygulanabilmesi için komşu destek dişlerin preparasyonu, hem kısa hem de uzun dönemde dişlerin biyolojik bütünlüğünün bozulmasına yol açabilmektedir. Çoklu diş eksiklikleri veya tam dişsizlik gibi sabit tedavinin endike olmadığı klinik tablolarda ise hareketli bölümlü veya tam protezler uzun yıllar boyunca standart çözüm

¹ Dr.Öğr.Üyesi, Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi, Orcid: 0000-0003-4986-075X

olarak sunulmuştur. Bununla birlikte, hareketli protezlerin düşük stabilite ve retansiyon, yumuşak doku irritasyonları ile hastaların estetik ve fonksiyonel beklentilerini karşılamadaki yetersizlikleri gibi önemli klinik dezavantajları mevcuttur (Ahamed & ark., 2012; Yoshida & ark., 2001).

Günümüzde dental implantlar, diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda kullanılan sabit ve hareketli protez yaklaşımları arasında başarısı kanıtlanmış, fonksiyonel ve estetik açıdan üstünlük sunan temel tedavi modalitelerinden biri olarak kabul edilmektedir. Ancak, posterior maksillada diş kaybını takiben gelişen alveolar kret rezorpsiyonu ve maksiller sinüs pnömatizasyonu, implant yerleşimi için gerekli olan dikey kemik hacminin yetersiz kalmasına yol açan başlıca patofizyolojik süreçlerdir. Bu anatomik kısıtlamaların eliminasyonu amacıyla, literatürde çeşitli greftleme prosedürlerini ve maksiller sinüs tabanı elevasyonunu kapsayan bir dizi pre-implantolojik ileri cerrahi teknik tanımlanmıştır (Aghaloo & ark., 2016; Buser, Sennerby & De Bruyn, 2017).

Posterior maksilladaki kısıtlı kemik hacmini artırmak amacıyla geliştirilen maksiller sinüs tabanı elevasyonu (sinüs lift) prosedürü; ilk olarak 1976 yılında Tatum tarafından tanımlanmış, 1980 yılında ise Boyne ve James'in klinik çalışmalarıyla bilimsel literatüre kazandırılmıştır. Bu cerrahi protokol; Schneider membranının (maksiller sinüs mukozası) cerrahi olarak eleve edilmesini ve eş zamanlı olarak oluşturulan subantral boşluğun uygun greft materyalleri ile augmentasyonunu kapsayarak, dikey kemik kazanımını hedeflemektedir. Bu yöntem sayesinde, dental implantların uzun dönem başarısı için kritik bir parametre olan primer stabilitenin sağlanabileceği, biyomekanik açıdan uygun bir alıcı yatak oluşturulmaktadır (Boyne & James, 1980; Tatum, 1986).

Sinüs augmentasyonunun temel amacı, yalnızca kantitatif bir hacim artışı sağlamak değil; implantın fonksiyonel yüklenmesini

destekleyecek nitelikte, biyomekanik açıdan stabil bir osseointegrasyon süreci tesis etmektir. Klinik çalışmalar, sinüs lift operasyonları sonrası uygulanan implantların sağkalım oranlarının doğal kemiğe yerleştirilenlerle benzerlik gösterdiğini ve genellikle %90'ın üzerinde seyrettiğini doğrulamaktadır (Schleier & ark., 2008).

Maksiller sinüs lifting prosedürünün geliştirilmesi, atrofik posterior maksillada implant destekli rehabilitasyonları öngörülebilir kılması bakımından dental implantolojide paradigmatik bir dönüşüm yaratmıştır. Başlangıcından bugüne değin süreç içerisinde; farklı cerrahi modifikasyonlar, gelişmiş biyomateryaller ve teknolojik inovasyonlarla zenginleşen bu girişim; günümüzde hem cerrahi teknik hem de greftleme seçenekleri açısından geniş bir yelpazeye sahip, yüksek başarı oranlı ve standart bir prosedür niteliği kazanmıştır (Moy, Lundgren, & Holmes, 1993; Wallace & Froum, 2003).

2. Maksiller Sinüsün Cerrahi Anatomisi ve Fizyolojisi

Kafa iskeletindeki paranasal sinüslerin en büyüğü olan maksiller sinüs (*Antrum of Highmore*); anatomik sınırları, vaskülarizasyonu ve mukozal yapısı itibarıyla cerrahi planlama ve komplikasyon yönetimi açısından kritik bir öneme sahiptir (Janner & ark., 2011).

Sinüs boşluğunu döşeyen mukoza, literatürde Schneider membranı olarak tanımlanmakta olup histolojik olarak silyalı psödostratifiye prizmatik epitelden meydana gelmektedir. Fizyolojik şartlarda kalınlığı 0.3 ile 0.8 mm arasında değişen bu membran; kronik sinüzit veya yoğun sigara kullanımı gibi etkenlere bağlı olarak kalınlaşabilir ya da frajil (kırılgan) bir yapı kazanabilir. Operasyon sırasında Schneider membranının bütünlüğünün korunarak perfore edilmeden eleve edilmesi; yerleştirilen greft materyalinin stabilizasyonu, postoperatif enfeksiyonların önlenmesi

ve sinüs fizyolojisinin devamlılığı için cerrahinin en temel başarı kriteri olarak kabul edilmektedir (Insua & ark., 2018; Monje & ark., 2016; Xin & ark., 2020).

Sinüs lift cerrahisinde karşılaşılan en kritik intraoperatif komplikasyonlardan biri vasküler yaralanmalara bağlı gelişen hemorajidir. Maksiller sinüsün lateral duvarı; arteria alveolaris superior posterior (AASP) ve arteria infraorbitalis'in (AİO) terminal dallarının anastomoz yapmasıyla beslenmektedir. Literatürde 'antral arter' olarak da tanımlanan bu vasküler yapı, sinüsün lateral duvarında intraosseöz (kemik içi) veya ekstraosseöz (kemik dışı) bir seyir izleyerek bir ağ oluşturur. Lateral pencere osteotomisi esnasında bu arterin hasar görmesi, cerrahi görüş alanını kısıtlayan ve kontrolü güçleşebilen şiddetli kanamalara zemin hazırlayabilmektedir. Yapılan anatomik çalışmalarda, söz konusu arteriyel anastomozun alveolar kret tepesinden ortalama 15-20 mm superior mesafede konumlandığı bildirilmiştir; bu durum operasyon öncesi radyolojik değerlendirmenin önemini bir kez daha ortaya koymaktadır (Rosano & ark., 2011; Solar & ark., 1999; Traxler & ark., 1999).

Maksiller sinüs, ostium olarak adlandırılan doğal bir açıklık vasıtasıyla nazal kavitedeki orta meatusa drene olmaktadır. Sinüs lift operasyonunu takiben gelişen aşırı postoperatif ödem veya subantral alana yerleştirilen greft materyalinin hacimsel fazlalığı bu drenaj yolunu oklüze ederek akut sinüzit gelişimine zemin hazırlayabilmektedir. Ostiyumun anatomik konumu sinüs tabanından ortalama 28 mm superior mesafede yer alsa da bireysel anatomik varyasyonlar drenaj kapasitesini doğrudan etkileyebilmektedir. Bu bağlamda, operasyon öncesi konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) ile ostiyum açıklığının ve sinüs sağlığının titizlikle değerlendirilmesi, olası postoperatif komplikasyonların önlenmesinde altın standart bir tanısal yaklaşım

olarak kabul edilmektedir (Krennmair & ark., 2018; Lombardi & ark., 2022; Timmenga & ark., 2003).

3. Maksiller Sinüs Tabanı Augmentasyonuna Yönelik Endikasyonlar ve Kontrendikasyonlar

Maksiller sinüs augmentasyonu için temel endikasyon; posterior maksillanın implant destekli rehabilitasyonunda mevcut kemik hacminin, cerrahi ve biyomekanik stabiliteyi sağlamada yetersiz kaldığı klinik durumlardır. Bu süreçte en belirleyici parametre olan rezidüel kemik yüksekliği (RBH), cerrahi tekniğin seçiminde de rehberlik etmektedir. Literatürde genellikle 8 mm'lik vertikal kemik sınırı augmentasyon ihtiyacı için kritik bir eşik olarak kabul edilmektedir. RBH değerinin 5-8 mm aralığında olduğu vakalarda krestal (kapalı) yaklaşım endikeyken, kemik yüksekliğinin 5 mm'nin altına düştüğü ileri atrofik durumlarda lateral pencere (açık) tekniği tercih edilmektedir. Ayrıca, kemik kalitesinin 'Tip 4' (düşük dansiteli/yumuşak kemik) olduğu durumlarda, implantın fonksiyonel ömrünü uzatmak ve osseointegrasyon yüzey alanını maksimize etmek amacıyla dikey ve yatay yönde ek destek sağlamak için sinüs lift prosedürüne başvurulmaktadır (Ahn, Park, & Kim, 2012; Ahn & ark., 2012).

Maksiller sinüs augmentasyonuna yönelik kontrendikasyonlar; operasyonun başarı prognozunu negatif yönde etkileyen veya hastanın sistemik sağlığını riske atan faktörler temelinde lokal ve sistemik olarak iki kategoride değerlendirilmektedir. Lokal kontrendikasyonların odağında sinüs sağlığı yer almakta olup, akut veya kronik sinüzit tablosu bu durumların başında gelir. Aktif bir enfeksiyon varlığında gerçekleştirilen greftleme prosedürleri, sinüsün fizyolojik drenaj mekanizmalarını tamamen sekteye uğratarak apse formasyonu veya orantral fistül gibi majör komplikasyonlara zemin hazırlayabilmektedir. Ayrıca, antral polipler, retansiyon kistleri veya

sinüs kavitesi içerisinde saptanan yabancı cisimler (kök artıkları vb.) gibi patolojik bulgular cerrahi öncesinde titizlikle incelenmelidir. Bu tür patolojilerin mevcudiyeti, augmentasyonun başarısını tehdit edebileceği için cerrahi öncesinde mutlaka bir kulak burun boğaz (KBB) konsültasyonu ve gerekli ise pre-operatif tedavi planlaması gerektirmektedir (Molina & ark., 2022; Stacchi & ark., 2017; Tarnow & ark., 2000).

Sinüs lift operasyonlarında sistemik kontrendikasyonlar, hastanın genel sağlık durumunun kemik rejenerasyonu ve yara iyileşme potansiyeli üzerindeki etkilerine göre değerlendirilmektedir. Bu kapsamda kontrolsüz diyabet, hiperglisemiye bağlı olarak anjiyogenezi ve lökosit fonksiyonlarını olumsuz etkileyerek, greft enfeksiyonu ve osteomyelit riskini anlamlı derecede artırmaktadır. Literatürde, HbA1c düzeyinin %7'nin üzerinde seyrettiği durumlarda elektif cerrahi girişimlerin metabolik kontrol sağlanana dek ertelenmesi önerilmektedir. Farmakolojik açıdan, özellikle intravenöz bifosfonat kullanımı, 'İlaça Bağlı Çene Kemiği Osteonekrozu' (MRONJ) gelişme riski nedeniyle sinüs augmentasyonu için mutlak bir kontrendikasyon teşkil etmektedir. Yaşam tarzı faktörlerinden sigara kullanımı ise, lokal vaskülarizasyonu sekteye uğratarak membran perforasyonu ve greft başarısızlığı riskini prevalans olarak artırmaktadır. Günde 10 adetten fazla sigara tüketimi, mutlak bir kontrendikasyondan ziyade cerrahi başarının prognozunu tehdit eden 'yüksek riskli' bir faktör olarak tanımlanmakta ve hastaların operasyon öncesi bu riskler konusunda bilgilendirilmesi gerekmektedir (Cavalcanti & ark., 2011; Windael & ark., 2020).

4. Cerrahi Prosedür ve Teknik Özellikler

Lateral pencere tekniğinde cerrahi süreç, krestal bir ana insizyon ve buna eşlik eden anterior ile posterior vertikal gevşetme insizyonlarını takiben uygulanan flap tasarımı ile başlar. Hazırlanan

mukoperiostal flap tam kalınlıkta eleve edilerek maksiller sinüsün lateral duvarı cerrahi görüşü maksimize edecek şekilde açığa çıkarılır. Flap elevasyonu esnasında, bölgenin vasküler beslenmesini sağlayan arteria alveolaris superior posterior bütünlüğünün korunması hemorajik komplikasyonların önlenmesi açısından kritik önem arz eder. Osteotomi aşamasında lateral duvarda oval veya dikdörtgen formda bir pencere hattı oluşturulmaktadır. Bu işlemde geleneksel döner aletlerin (rond frezler) yanı sıra, selektif kesme özelliği sayesinde yumuşak dokuyu (Schneider membranı) koruyan ve postoperatif ödemi minimize eden piezoelektrik cerrahi ünitelerin kullanımı, operatif başarı ve hasta konforunu artırması nedeniyle literatürde yaygın olarak tavsiye edilmektedir (Cassetta & ark., 2012; Toscano & ark., 2010; Wallace & Froum, 2003).

Osteotomi hattı tamamlanıp kemik pencere serbestleştirildikten sonra, operasyonun en kritik aşaması olan membran elevasyonuna geçilir. Bu aşamada, özel olarak tasarlanmış sinüs küretleri yardımıyla Schneider membranı, sinüs tabanından ve lateral duvarlardan atravmatik bir yaklaşımla nazikçe ayrılır. Başarılı bir augmentasyon için elevasyonun medial duvara kadar tam olarak uzatılması ve membranın gerilimsiz bir şekilde yükseltilmesi elzemdir. Membranın yeterli seviyede eleve edilmesini takiben oluşan subantral boşluğa, hedeflenen kemik hacmine uygun greft materyalleri yerleştirilir. Cerrahi sürecin sonunda, lateral pencerenin üzerine genellikle kollajen bir bariyer membran konumlandırılır; bu uygulama hem greft materyalinin stabilitesini korumayı hem de osteotomi alanına yumuşak doku invazyonunu engelleyerek yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunu (YKR) optimize etmeyi amaçlamaktadır (García-Denche & ark., 2013; Tarnow & ark., 2000).

Lateral pencere tekniğinde implant yerleşimi için uygulanacak cerrahi protokol; mevcut rezidüel kemik yüksekliği (RBH) ve buna bağlı olarak elde edilebilecek primer stabilite

öngörüsüne göre iki temel strateji üzerinden yürütülmektedir. Eğer mevcut RBH 4-5 mm düzeyindeyse, implantın apikal bölgedeki yerli kemikten yeterli mekanik destek alması ve böylece gerekli primer stabilitenin sağlanması mümkün olduğundan, augmentasyon ile eş zamanlı implant yerleşimi tercih edilmektedir. Bu yaklaşım, toplam tedavi süresini kısaltması ve ikinci bir cerrahi müdahale ihtiyacını ortadan kaldırması bakımından avantajlıdır. Buna karşın, RBH değerinin 4 mm'nin altında olduğu ileri atrofik vakalarda, implantın stabilitesini sağlayacak yeterli kemik desteği bulunmadığından "gecikmeli" (iki aşamalı) protokolün uygulanması önerilmektedir. Bu yöntemde öncelikle sinüs augmentasyonu gerçekleştirilerek greftin olgunlaşması ve yeni kemik formasyonu için 6 ila 9 aylık bir iyileşme süreci beklenmektedir; ardından radyolojik kontroller eşliğinde yeterli kemik yoğunluğuna ulaşıldığında implant yerleşimi gerçekleştirilerek protetik rehabilitasyon aşamasına geçilmektedir (Moraschini & ark., 2017; Pjetursson & ark., 2008).

Literatürde ilk kez 1994 yılında Summers tarafından tanımlanan krestal (kapalı) sinüs lift tekniği, sinüs tabanına implant osteotomisi için hazırlanan yuva içerisinden ulaşılmasını hedefleyen minimal invaziv bir yaklaşımdır. Bu yöntem, lateral pencere tekniğine kıyasla daha düşük postoperatif morbidite ve daha hızlı iyileşme süreci sunması nedeniyle uygun endikasyonlarda klinisyenler tarafından öncelikli olarak tercih edilmektedir. Klasik Summers tekniğinde, standart implant osteotomisi sinüs tabanına yaklaşık 1-2 mm mesafe kalana dek sürdürülür. Ardından, özel tasarlanmış el osteotomları ve cerrahi bir çekiç yardımıyla, kalan ince kemik tabakası kontrollü bir kuvvetle yukarı doğru kırılır (greenstick fraktörü). Bu aşamada, kırılan kemik segmenti ve üzerindeki Schneider membranı, osteotomi yuvasından içeri itilen kemik grefti aracılığıyla eleve edilir; bu süreçte greft materyali membranı koruyan bir 'hidrolik yastık' vazifesi görür. Günümüzde geleneksel osteotom kullanımına alternatif olarak, membranı serum

fizyolojik basıncıyla atravmatik bir şekilde yükselten 'hidrolik sinüs lift' sistemleri de popülerlik kazanmıştır.

Krestal yaklaşımın başarısı, büyük ölçüde doğru vaka seçimine bağlıdır; zira bu teknik cerraha doğrudan bir görüş alanı sunmadığı için sınırlı bir uygulama kapasitesine sahiptir. Literatürde, bu tekniğin güvenle uygulanabilmesi ve implantın primer stabilitesinin garanti altına alınabilmesi için minimum 5-6 mm rezidüel kemik yüksekliğinin (RBH) mevcudiyeti şart koşulmaktadır. RBH değerinin bu eşiğin altında olduğu durumlarda, membran perforasyonu riski artmakta ve mekanik stabilite yetersiz kalmaktadır. Genel bir kural olarak, krestal teknikle yaklaşık 3-5 mm aralığında dikey kemik kazanımı hedeflenmektedir (Shi & ark., 2016; Summers, 1994; Viña-Almunia & ark., 2012).

Krestal yaklaşımın sağladığı klinik avantajlar ve beraberinde getirdiği teknik limitasyonlar, vaka seçiminde belirleyici rol oynamaktadır. Bu tekniğin en belirgin avantajı, minimal invaziv doğası gereği geniş flep elevasyonuna ihtiyaç duymaması ve hatta uygun vakalarda flepsiz cerrahi (flapless) protokollerine olanak tanımasıdır. Bu durum, lateral pencere tekniğine kıyasla cerrahi travmayı minimize ederek operasyon sonrası ödem, ağrı ve morbidite oranlarını anlamlı ölçüde düşürmektedir.

Buna karşın tekniğin en temel dezavantajı, cerrahın Schneider membranını doğrudan gözlemleyemediği 'kör teknik' sınıfına girmesidir; bu durum membran perforasyonlarının intraoperatif teşhisini güçleştirmektedir. Ayrıca, osteotomların ilerletilmesi sırasında uygulanan mekanik vuruşlar (çekiç darbeleri), hastalarda yoğun perioperatif rahatsızlığa yol açabilmektedir. Literatürde, bu mekanik kuvvetlerin iç kulaktaki otolitlerin yer değiştirmesine neden olarak, 'Benign Paroksizmal Pozisyonel Vertigo' (BPPV) olarak tanımlanan geçici denge bozukluklarını tetikleyebileceği bildirilmiştir. Bu nedenle, özellikle vertigo öyküsü

olan hastalarda krestal tekniğin uygulanması sırasında dikkatli olunmalı veya vuruşsuz (hidrolik veya piezoelektrik) yöntemler tercih edilmelidir (M.-S. Kim & ark., 2010; Su & ark., 2008).

5. Sinüs Augmentasyonunda Kullanılan Greft Materyalleri

Sinüs augmentasyonu sonrası oluşturulan subantral boşluğun hangi biyomateryal ile doldurulacağı; yeni kemik formasyonu (osteogenezis) ve dental implantın uzun dönemli osseointegrasyon başarısı açısından kritik bir öneme sahiptir. PubMed literatüründe bu materyaller; biyolojik kökenleri ve etki mekanizmalarına göre dört ana grupta sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflamanın ilki ve literatürde hala "altın standart" olarak kabul edilen otojen kemik greftleridir.

Hastanın kendi vücudundan (mandibula ramus, simfiz veya iliak kanat gibi donör sahalardan) elde edilen bu greftleri eşsiz kılan temel unsur; canlı osteoblast hücreleri barındırması (osteojenik), yeni kemik oluşumunu uyaran büyüme faktörleri içermesi (osteoindüktif) ve yeni kemik formasyonu için yapısal bir iskelet görevi görmesi (osteokondüktif) gibi üç temel rejeneratif özelliği bünyesinde barındıran tek materyal olmasıdır. Ancak, otojen kemik kullanımının; ikinci bir cerrahi saha gerektirmesi nedeniyle postoperatif morbiditeyi artırması ve sinüs içerisindeki yüksek vaskülarizasyona bağlı hızlı rezorpsiyon süreci dolayısıyla uzun dönemde hacim kaybına yol açabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu limitasyonlar nedeniyle güncel klinik yaklaşımlarda otojen kemik, genellikle biyolojik potansiyeli korunurken hacimsel stabiliteyi de garanti altına almak amacıyla ksenogreftlerle kombine edilerek "kompozit greft" protokolü dahilinde uygulanmaktadır (Hallman & ark., 2002; Moraschini & ark., 2017; Starch-Jensen & ark., 2021).

Genellikle sığır kaynaklı deproteinize kemik mineralleri (Deproteinized Bovine Bone Mineral - DBBM) olarak tanımlanan ksenogreftler, maksiller sinüs augmentasyonunda en yaygın

kullanılan ve üzerinde en fazla bilimsel araştırma bulunan biyomateryallerdir. Bu materyaller, üretim sürecinde organik içeriklerinden tamamen arındırılarak geriye sadece kalsiyum-fosfat kristallerinden oluşan inorganik bir iskelet bırakılmasıyla elde edilir. İnsan kemiğinin mikromorfolojisine oldukça benzer, yüksek derecede gözenekli (poröz) bir yapıya sahip olmaları, yeni kemik oluşumu için mükemmel bir osteokonduktif rehberlik sağlar. Ksenogreftlerin en önemli klinik avantajı, düşük rezorpsiyon hızları sayesinde sinüs kavitesi içerisinde oluşturulan hacmi uzun yıllar boyunca stabil tutabilmeleridir. Bu boyutsal kararlılık, özellikle sinüsün pnömatizasyon eğilimine karşı greftlenen bölgenin dikey yüksekliğini korumada kritik rol oynamakta; bu nedenle tek başına veya biyolojik potansiyeli artırmak amacıyla otojen kemikle kombine edilerek sıklıkla tercih edilmektedir (Dos Anjos & ark., 2016; Lee & ark., 2012; Schmitt & ark., 2024).

Maksiller sinüs augmentasyonunda kullanılan diğer önemli materyal grupları allogreftler ve alloplastik materyallerdir. Allogreftler, genetik olarak farklı bir bireyden (genellikle kadavra kaynaklı) elde edilen ve demineralize dondurularak kurutulmuş kemik grefti (DFDBA) gibi formlarda kullanılan materyallerdir. Bu greftlerin en belirgin özelliği, içeriklerindeki kemik morfogenetik proteinleri (BMP) sayesinde osteoindüktif potansiyele sahip olmaları ve yeni kemik oluşumunu hücressel düzeyde uyatabilmeleridir. Öte yandan alloplastikler, hidroksiapatit ve beta-trikalsiyum fosfat gibi laboratuvar ortamında sentetik olarak üretilen biyomateryallerdir. Bu materyallerin klinik davranışı rezorpsiyon hızlarına göre değişkenlik göstermektedir; beta-trikalsiyum fosfat yüksek çözünürlüğü sayesinde hızlı bir şekilde yeni kemik dokusuyla yer değiştirirken, hidroksiapatit kristal yapısının stabilitesi nedeniyle daha kalıcı bir hacim koruyucu iskelet vazifesi görmektedir. Güncel uygulamalarda, bu iki materyalin farklı oranlardaki kombinasyonları (bifazik kalsiyum fosfatlar), hem hızlı

kemik rejenerasyonu hem de uzun dönemli hacim stabilitesi sağlamak amacıyla sıklıkla tercih edilmektedir (La Monaca & ark., 2018; Moy & ark., 1993).

Son yıllarda rejeneratif diş hekimliğinde greft materyallerinin biyolojik potansiyelini ve iyileşme hızını artırmak amacıyla, otolog kan ürünlerinden elde edilen trombositten zengin fibrin (PRF) kullanımı giderek popülerlik kazanmıştır. Özellikle lökositten zengin fibrin (L-PRF); bünyesinde barındırdığı büyüme faktörlerini (VEGF, TGF-beta, PDGF) uzun süreli ve kontrollü bir şekilde salgılayarak anjiyogenezi ve doku iyileşmesini stimüle etmektedir. Cerrahi uygulamalarda L-PRF, greft partiküllerinin aglütinasyonunu sağlayarak materyalin manipülasyonunu kolaylaştırmanın yanı sıra, olası sinüs membran perforasyonlarının kapatılmasında biyolojik bir bariyer olarak etkin rol oynamaktadır. Greft materyali ile kombine edilen veya membran üzerine koruyucu bir katman olarak yerleştirilen PRF, hem yumuşak doku iyileşmesini optimize etmekte hem de subantral bölgedeki yeni kemik formasyonu sürecini hızlandırarak klinik başarıyı desteklemektedir (Miron & ark., 2017; Strauss, Stähli, & Gruber, 2018).

6. Olası Komplikasyonlar ve Yönetim Protokolleri

Maksiller sinüs augmentasyonu sırasında karşılaşılan komplikasyonlar; etiyolojileri ve yönetim stratejileri bakımından intraoperatif ve postoperatif süreçler olarak iki ana kategoride incelenmektedir. Bu cerrahi prosedürün en sık gözlenen komplikasyonu olan Schneider membranı perforasyonu, literatürde %10 ile %40 arasında değişen bir insidansla bildirilmektedir. Söz konusu komplikasyonun gelişiminde; membranın yapısal olarak ince olması, sinüs kavitesi içerisinde yer alan Underwood septaları gibi anatomik varyasyonlar ve osteotomi esnasında döner aletlerin kontrolsüz kullanımı birincil risk faktörlerini oluşturmaktadır.

Perforasyonun klinik yönetimi, defektin boyutuna ve konumuna göre şekillenmektedir. Genellikle 5 mm'den küçük olan mikro-perforasyonlar; membranın kendi üzerine katlanması (invajinasyon) veya bölgeye kollajen bir bariyer membran yerleştirilerek alanın izole edilmesiyle başarılı bir şekilde tedavi edilebilmektedir. Buna karşın, 5 mm'nin üzerindeki makro-perforasyonlarda, "Loma Linda" tekniği gibi spesifik sütür yaklaşımları veya geniş çaplı kollajen membranlar kullanılarak yama prosedürlerinin uygulanması gerekmektedir. Şayet membranın bütünlüğü ve greft materyalinin stabilizasyonu cerrahi olarak sağlanamıyorsa, operasyon sonlandırılmalı ve doku iyileşmesi için 3-4 aylık bir sürenin ardından cerrahi girişim tekrarlanmalıdır (Barbu & ark., 2019; Díaz-Olivares & ark., 2021; Hernández-Alfaro, Torradeflot & Marti, 2008; Nolan, Freeman & Kraut, 2014).

Lateral pencere osteotomisi esnasında karşılaşılan bir diğer önemli intraoperatif komplikasyon, arteria alveolaris superior posterior'un yaralanmasına bağlı olarak gelişen vasküler hemorajidir. Osteotomi hattı üzerinde seyreden bu arterin hasar görmesi, cerrahi görüş alanını ciddi ölçüde kısıtlayan şiddetli kanamalara yol açabilmektedir. Bu tür vasküler komplikasyonların yönetiminde; kanamanın şiddetine göre koterizasyon, kemik mumu (bone wax) uygulaması veya damarın klemlenerek bağlanması gibi lokal hemostatik yöntemlere başvurulmaktadır. Klinik olarak kanama tam olarak kontrol altına alınmadan greftleme aşamasına geçilmemesi kritik önem taşır; zira operasyon sahasında kontrolsüz bir şekilde oluşan hematoma, postoperatif dönemde greft materyalinin kontaminasyonuna ve buna bağlı olarak enfeksiyon riskinin (sinüzit veya osteomyelit) artmasına zemin hazırlayabilmektedir (Dawoud & ark., 2021; La Monaca & ark., 2023).

Maksiller sinüs augmentasyonunu takiben gelişebilecek postoperatif komplikasyonların başında, sinüsün fizyolojik drenaj

mekanizmalarının bozulması veya greft materyalinin kontaminasyonu neticesinde ortaya çıkan akut maksiller sinüzit gelmektedir. Bu tablo klinik olarak infraorbital bölgede zonklayıcı karakterde ağrı, pürülan nazal akıntı ve febril (ateşli) bir seyirle karakterizedir. Akut sinüzit yönetiminde; amoksisilin-klavulanik asit gibi geniş spektrumlu antibiyotik rejimleri ile desteklenen agresif medikal tedavi ve drenajı kolaylaştıracak dekonjestan kullanımı esastır; dirençli vakalarda ise kulak burun boğaz (KBB) uzmanı eşliğinde sinüs lavajı endikedir.

Bir diğer önemli postoperatif sorun ise greft materyalinin migrasyonu ve kaybıdır. Bu komplikasyon genellikle intraoperatif dönemde teşhis edilemeyen Schneider membranı perforasyonları veya bariyer membranın stabilizasyon kaybı neticesinde, greftin sinüs kavitesi içerisine veya ostiyum bölgesine doğru yer değiştirmesiyle meydana gelmektedir. Greft migrasyonu, sinüsün doğal drenaj yollarını oklüze ederek kronik sinüzit tablosuna ve yerleştirilen biyomateryalin progresif kaybına yol açabilmektedir. Bu tür durumlarda, yabancı cisim reaksiyonu ve kronik enfeksiyonu önlemek amacıyla radyolojik değerlendirme eşliğinde ektopik greft materyalinin uzaklaştırılması gerekebilmektedir (Irinakis, Dabuleanu & Aldahlawi, 2017; J. Kim & Jang, 2019; Molina & ark., 2022).

7. Cerrahi Sonrası Bakım ve Hasta Yönlendirmeleri

Sinüs augmentasyonu sonrasında intra-sinüzal basınç dalgalanmalarının minimize edilmesi, yerleştirilen greft materyalinin stabilitesi ve Schneider membran bütünlüğünün korunması açısından hayati bir gerekliliktir. Bu doğrultuda hastalara, operasyonu takip eden en az 14 günlük süreçte nazal temizlik (sümkürme), pipet kullanımı veya üfleme enstrüman çalma gibi negatif/pozitif hava basıncı oluşturabilecek aktivitelerden kesinlikle kaçınılması yönünde talimat verilmelidir. Ayrıca, kaçınılmaz bir

refleks olan hapşıırma esnasında ağızın açık tutulması; ani intra-sinüzal basınç artışını önleyerek membranın gerilime maruz kalmasını ve greft migrasyonu riskini azaltan kritik bir protokoldür. Medikal tedavi sürecinde ise; postoperatif ödemin kontrolü amacıyla kortikosteroidler (endike ise), mikrobiyal kontaminasyonu engellemek için geniş spektrumlu antibiyotikler ve sinüs ostiyumunun açıklığını koruyarak drenajı kolaylaştırmak amacıyla nazal dekonjestanlar reçete edilerek iyileşme süreci optimize edilmelidir (Jamcoski & ark., 2023; Lutz & ark., 2015; Starch-Jensen & ark., 2021).

Maksiller sinüs içerisine yerleştirilen biyomateriyallerin fonksiyonel bir kemik dokusuna dönüşümü (remodeling), bir dizi biyolojik evreyi kapsayan dinamik bir süreçtir. Rejenerasyonun ilk aşamasında, operasyonu takip eden 2 ila 4 hafta içerisinde çevre dokulardan greft materyalinin içine doğru yoğun bir vasküler proliferasyon ve anjiyogenez gerçekleşerek doku beslenmesi sağlanır. Ardından başlayan osteoblastik aktivite ile materyal partikülleri arasında yeni kemik matriksi sentezlenmektedir. Yerleştirilen greftin tipine ve hastanın bireysel iyileşme kapasitesine bağlı olarak, greftin olgun kemik dokusuyla yer değiştirmesi ve implantın biyomekanik yüklenmesini destekleyecek radyografik densiteye ulaşması genellikle 6 ila 9 aylık bir süreci kapsamaktadır. Bu iyileşme periyodu, mineralize doku miktarının osseointegrasyonu garanti altına alacak seviyeye ulaşması için gerekli olan biyolojik eşik olarak kabul edilmektedir (Wen & ark., 2015; Zheng & ark., 2022).

Maksiller sinüs augmentasyonu, günümüz dental implantolojisinde prediktibilitesi en yüksek ve uzun dönemli başarısı kanıtlanmış cerrahi prosedürlerden biri olarak kabul edilmektedir. Sistemik derlemeler ve retrospektif çalışmalar; greftlenmiş maksiller sinüs alanlarına yerleştirilen dental implantların 10 yıllık sağkalım oranlarının %92 ile %95 arasında seyrettiğini ve bu

oranların doğal kemiğe yerleştirilen implantlarla istatistiksel olarak benzerlik gösterdiğini ortaya koymaktadır. Ancak bu yüksek başarı oranları, hastaya özgü risk faktörlerinden doğrudan etkilenmektedir. Özellikle yoğun sigara kullanımı, lokal vaskülarizasyonu bozması ve osteoblastik aktiviteyi baskılaması nedeniyle implant başarısızlık riskini, içmeyen bireylere oranla yaklaşık üç kat artırmaktadır. Bu durum, uzun dönemli prognozun iyileştirilmesi için pre-operatif risk analizinin ve post-operatif hasta uyumunun ne derece kritik olduğunu bir kez daha doğrulamaktadır (Duttenhoefer & ark., 2013; Tong & ark., 1998; Wallace & Froum, 2003).

Maksiller sinüs augmentasyonu, posterior maksillanın implant destekli rehabilitasyonunda prediktibilitesi en yüksek cerrahi prosedürlerden biri olarak güncelliğini korumaktadır. Operasyonel tekniklerdeki hassasiyet ve biyomateryal teknolojisindeki ilerlemeler, bu prosedürü rutin klinik uygulamaların vazgeçilmez bir parçası haline getirmiştir. Gelecek perspektifinde ise; üç boyutlu (3D) baskı teknolojisi ile üretilen kişiye özel greft iskeletlerinin ve rekombinant büyüme faktörlerinin (BMP, rhPDGF) doku mühendisliği prensipleriyle entegrasyonu hedeflenmektedir. Bu inovatif yaklaşımların, kemik rejenerasyonunu hücresele düzeyde hızlandırarak günümüzde 6-9 ay olan iyileşme sürelerini 3-4 ay gibi kısa periyotlara indirmesi ve cerrahi sonrası morbiditeyi minimize ederek tedavi prognozunu daha ileri bir seviyeye taşıması öngörülmektedir (Nica & ark., 2021).

Kaynakça

- Aghaloo, T. L., Misch, C., Lin, G.-H., Iacono, V. J., & Wang, H.-L. (2016). Bone Augmentation of the Edentulous Maxilla for Implant Placement: A Systematic Review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31 Suppl, s19-30. doi: 10.11607/jomi.16suppl.g1
- Ahamed, S. S. S., Reddy, V. N., Krishnakumar, R., Mohan, M. G., Sugumaran, D. K., & Rao, A. P. (2012). Prevalence of early loss of primary teeth in 5-10-year-old school children in Chidambaram town. *Contemporary Clinical Dentistry*, 3(1), 27-30. doi: 10.4103/0976-237X.94542
- Ahn, S.-H., Park, E.-J., & Kim, E.-S. (2012). Reamer-mediated transalveolar sinus floor elevation without osteotome and simultaneous implant placement in the maxillary molar area: Clinical outcomes of 391 implants in 380 patients. *Clinical Oral Implants Research*, 23(7), 866-872. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02216.x
- Barbu, H. M., Iancu, S. A., Jarjour Mirea, I., Mignogna, M. D., Samet, N., & Calvo-Guirado, J. L. (2019). Management of Schneiderian Membrane Perforations during Sinus Augmentation Procedures: A Preliminary Comparison of Two Different Approaches. *Journal of Clinical Medicine*, 8(9), 1491. doi: 10.3390/jcm8091491
- Boyne, P. J., & James, R. A. (1980). Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *Journal of Oral Surgery (American Dental Association: 1965)*, 38(8), 613-616.
- Buser, D., Sennerby, L., & De Bruyn, H. (2017). Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000*, 73(1), 7-21. doi: 10.1111/prd.12185
- Cassetta, M., Ricci, L., Iezzi, G., Calasso, S., Piattelli, A., & Perrotti, V. (2012). Use of piezosurgery during maxillary sinus elevation: Clinical results of 40 consecutive cases. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 32(6), e182-188.
- Cavalcanti, R., Oreglia, F., Manfredonia, M. F., Gianserra, R., & Esposito, M. (2011). The influence of smoking on the survival of dental implants: A 5-year pragmatic multicentre retrospective cohort study of 1727 patients. *European Journal of Oral Implantology*, 4(1), 39-45.

- Dawoud, B. E. S., Kent, S., Tabbenor, O., George, P., & Dhanda, J. (2021). Dental implants and risk of bleeding in patients on oral anticoagulants: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Implant Dentistry*, 7(1), 82. doi: 10.1186/s40729-021-00364-5
- Díaz-Olivares, L. A., Cortés-Bretón Brinkmann, J., Martínez-Rodríguez, N., Martínez-González, J. M., López-Quiles, J., Leco-Berrocal, I., & Meniz-García, C. (2021). Management of Schneiderian membrane perforations during maxillary sinus floor augmentation with lateral approach in relation to subsequent implant survival rates: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Implant Dentistry*, 7(1), 91. doi: 10.1186/s40729-021-00346-7
- Dos Anjos, T. L. M. R., de Molon, R. S., Paim, P. R. F., Marcantonio, E., Marcantonio, E., & Faeda, R. S. (2016). Implant stability after sinus floor augmentation with deproteinized bovine bone mineral particles of different sizes: A prospective, randomized and controlled split-mouth clinical trial. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 45(12), 1556-1563. doi: 10.1016/j.ijom.2016.09.004
- Duttenhoefer, F., Souren, C., Menne, D., Emmerich, D., Schön, R., & Sauerbier, S. (2013). Long-term survival of dental implants placed in the grafted maxillary sinus: Systematic review and meta-analysis of treatment modalities. *PloS One*, 8(9), e75357. doi: 10.1371/journal.pone.0075357
- García-Denche, J. T., Wu, X., Martinez, P.-P., Eimar, H., Ikbali, D. J.-A., Hernández, G., ... Tamimi, F. (2013). Membranes over the lateral window in sinus augmentation procedures: A two-arm and split-mouth randomized clinical trials. *Journal of Clinical Periodontology*, 40(11), 1043-1051. doi: 10.1111/jcpe.12153
- Hallman, M., Sennerby, L., & Lundgren, S. (2002). A clinical and histologic evaluation of implant integration in the posterior maxilla after sinus floor augmentation with autogenous bone, bovine hydroxyapatite, or a 20:80 mixture. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(5), 635-643.
- Hernández-Alfaro, F., Torradeflot, M. M., & Marti, C. (2008). Prevalence and management of Schneiderian membrane perforations during sinus-lift procedures. *Clinical Oral Implants Research*, 19(1), 91-98. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01372.x

- Insua, A., Monje-Gil, F., García-Caballero, L., Caballé-Serrano, J., Wang, H.-L., & Monje, A. (2018). Mechanical characteristics of the maxillary sinus Schneiderian membrane ex vivo. *Clinical Oral Investigations*, 22(3), 1139-1145. doi: 10.1007/s00784-017-2201-4
- Irinakis, T., Dabuleanu, V., & Aldahlawi, S. (2017). Complications During Maxillary Sinus Augmentation Associated with Interfering Septa: A New Classification of Septa. *The Open Dentistry Journal*, 11, 140-150. doi: 10.2174/1874210601711010140
- Jamcoski, V. H., Faot, F., Marcello-Machado, R. M., Melo, A. C. M., & Fontão, F. N. G. K. (2023). 15-Year Retrospective Study on the Success Rate of Maxillary Sinus Augmentation and Implants: Influence of Bone Substitute Type, Presurgical Bone Height, and Membrane Perforation during Sinus Lift. *BioMed Research International*, 2023, 9144661. doi: 10.1155/2023/9144661
- Janner, S. F. M., Caversaccio, M. D., Dubach, P., Sendi, P., Buser, D., & Bornstein, M. M. (2011). Characteristics and dimensions of the Schneiderian membrane: A radiographic analysis using cone beam computed tomography in patients referred for dental implant surgery in the posterior maxilla. *Clinical Oral Implants Research*, 22(12), 1446-1453. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02140.x
- Kim, J., & Jang, H. (2019). A review of complications of maxillary sinus augmentation and available treatment methods. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 45(4), 220-224. doi: 10.5125/jkaoms.2019.45.4.220
- Kim, M.-S., Lee, J.-K., Chang, B.-S., & Um, H.-S. (2010). Benign paroxysmal positional vertigo as a complication of sinus floor elevation. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 40(2), 86-89. doi: 10.5051/jpis.2010.40.2.86
- Krennmair, S., Weinländer, M., Malek, M., Forstner, T., Krennmair, G., & Stimmelmayer, M. (2018). Clinical Outcome of Implants Placed in Staged Maxillary Sinus Augmentation Using Bovine Bone Mineral Mixed with Autogenous Bone at Three Different Ratios: A 5-Year Prospective Follow-up Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(21), 1351-1361. doi: 10.11607/jomi.6765

- La Monaca, G., Iezzi, G., Cristalli, M. P., Pranno, N., Sfasciotti, G. L., & Vozza, I. (2018). Comparative Histological and Histomorphometric Results of Six Biomaterials Used in Two-Stage Maxillary Sinus Augmentation Model after 6-Month Healing. *BioMed Research International*, 2018, 9430989. doi: 10.1155/2018/9430989
- La Monaca, G., Pranno, N., Polimeni, A., Annibali, S., Di Carlo, S., Pompa, G., & Cristalli, M. P. (2023). Hemorrhagic Complications in Implant Surgery: A Scoping Review on Etiology, Prevention, and Management. *The Journal of Oral Implantology*, 49(4), 414-427. doi: 10.1563/aaid-joi-D-22-00130
- Lee, D. Z., Chen, S. T., & Darby, I. B. (2012). Maxillary sinus floor elevation and grafting with deproteinized bovine bone mineral: A clinical and histomorphometric study. *Clinical Oral Implants Research*, 23(8), 918-924. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02239.x
- Lombardi, T., Lamazza, L., Bernardello, F., Ziğtek, G., Stacchi, C., & Troiano, G. (2022). Clinical and radiographic outcomes following transcrestal maxillary sinus floor elevation with injectable xenogenous bone substitute in gel form: A prospective multicenter study. *International Journal of Implant Dentistry*, 8(1), 32. doi: 10.1186/s40729-022-00431-5
- Lutz, R., Berger-Fink, S., Stockmann, P., Neukam, F. W., & Schlegel, K. A. (2015). Sinus floor augmentation with autogenous bone vs. A bovine-derived xenograft—A 5-year retrospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 26(6), 644-648. doi: 10.1111/clr.12352
- Miron, R. J., Zucchelli, G., Pikos, M. A., Salama, M., Lee, S., Guillemette, V., ... Choukroun, J. (2017). Use of platelet-rich fibrin in regenerative dentistry: A systematic review. *Clinical Oral Investigations*, 21(6), 1913-1927. doi: 10.1007/s00784-017-2133-z
- Molina, A., Sanz-Sánchez, I., Sanz-Martín, I., Ortiz-Vigón, A., & Sanz, M. (2022). Complications in sinus lifting procedures: Classification and management. *Periodontology 2000*, 88(1), 103-115. doi: 10.1111/prd.12414
- Monje, A., Diaz, K. T., Aranda, L., Insua, A., Garcia-Nogales, A., & Wang, H.-L. (2016). Schneiderian Membrane Thickness and Clinical Implications for Sinus Augmentation: A Systematic Review and Meta-Regression

- Analyses. *Journal of Periodontology*, 87(8), 888-899. doi: 10.1902/jop.2016.160041
- Moraschini, V., Uzeda, M. G., Sartoretto, S. C., & Calasans-Maia, M. D. (2017). Maxillary sinus floor elevation with simultaneous implant placement without grafting materials: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(5), 636-647. doi: 10.1016/j.ijom.2017.01.021
- Moy, P. K., Lundgren, S., & Holmes, R. E. (1993). Maxillary sinus augmentation: Histomorphometric analysis of graft materials for maxillary sinus floor augmentation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 51(8), 857-862. doi: 10.1016/s0278-2391(10)80103-x
- Nica, D. F., Gabor, A. G., Duma, V.-F., Tudericiu, V. G., Tudor, A., & Sinescu, C. (2021). Sinus Lift and Implant Insertion on 3D-Printed Polymeric Maxillary Models: Ex Vivo Training for In Vivo Surgical Procedures. *Journal of Clinical Medicine*, 10(20), 4718. doi: 10.3390/jcm10204718
- Nolan, P. J., Freeman, K., & Kraut, R. A. (2014). Correlation Between Schneiderian Membrane Perforation and Sinus Lift Graft Outcome: A Retrospective Evaluation of 359 Augmented Sinus. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 72(1), 47-52. doi: 10.1016/j.joms.2013.07.020
- Pjetursson, B. E., Tan, W. C., Zwahlen, M., & Lang, N. P. (2008). A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. *Journal of Clinical Periodontology*, 35(8 Suppl), 216-240. doi: 10.1111/j.1600-051X.2008.01272.x
- Rosano, G., Taschieri, S., Gaudy, J.-F., Weinstein, T., & Del Fabbro, M. (2011). Maxillary sinus vascular anatomy and its relation to sinus lift surgery. *Clinical Oral Implants Research*, 22(7), 711-715. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02045.x
- Schleier, P., Bierfreund, G., Schultze-Mosgau, S., Moldenhauer, F., Küpper, H., & Freilich, M. (2008). Simultaneous dental implant placement and endoscope-guided internal sinus floor elevation: 2-year post-loading outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, 19(11), 1163-1170. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01561.x

- Schmitt, C. M., Wiesheu, S., Schlegel, K. A., Adler, W., Kesting, M. R., Matta, R. E., & Möst, T. (2024). Three-dimensional assessment after maxillary sinus grafting with a bovine, a porcine, and a synthetic bone substitute material. A randomized controlled clinical trial. *International Journal of Computerized Dentistry*, 27(4), 325-336. doi: 10.3290/j.ijcd.b4494331
- Shi, J.-Y., Gu, Y.-X., Zhuang, L.-F., & Lai, H.-C. (2016). Survival of Implants Using the Osteotome Technique With or Without Grafting in the Posterior Maxilla: A Systematic Review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(5), 1077-1088. doi: 10.11607/jomi.4321
- Solar, P., Geyerhofer, U., Traxler, H., Windisch, A., Ulm, C., & Watzek, G. (1999). Blood supply to the maxillary sinus relevant to sinus floor elevation procedures. *Clinical Oral Implants Research*, 10(1), 34-44. doi: 10.1034/j.1600-0501.1999.100105.x
- Stacchi, C., Andolsek, F., Berton, F., Perinetti, G., Navarra, C. O., & Di Lenarda, R. (2017). Intraoperative Complications During Sinus Floor Elevation with Lateral Approach: A Systematic Review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(3), e107-e118. doi: 10.11607/jomi.4884
- Starch-Jensen, T., Deluiz, D., Vitenson, J., Bruun, N. H., & Tinoco, E. M. B. (2021). Maxillary Sinus Floor Augmentation with Autogenous Bone Graft Compared with a Composite Grafting Material or Bone Substitute Alone: A Systematic Review and Meta-Analysis Assessing Volumetric Stability of the Grafting Material. *Journal of Oral & Maxillofacial Research*, 12(1), e1. doi: 10.5037/jomr.2021.12101
- Strauss, F. J., Stähli, A., & Gruber, R. (2018). The use of platelet-rich fibrin to enhance the outcomes of implant therapy: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 29 Suppl 18(Suppl Suppl 18), 6-19. doi: 10.1111/clr.13275
- Su, G. N.-C., Tai, P.-W., Su, P.-T., & Chien, H.-H. (2008). Protracted benign paroxysmal positional vertigo following osteotome sinus floor elevation: A case report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23(5), 955-959.

- Summers, R. B. (1994). A new concept in maxillary implant surgery: The osteotome technique. *Compendium (Newtown, Pa.)*, 15(2), 152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
- Tarnow, D. P., Wallace, S. S., Froum, S. J., Rohrer, M. D., & Cho, S. C. (2000). Histologic and clinical comparison of bilateral sinus floor elevations with and without barrier membrane placement in 12 patients: Part 3 of an ongoing prospective study. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 20(2), 117-125.
- Tatum, H. (1986). Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dental Clinics of North America*, 30(2), 207-229.
- Timmenga, N. M., Raghoobar, G. M., van Weissenbruch, R., & Vissink, A. (2003). Maxillary sinus floor elevation surgery. A clinical, radiographic and endoscopic evaluation. *Clinical Oral Implants Research*, 14(3), 322-328. doi: 10.1034/j.1600-0501.2003.140310.x
- Tong, D. C., Rioux, K., Drangsholt, M., & Beirne, O. R. (1998). A review of survival rates for implants placed in grafted maxillary sinuses using meta-analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(2), 175-182.
- Toscano, N. J., Holtzclaw, D., & Rosen, P. S. (2010). The effect of piezoelectric use on open sinus lift perforation: A retrospective evaluation of 56 consecutively treated cases from private practices. *Journal of Periodontology*, 81(1), 167-171. doi: 10.1902/jop.2009.090190
- Traxler, H., Windisch, A., Geyerhofer, U., Surd, R., Solar, P., & Firbas, W. (1999). Arterial blood supply of the maxillary sinus. *Clinical Anatomy (New York, N.Y.)*, 12(6), 417-421. doi: 10.1002/(SICI)1098-2353(1999)12:6%3C417::AID-CA3%3E3.0.CO;2-W
- Viña-Almunia, J., Maestre-Ferrín, L., Alegre-Domingo, T., & Peñarrocha-Diago, M. (2012). Survival of implants placed with the osteotome technique: An update. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 17(5), e765-768. doi: 10.4317/medoral.17130
- Wallace, S. S., & Froum, S. J. (2003). Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Annals of Periodontology*, 8(1), 328-343. doi: 10.1902/annals.2003.8.1.328

- Wen, S.-C., Lin, Y.-H., Yang, Y.-C., & Wang, H.-L. (2015). The influence of sinus membrane thickness upon membrane perforation during transcrestal sinus lift procedure. *Clinical Oral Implants Research*, 26(10), 1158-1164. doi: 10.1111/clr.12429
- Windael, S., Vervaeke, S., De Buyser, S., De Bruyn, H., & Collaert, B. (2020). The Long-Term Effect of Smoking on 10 Years' Survival and Success of Dental Implants: A Prospective Analysis of 453 Implants in a Non-University Setting. *Journal of Clinical Medicine*, 9(4), 1056. doi: 10.3390/jcm9041056
- Xin, L., Yuan, S., Mu, Z., Li, D., Song, J., & Chen, T. (2020). Histological and Histomorphometric Evaluation of Applying a Bioactive Advanced Platelet-Rich Fibrin to a Perforated Schneiderian Membrane in a Maxillary Sinus Elevation Model. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8, 600032. doi: 10.3389/fbioe.2020.600032
- Yoshida, M., Sato, Y., Akagawa, Y., & Hiasa, K. (2001). Correlation between quality of life and denture satisfaction in elderly complete denture wearers. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(1), 77-80.
- Zheng, X., Huang, L., Huang, S., Mo, A., & Zhu, J. (2022). Influence of anatomical factors related to maxillary sinus on outcomes of transcrestal sinus floor elevation. *Journal of Dental Sciences*, 17(1), 438-443. doi: 10.1016/j.jds.2021.07.023

MAKSİLLER SINÜSÜ GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

Uzm.Dt.İrem BULUT¹

GİRİŞ

Paranasal sinüsler, nazal kavite çevresinde yer alan yüz kemikleri içerisinde bulunan hava dolu anatomik boşluklar olarak tanımlanmaktadır (White & Pharoah, 2019; Türk Radyoloji Derneği, 2013).

Maksiller sinüs, paranasal sinüsler arasında en büyük hacme sahip olması, doğumdan itibaren mevcut bulunması ve maksillanın posterior dişleri ile yakın anatomik ilişkisi nedeniyle klinik ve radyolojik açıdan özel bir öneme sahiptir (Alparlan, 2015; Ölmez, 2018). Maksiller sinüsün temel fonksiyonları arasında solunan havanın nemlendirilmesi ve ısıtılması, ses rezonansının düzenlenmesi, kraniyofasiyal iskeletin ağırlığının azaltılması ve yüz gelişimine katkı sağlanması yer almaktadır (White & Pharoah, 2019). Maksiller sinüsün embriyolojik gelişimi intrauterin yaşamın erken dönemlerinde başlamakta, çocukluk ve adolesan dönem boyunca maksillanın büyümesi ve dişlerin sürmesiyle birlikte sinüs hacminde belirgin artış görülmektedir (Chavanaz, 1990; Alparlan, 2015). Posterior maksiller diş köklerinin sinüs tabanı ile olan ilişkisi; yaş, dişsizlik durumu, alveoler kemik rezorpsiyonu ve pnömatizasyon derecesine bağlı olarak bireyler arasında önemli varyasyonlar göstermektedir (Kwok & Palomo, 2014; Ölmez, 2018). Bu yakın anatomik ilişki, odontojenik enfeksiyonların maksiller sinüse yayılması, diş çekimleri sırasında kök parçalarının sinüse ilerlemesi ve oroantral fistül oluşumu gibi komplikasyonlara zemin hazırlayabilmektedir (Brook, 2006; Ölmez, 2018). Maksiller sinüs; inflamatuvar hastalıklar, mukozal kalınlaşmalar, polipoid lezyonlar, kistik oluşumlar ve benign ya da malign neoplaziler gibi çok sayıda patolojiye ev sahipliği yapabilmektedir (Liu et al., 2017; Alparlan, 2015). Sinüs patolojilerinin önemli bir kısmı erken dönemde asemptomatik seyrettiğinden, klinik bulgular çoğu zaman yetersiz kalmakta ve radyolojik görüntüleme tanı sürecinin vazgeçilmez bir bileşeni haline gelmektedir (Maillet et al., 2011; White & Pharoah, 2019). Maksiller sinüsün değerlendirilmesinde görüntüleme yöntemleri yalnızca patolojik süreçlerin saptanmasını değil, aynı zamanda normal anatomik yapıların ve anatomik varyasyonların tanımlanmasını da amaçlamaktadır (Alparlan, 2015; Ölmez, 2018). Özellikle osteomeatal kompleks anatomisi, antral septalar, alveoler pnömatizasyon ve sinüs tabanı morfolojisi tedavi planlamasını ve cerrahi yaklaşımı doğrudan etkilemektedir (Scarfe et al., 2006; Kwok & Palomo, 2014). Bu nedenle maksiller sinüs görüntülemesinde kullanılacak yöntemin seçimi; klinik

1.Süleyman Demirel Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Bölümü,0000-0002-9255-6887

gereksinimler, elde edilmesi istenen anatomik detay düzeyi, radyasyon dozu ve maliyet gibi faktörler göz önünde bulundurularak yapılmalıdır (Scarfe & Farman, 2008; White & Pharoah, 2019).

Direkt (Konvansiyonel) Grafiler

Konvansiyonel direkt grafiler, maksiller sinüslerin görüntülenmesinde kullanılan en eski ve en yaygın radyolojik yöntemler arasında yer almaktadır (White & Pharoah, 2019). Bu görüntüleme teknikleri, uzun yıllar boyunca maksiller sinüs patolojilerinin ilk basamak değerlendirilmesinde kullanılmış, özellikle akut inflamatuvar durumların saptanmasında klinisyene yol gösterici olmuştur (Graham & Gibbs, 2017). Direkt grafiler, sinüs boşluğunun genel opasitesi, sıvı-hava seviyesi ve belirgin kemik yapılar hakkında sınırlı fakat hızlı bilgi sağlamaktadır (Alparslan, 2015).

Kullanılan Teknikler

Maksiller sinüsün değerlendirilmesinde kullanılan başlıca konvansiyonel radyografik teknikler şunlardır:

Waters (occipitomental) grafisi, maksiller sinüslerin anterior ve inferior duvarlarını en iyi gösteren projeksiyon olup, akut sinüzitte sıklıkla tercih edilmektedir (White & Pharoah, 2019). Bu grafide sinüs tabanı, alveoler kret ve sıvı-hava seviyeleri değerlendirilebilmekte; ancak etmoid ve frontal sinüslerle süperpozisyon sık izlenmektedir (Graham & Gibbs, 2017).

Caldwell grafisi, frontal ve anterior etmoid sinüslerle birlikte maksiller sinüsün üst bölümlerinin değerlendirilmesinde kullanılır (Türk Radyoloji Derneği, 2013). Bu projeksiyon, maksiller sinüs patolojilerinin sınırlı bir bölümünü gösterebilmekte olup genellikle destekleyici nitelik taşımaktadır (Alparslan, 2015).

Lateral kafa grafisi, sinüslerin anteroposterior boyutları hakkında genel bilgi vermesine rağmen, bilateral yapıların süperpozisyonu nedeniyle maksiller sinüs değerlendirmesinde sınırlı değere sahiptir (White & Pharoah, 2019).

Submentoverteks grafisi ise daha çok sfenoid ve etmoid sinüslerin değerlendirilmesinde kullanılsa da, maksiller sinüs posterior duvarı hakkında kısıtlı bilgi sağlayabilmektedir (Türk Radyoloji Derneği, 2013).

Avantajları

1.Süleyman Demirel Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Bölümü,0000-0002-9255-6887

Konvansiyonel direkt grafilerin en önemli avantajı, kolay ulaşılabilir, ekonomik ve hızlı uygulanabilir olmalarıdır(White&Pharoah,2019).

Bu yöntemlerde kullanılan radyasyon dozu, üç boyutlu görüntüleme tekniklerine kıyasla oldukça düşüktür ve bu durum özellikle çocuklar ve gebeler gibi hassas hasta gruplarında önem taşımaktadır (Scarfe&Farman,2008).

Akut sinüzit olgularında sinüs içerisinde sıvı seviyesinin ve total opasitenin saptanabilmesi, direkt grafilerin klinik değerini artırmaktadır (Graham & Gibbs, 2017).

Sınırlılıkları

Direkt grafilerin en önemli dezavantajı, iki boyutlu görüntüleme sağlamaları ve anatomik yapıların üst üste binmesine bağlı olarak yorum güçlüğü yaratmalarıdır (White & Pharoah, 2019).

Mukozal kalınlaşma, küçük polipoid lezyonlar, kistik oluşumlar ve erken dönem inflamatuvar değişiklikler çoğu zaman ayırt edilememektedir (Maillet et al., 2011). Ayrıca sinüs tabanı, osteomeatal kompleks ve diş kökleri ile olan ilişkiler hakkında ayrıntılı bilgi sunmamaları, diş hekimliği uygulamaları açısından önemli bir sınırlılık oluşturmaktadır (Alparslan, 2015).

Bu nedenlerle konvansiyonel direkt grafiler, günümüzde maksiller sinüs patolojilerinin detaylı değerlendirilmesinde yetersiz kalmakta, daha çok tarama ve ön değerlendirme amacıyla kullanılmakta; kesin tanı ve tedavi planlaması için ileri görüntüleme yöntemlerine başvurulmaktadır (Scarfe et al., 2006; Ölmez, 2018).

Panoramik Radyografi

Panoramik radyografi, maksilla ve mandibulayı çevreleyen anatomik yapıların tek bir görüntü üzerinde değerlendirilmesine olanak sağlayan, iki boyutlu ekstraoral bir görüntüleme yöntemidir (White & Pharoah,2019).

Diş hekimliğinde rutin tanısal süreçlerin önemli bir parçası olan panoramik radyografi, maksiller sinüslerin genel morfolojisinin ve dişlerle olan ilişkilerinin değerlendirilmesinde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılmaktadır (Alparslan, 2015).

Panoramik görüntüler, maksiller sinüs tabanı, sinüs içi opasiteler ve sinüs geometrisi hakkında genel bilgi sunarken; düşük radyasyon dozu ve geniş görüntü alanı sayesinde ilk basamak

görüntüleme yöntemi olarak tercih edilmektedir (Scarfe&Farman,2008). Ancak bu yöntemin iki boyutlu görüntüleme sağlaması, anatomik süperpozisyon ve geometrik distorsiyon gibi sınırlılıkları da beraberinde getirmektedir (Ölmez, 2018).

Klinik Kullanım Alanları

Panoramik radyografi, maksiller sinüsün genel morfolojisinin ve sinüsün alveoler proses ile olan ilişkilerinin değerlendirilmesinde diş hekimliği pratiğinde en sık kullanılan iki boyutlu görüntüleme yöntemlerinden biridir (White & Pharoah, 2019). Özellikle posterior maksiller diş kökleri ile maksiller sinüs tabanı arasındaki anatomik ilişkinin incelenmesinde panoramik radyografi yaygın şekilde kullanılmakta ve klinik karar verme sürecine ön bilgi sağlamaktadır (Ölmez, 2018; Sharan & Madjar, 2006).

Maksiller sinüs tabanının konfigürasyonu, alveoler pnömatizasyon derecesi ve diş çekimleri sonrası gelişebilecek sinüs tabanı değişiklikleri panoramik radyografiler aracılığıyla değerlendirilebilmektedir (Alparslan, 2015; Kwok & Palomo, 2014). Bu değerlendirme, özellikle implant planlaması, sinüs lift işlemleri ve posterior maksillada uygulanacak cerrahi girişimler öncesinde yol gösterici nitelik taşımaktadır (Tarakji et al., 2013).

Panoramik radyografi, maksiller sinüs tabanı devamlılığının dolaylı olarak değerlendirilmesine de olanak tanımaktadır. Sinüs taban konturundaki düzensizlikler, kesintiler veya belirgin incelmeler; oroantral perforasyon, odontojenik enfeksiyonlar veya cerrahi girişimlere bağlı komplikasyonların göstergesi olabilmektedir (Maillet et al., 2011; Brook, 2006). Ancak bu bulguların panoramik görüntülerde yalnızca şüphe uyandırıcı nitelik taşıdığı ve kesin tanı için ileri görüntüleme gerektirdiği unutulmamalıdır (Scarfe et al., 2006).

Büyük polipoid lezyonlar, total veya parsiyel sinüs opasiteleri ve ileri derecede mukozal kalınlaşmalar panoramik radyografilerde saptanabilen başlıca sinüs bulgularıdır (White & Pharoah, 2019; Graham & Gibbs, 2017). Akut ve kronik sinüzit olgularında sinüs içi opasifikasyonun varlığı panoramik radyografilerde izlenebilmekle birlikte, bu yöntemin sıvı seviyelerini ve erken mukozal değişiklikleri ayırt etme duyarlılığı sınırlıdır (Graham & Gibbs, 2017).

Odontojenik kaynaklı sinüs patolojilerinde panoramik radyografi; periapikal lezyonlar, periodontal kemik kayıpları ve sinüs tabanı ile ilişkili dental enfeksiyonların ilk değerlendirilmesinde yararlı bilgiler sunmaktadır (Brook, 2006; Maillet et al., 2011). Bu yönüyle panoramik görüntüleme, diş kaynaklı maksiller sinüzit olgularında etiyolojik

1.Süleyman Demirel Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Bölümü,0000-0002-9255-6887

faktörlerin belirlenmesinde başlangıç aşamasında önemli bir rol oynamaktadır (Liu et al., 2017).

Bununla birlikte osteomeatal kompleksin detaylı anatomik değerlendirilmesi, küçük mukozal kalınlaşmalar, erken dönem inflamatuvar değişiklikler ve sinüs içi ince yapısal varyasyonlar panoramik radyografilerle güvenilir biçimde ortaya konamamaktadır (Kwok & Palomo, 2014; Scarfe & Farman, 2008). Bu nedenle panoramik radyografi, maksiller sinüsün görüntülenmesinde tarama ve ön değerlendirme yöntemi olarak kabul edilmekte; patolojik bulgu saptanan veya cerrahi girişim planlanan olgularda ileri kesitsel görüntüleme yöntemleri ile desteklenmesi önerilmektedir (Scarfe et al., 2006; Ölmez, 2018).

Avantajları

Panoramik radyografinin en önemli avantajlarından biri, maksiller sinüsler, dişler, alveoler kemik ve çevre anatomik yapıların aynı anda tek bir görüntü alanı içinde değerlendirilebilmesidir (White & Pharoah, 2019). Bu geniş görüntü alanı, özellikle çoklu diş eksiklikleri, yaygın patolojiler ve bilateral karşılaştırma gerektiren durumlarda önemli kolaylık sağlamaktadır (Scarfe & Farman, 2008).

Radyasyon dozunun konvansiyonel bilgisayarlı tomografiye kıyasla daha düşük olması, panoramik radyografiyi rutin klinik kullanıma uygun hale getirmektedir (Ludlow et al., 2015). Ayrıca uygulama süresinin kısa olması, hasta konforu ve çekim kolaylığı, panoramik radyografinin sık tercih edilmesinin temel nedenleri arasında yer almaktadır (Alparslan, 2015).

Dezavantajları

Panoramik radyografinin başlıca dezavantajları arasında geometrik distorsiyon, magnifikasyon ve uzaysal çözünürlüğün sınırlı olması yer almaktadır (White & Pharoah, 2019). Özellikle posterior maksiller bölgede anatomik yapıların süperpozisyonu, sinüs tabanı ve diş kökleri arasındaki gerçek ilişkinin yanlış yorumlanmasına yol açabilmektedir (Ölmez, 2018).

Panoramik radyografi, kesitsel görüntü sağlamadığı için sinüs içi yapıların üç boyutlu değerlendirilmesine olanak tanımamaktadır (Scarfe et al., 2006). Bu durum, küçük polipoid lezyonlar, mukozal kalınlaşmalar ve sinüs tabanı perforasyonlarının güvenilir biçimde değerlendirilmesini sınırlandırmaktadır (Maillet et al., 2011).

Bu nedenlerle panoramik radyografi, maksiller sinüs patolojilerinin ve diş-sinüs ilişkilerinin cerrahi planlama öncesi ön değerlendirilmesinde yararlı bir yöntem olmakla birlikte, ayrıntılı anatomik analiz ve kesin tanı için tek başına yeterli değildir (Kwok & Palomo, 2014). şüpheli bulguların varlığında veya komplikasyon riskinin yüksek olduğu olgularda, panoramik radyografinin ileri görüntüleme yöntemleriyle desteklenmesi önerilmektedir (Scarfe & Farman, 2008).

Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografi (BT), maksiller sinüs ve osteomeatal kompleksin değerlendirilmesinde uzun yıllar boyunca altın standart görüntüleme yöntemi olarak kabul edilmiştir (Som & Curtin, 2011).

BT, aksiyel kesitlerden elde edilen yüksek uzaysal çözünürlüklü görüntüler ile kemik ve hava boşluklarının detaylı analizine olanak tanımakta, sinüs anatomisi ve patolojilerinin doğru biçimde ortaya konmasını sağlamaktadır (Lloyd et al., 2000; White & Pharoah, 2019).

Özellikle maksiller sinüsün kemik duvarları, ostiumu, osteomeatal kompleks komponentleri ve çevre anatomik yapıların değerlendirilmesinde BT, konvansiyonel grafi ve panoramik radyografiye kıyasla belirgin üstünlük göstermektedir (Hamilos, 2015). Bu nedenle BT, kronik sinüzitlerin etiyolojik değerlendirilmesi ve cerrahi planlama sürecinde uzun süre birincil görüntüleme yöntemi olarak kullanılmıştır (Kennedy & Zinreich, 2001).

Klinik Kullanım Alanları

Bilgisayarlı tomografi, kronik rinosinüzit olgularında maksiller sinüs patolojilerinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemlerden biridir (Lund & Kennedy, 1997). BT ile mukozal kalınlaşma, polipoid değişiklikler, sinüs opasifikasyonu ve osteomeatal kompleks tıkanıklıkları ayrıntılı olarak gösterilebilmektedir (Kennedy & Zinreich, 2001).

Travma olgularında BT, maksiller sinüs duvar kırıkları, orbital taban ilişkileri ve fasiyal kompleks hasarlarının değerlendirilmesinde temel görüntüleme yöntemidir (Som & Curtin, 2011).

Sinüs içerisine kanama ve serbest kemik fragmanlarının saptanması BT ile yüksek doğrulukla mümkündür (Beale et al., 2016).

Benign ve malign neoplastik lezyonlar açısından BT; lezyonun sinüs duvarlarına etkisi, kemik destrüksiyonu ve komşu yapılara yayılımın değerlendirilmesinde önemli bilgiler sunmaktadır (Lloyd et al., 2000). Özellikle malign lezyonlarda kemik erozyonu ve genişleme BT bulguları arasında yer almaktadır (Som & Curtin, 2011).

BT ayrıca cerrahi öncesi anatomik değerlendirme amacıyla, fonksiyonel endoskopik sinüs cerrahisi planlamasında yaygın olarak kullanılmaktadır (Kennedy & Zinreich, 2001). Maksiller sinüs ostiumu, osteomeatal kompleks varyasyonları ve çevre kritik yapıların konumu BT ile detaylı şekilde ortaya konulmaktadır (Hamilos, 2015).

Avantajları

Bilgisayarlı tomografinin en önemli avantajı, yüksek uzaysal çözünürlük sağlamasıdır. Özellikle kemik dokunun gösteriminde üstün performans sunan BT, maksiller sinüsün anterior, posterior, medial ve inferior duvarlarını ayrıntılı biçimde değerlendirme olanağı verir (Som & Curtin, 2011).

BT'nin multiplanar görüntüleme yeteneği sayesinde aksiyel, koronal ve sagittal düzlemlerde sinüs anatomisi ayrıntılı olarak incelenebilmektedir (Lloyd et al., 2000). Bu özellik, osteomeatal kompleksin açıklığı, maksiller sinüs ostiumunun durumu ve mukozal kalınlaşmaların yayılımını doğru biçimde göstermektedir (Hamilos, 2015).

Ayrıca BT, kemik destrüksiyonu, sinüs duvar erozyonu ve kalsifikasyon içeren lezyonların değerlendirilmesinde yüksek tanısal doğruluğa sahiptir (Beale et al., 2016). Bu durum, özellikle neoplastik süreçlerin ve invaziv enfeksiyonların ayırıcı tanısında BT'yi vazgeçilmez kılmaktadır (Som & Curtin, 2011).

Dezavantajları

Bilgisayarlı tomografinin en önemli dezavantajı, görece yüksek radyasyon dozuna sahip olmasıdır.

Özellikle dental kaynaklı maksiller sinüs patolojilerinin değerlendirilmesinde, hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu önemli bir sınırlılık oluşturmaktadır (Ludlow et al., 2015).

Ayrıca BT görüntüleme alanı, diş hekimliği uygulamaları açısından çoğu zaman gereğinden geniş olup, sadece maksiller sinüs ve alveoler yapılarla sınırlı değerlendirme için optimal değildir (Scarfe et al., 2006). Bu durum, daha düşük dozla yeterli anatomik bilgi sağlayabilen konik ışınli bilgisayarlı tomografinin (KIBT) dental pratikte ön plana çıkmasına neden olmuştur (Scarfe & Farman, 2008).

Sonuç olarak BT, maksiller sinüs ve osteomeatal kompleks değerlendirilmesinde yüksek tanısal doğruluk sunsa da, rutin dental uygulamalarda yerini giderek KIBT'ye bırakmakta, daha çok medikal endikasyonlar, yaygın patolojiler ve karmaşık cerrahi planlamalar için tercih edilmektedir (White & Pharoah, 2019; Hamilos, 2015).

Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT), dental ve maksillofasiyal uygulamalar için geliştirilmiş, üç boyutlu görüntüleme sağlayan ileri radyolojik bir tekniktir (Scarfe et al., 2006). KIBT sistemleri, konvansiyonel bilgisayarlı tomografiden farklı olarak konik şekilde X-ışını demeti kullanmakta ve tek rotasyonda geniş bir anatomik hacmi görüntüleyebilmektedir (Scarfe & Farman, 2008).

Maksiller sinüsün görüntülenmesinde KIBT; sinüs tabanı, diş kökleri, alveoler kemik ve sinüs içi yapılar arasındaki ilişkileri yüksek uzaysal çözünürlükle ortaya koyması nedeniyle, özellikle diş hekimliği pratğinde tercih edilen bir görüntüleme yöntemi haline gelmiştir (White & Pharoah, 2019). Bu yöntem, dental kaynaklı maksiller sinüs patolojilerinin değerlendirilmesinde hem tanısal doğruluğu artırmakta hem de tedavi planlamasının daha güvenli yapılmasına olanak sağlamaktadır (Ölmez, 2018).

Klinik Kullanım Alanları

KIBT, diş kökleri ile maksiller sinüs arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde günümüzde referans yöntemlerden biri olarak kabul edilmektedir (Ölmez, 2018). Diş köklerinin sinüs tabanı

altında, sinüs tabanı ile temas halinde veya sinüs kavitesi içerisine uzanım gösterip göstermediği KIBT ile açık biçimde tanımlanabilmektedir (Sharan & Madjar, 2006).

Sinüs tabanı perforasyonları ve oroantral ileti şüphesi bulunan olgularda KIBT, perforasyonun yeri ve boyutunu göstermede yüksek tanısal doğruluk sağlamaktadır (Scarfe et al., 2006). Bu özellik, özellikle diş çekimleri, implant uygulamaları ve apikal cerrahi sonrası komplikasyonların değerlendirilmesinde önem taşımaktadır (White & Pharoah, 2019).

Odontojenik sinüzit olgularında KIBT, sinüs içi mukozal kalınlaşmaların dental patolojilerle ilişkisini ortaya koyarak etiyolojik faktörlerin belirlenmesine katkı sağlamaktadır. Bu sayede sinüs patolojisinin dental veya rinolojik kökenli olduğuna yönelik ayırım daha güvenilir biçimde yapılabilmektedir (Maillet et al., 2011; Liu et al., 2017).

İmplant planlaması sürecinde KIBT, maksiller sinüs tabanı ile alveoler kemik arasındaki mesafeyi ve sinüs içi anatomik varyasyonları detaylı biçimde göstermektedir (Mischkowski et al., 2007).

Sinüs lift operasyonları öncesinde antral septaların varlığı, lokalizasyonu ve pnömatizasyon derecesi KIBT ile güvenilir biçimde değerlendirilebilmektedir (Alparslan, 2015).

Avantajları

KIBT'nin en önemli avantajlarından biri, konvansiyonel BT'ye kıyasla daha düşük radyasyon dozu ile yüksek uzaysal çözünürlük sunmasıdır (Ludlow et al., 2015). Bu özellik, özellikle posterior maksillada sınırlı alan incelemesi gerektiren olgularda hastanın gereksiz radyasyona maruz kalmasını engellemektedir (Scarfe & Farman, 2008).

KIBT görüntüleri, izotropik vokseller sayesinde her düzlemde eşit çözünürlük sağlayarak doğru ve güvenilir ölçümler yapılmasına olanak tanımaktadır (Mischkowski et al., 2007). Bu durum, maksiller sinüs tabanı kalınlığının belirlenmesi, diş köklerinin sinüsle olan mesafesinin ölçülmesi ve alveoler kemik yüksekliğinin değerlendirilmesi açısından klinik olarak büyük önem taşımaktadır (Sharan & Madjar, 2006).

KIBT'nin sunduğu üç boyutlu kesitsel görüntüler, diş-sinüs ilişkilerinin ayrıntılı biçimde değerlendirilmesini mümkün kılmaktadır. Özellikle maksiller premolar ve molar diş köklerinin sinüs tabanı ile olan konumu, panoramik radyografilere kıyasla daha doğru ve güvenilir biçimde ortaya konabilmektedir (Ölmez, 2018; Kwok & Palomo, 2014).

Sınırlılıkları

1.Süleyman Demirel Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Bölümü,0000-0002-9255-6887

KIBT'nin en önemli sınırlılıklarından biri, yumuşak doku kontrastının düşük olmasıdır. Bu nedenle sinüs mukozasının inflamatuvar ve neoplastik değişikliklerinin ayırt edilmesinde MRG'ye kıyasla yetersiz kalabilmektedir (White & Pharoah, 2019).

Ayrıca KIBT görüntüleri, metal artefaktlara duyarlıdır; dental restorasyonlar, implantlar ve ortodontik apareyler görüntü kalitesini olumsuz etkileyebilmektedir (Scarfe & Farman, 2008). Bu durum, sinüs tabanı ve çevre dokuların değerlendirilmesini zorlaştırabilmekte ve tanısal doğruluğu sınırlayabilmektedir.

Sonuç olarak KIBT, maksiller sinüsün dental kaynaklı anatomik ve patolojik değerlendirilmesinde üstün avantajlar sunmasına karşın, yumuşak doku odaklı patolojilerde ve malignite şüphesinde tek başına yeterli olmayıp diğer görüntüleme yöntemleri ile birlikte değerlendirilmelidir (Liu et al., 2017; White & Pharoah, 2019).

Ultrasonografi (USG)

Ultrasonografi (USG), iyonizan radyasyon içermemesi nedeniyle güvenli bir görüntüleme yöntemi olmakla birlikte, maksiller sinüslerin değerlendirilmesinde sınırlı bir role sahiptir (White & Pharoah, 2019). USG, temel olarak yumuşak dokuların ve sıvı içeren yapıların görüntülenmesine olanak tanıyan bir yöntem olup, kemik dokunun akustik dalgaları büyük ölçüde yansıtması nedeniyle paranazal sinüslerin değerlendirilmesinde kısıtlı bilgi sunmaktadır (Gikas et al., 2014).

Maksiller sinüs değerlendirmesinde USG'nin tanısal değeri, sinüs boşluğunun hava veya sıvı ile dolu olmasına bağlı olarak değişmektedir. Normalde hava ile dolu olan maksiller sinüs, ultrason dalgalarının geçişine izin vermediğinden görüntülenememektedir; buna karşılık sıvı, püy veya yoğun sekresyon varlığında USG ile dolaylı değerlendirme mümkün olabilmektedir (Vuković et al., 2016).

Kullanım Alanları

Ultrasonografi, maksiller sinüs içerisinde sıvı varlığının tespiti amacıyla kullanılabilir. Akut sinüzit olgularında gelişen eksüda veya püy birikimi, USG'de posterior duvar ekojenitesinde artış ve sinüs içi sıvıya bağlı yankı değişiklikleri şeklinde dolaylı bulgularla saptanabilmektedir (Puhakka et al., 2000; Gikas et al., 2014).

Özellikle çocuk hastalarda maksiller sinüslerin ilk değerlendirilmesinde USG, radyasyon içermemesi nedeniyle tercih edilebilmektedir (Vuković et al., 2016). Benzer şekilde gebelerde, 1.Süleyman Demirel Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Bölümü,0000-0002-9255-6887

zorunlu klinik durumlarda maksiller sinüs patolojilerinden şüphelenildiğinde USG, BT veya KIBT'ye alternatif bir ön değerlendirme yöntemi olarak kullanılabilir (White & Pharoah, 2019).

Bununla birlikte USG'nin, yalnızca sıvı ile dolu sinüslerde sınırlı bilgi sağladığı ve detaylı anatomik değerlendirme veya etiyolojik analiz için yeterli olmadığı vurgulanmaktadır (Gikas et al., 2014).

Avantajları

Ultrasonografinin en önemli avantajı, iyonizan radyasyon içermemesidir. Bu özellik, özellikle çocuklar ve gebeler gibi radyasyona hassas hasta gruplarında maksiller sinüslerin ilk değerlendirilmesinde USG'yi güvenli bir seçenek haline getirmektedir (Puhakka et al., 2000).

USG cihazlarının taşınabilir olması ve yatak başında hızlı uygulanabilmesi, acil durumlarda ve poliklinik koşullarında pratik kullanım sağlamaktadır (Gikas et al., 2014). Ayrıca USG, kısa sürede tekrarlanabilir olması sayesinde aynı hastada izlem amaçlı değerlendirmelerde de avantaj sunmaktadır (Vuković et al., 2016).

Kısıtlılıkları

Ultrasonografinin maksiller sinüs görüntülemesindeki temel kısıtlılığı, kemik dokunun görüntülenememesidir.

Maksiller sinüsün kemik duvarları, osteomeatal kompleks ve sinüs tabanı USG ile doğrudan değerlendirilememektedir (White & Pharoah, 2019).

Ayrıca USG sonuçları operatöre bağımlıdır; prob pozisyonu, uygulanan basınç ve deneyim düzeyi tanısal doğruluğu doğrudan etkilemektedir (Puhakka et al., 2000).

Bu durum, yöntemin standardizasyonunu güçleştirmekte ve farklı merkezlerde elde edilen sonuçlar arasında değişkenliğe yol açmaktadır (Vuković et al., 2016).

USG; mukozal kalınlaşmaların derecesi, polipoid lezyonlar, kistik oluşumlar, odontojenik ilişkiler ve sinüs tabanı bütünlüğünün değerlendirilmesinde yetersiz kalmaktadır (Gikas et al., 2014).

Bu nedenle ultrasonografi, maksiller sinüs patolojilerinin tanısında tek başına yeterli bir yöntem olarak kabul edilmemekte, daha çok tarama ve ön değerlendirme amacıyla kullanılmakta; şüpheli durumlarda kesitsel görüntüleme yöntemleri ile desteklenmesi önerilmektedir (White & Pharoah, 2019).

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), iyonizan radyasyon kullanmadan yüksek kontrastlı yumuşak doku görüntüleri elde edilmesine olanak tanıyan ileri bir görüntüleme yöntemidir (Som & Curtin, 2011).

Maksiller sinüs patolojilerinin değerlendirilmesinde MRG, özellikle yumuşak doku bileşenlerinin ortaya konması, lezyon karakterizasyonu ve komşu anatomik yapılara yayılımının belirlenmesi açısından önemli bir tamamlayıcı rol üstlenmektedir (Beale et al., 2016).

MRG, kemik yapıların değerlendirilmesinde bilgisayarlı tomografinin gerisinde kalmasına karşın, sinüs mukozası, tümör dokusu, inflamatuvar yumuşak doku değişiklikleri ve orbital komşuluklar açısından üstün görüntüleme kapasitesine sahiptir (White & Pharoah, 2019). Bu nedenle maksiller sinüs patolojilerinde BT veya KIBT ile birlikte kullanılan tamamlayıcı bir yöntem olarak kabul edilmektedir (Harnsberger et al., 2017).

Klinik Kullanım Alanları

MRG, maksiller sinüsün benign ve malign neoplastik lezyonlarının değerlendirilmesinde önemli bir görüntüleme yöntemidir. Özellikle yumuşak doku kökenli tümörlerde, tümörün sınırlarının belirlenmesi, içerik özellikleri ve komşu anatomik yapılara invazyonunun ortaya konmasında yüksek tanısal doğruluk sunmaktadır (Beale et al., 2016).

Mukozal patolojilerin değerlendirilmesinde MRG, mukozal kalınlaşma, polipoid değişiklikler ve kronik inflamatuvar süreçlerin değerlendirilmesinde BT'ye ek bilgiler sağlamaktadır (White & Pharoah, 2019).

Ayrıca mukus retansiyon kistleri ve fungal sinüzit gibi spesifik patolojiler, MRG karakteristik sinyal özellikleri sayesinde ayırt edilebilmektedir (Harnsberger et al., 2017).

MRG'nin önemli kullanım alanlarından biri de orbita ve yumuşak doku yayılımının değerlendirilmesidir.

Maksiller sinüs kaynaklı neoplastik veya inflamatuvar süreçlerin orbital dokulara, pterigopalatin fossaya ve infratemporal boşluğa uzanımı MRG ile ayrıntılı biçimde incelenebilmektedir (Som & Curtin, 2011).

Avantajları

MRG'nin en önemli avantajı, iyonizan radyasyon içermemesidir. Bu özellik, özellikle genç hastalar ve tekrarlayan görüntüleme gereksinimi bulunan olgularda hasta güvenliği açısından önemli bir üstünlük sağlamaktadır (Som & Curtin, 2011).

MRG, yüksek yumuşak doku kontrastı sunarak mukozal kalınlaşmalar, yumuşak doku kitleleri ve sıvı içerikli patolojilerin ayrıntılı biçimde ayırt edilmesine olanak tanımaktadır (Harnsberger et al., 2017).

T1- ve T2-ağırlıklı sekanslar ile yağ baskılı görüntüler, maksiller sinüs içeriğinin karakteri hakkında değerli bilgiler sunmaktadır (Beale et al., 2016).

Ayrıca MRG, tümör-inflamasyon ayırımında belirgin üstünlük göstermektedir. Kontrastlı incelemelerde tümör dokusunun yoğun ve heterojen kontrast tutulumu, inflamatuvar mukozal kalınlaşmalardan ayırt edilmesine yardımcı olmaktadır (Som & Curtin, 2011; Harnsberger et al., 2017).

Dezavantajları

MRG'nin maksiller sinüs değerlendirmesindeki en önemli dezavantajı, kemik detaylarının sınırlı olarak görüntülenmesidir. Kemik duvar erozyonları, osteomeatal kompleksin kemik yapıları ve alveoler kemik ilişkileri MRG ile BT'ye kıyasla daha yetersiz değerlendirilmektedir (White & Pharoah, 2019).

Ayrıca MRG, yüksek maliyet, uzun çekim süresi ve hasta uyumuna bağlı artefaktlara yatkınlık gibi pratik sınırlılıklar içermektedir (Beale et al., 2016). Klostrofobi, metal implantlar ve hareket artefaktları gibi durumlar MRG'nin uygulanabilirliğini kısıtlayabilmektedir (Harnsberger et al., 2017).

Bu nedenlerle MRG, maksiller sinüs görüntülemesinde rutin bir inceleme yöntemi olmaktan ziyade, yumuşak doku ağırlıklı patolojilerde ve yayılım şüphesi bulunan olgularda BT veya KIBT'ye tamamlayıcı bir yöntem olarak kullanılmaktadır (Som & Curtin, 2011; White & Pharoah, 2019).

Anjiografi

Anjiografi, arteriyel ve venöz vasküler yapıların kontrast madde kullanılarak ayrıntılı biçimde görüntülenmesini sağlayan invaziv bir radyolojik yöntemdir (Kuhnen et al., 2017). Maksiller sinüs patolojilerinde anjiografi, sinüs duvarları ve komşu anatomik yapılardan kaynaklanan vasküler lezyonların tanı ve tedavi planlamasında özel bir yere sahiptir (Som & Curtin, 2011).

Maksiller sinüs bölgesi, maksiller arter dalları başta olmak üzere zengin bir vasküler ağ ile beslenmektedir. Bu nedenle sinüsle ilişkili tümöral oluşumlar, inflamatuvar süreçler ve travmatik durumlar ciddi vasküler komplikasyonlara yol açabilmekte, bu durumlarda anjiyografik değerlendirme tanısal açıdan kritik önem taşımaktadır (Harnsberger et al., 2017).

Kullanım Alanları

Anjiografinin maksiller sinüsle ilişkili en önemli kullanım alanlarından biri, vasküler tümörlerin değerlendirilmesidir. Özellikle juvenil nazofaringeal anjiyofibrom gibi yüksek derecede vaskülarize tümörlerde, tümörün besleyici damarlarının ortaya konması anjiografi ile mümkün olmaktadır (Lloyd et al., 2000; Som & Curtin, 2011). Bu tür lezyonlarda anjiografi, yalnızca tanısal amaçla değil, aynı zamanda tedaviye yönelik girişimlerin planlanmasında da temel rol oynamaktadır (Kuhnen et al., 2017).

Epistaksis etyolojisinin araştırılması, anjiografinin bir diğer önemli klinik kullanım alanıdır. Şiddetli, tekrarlayan veya konservatif tedavilere dirençli epistaksis olgularında, maksiller arter ve dallarından kaynaklanan kanama odakları selektif anjiografi ile saptanabilmektedir (Wormald et al., 2014). Bu sayede kanamanın kesin kaynağı belirlenebilmekte ve hedefe yönelik tedavi planlanabilmektedir (Harnsberger et al., 2017).

Anjiografi aynı zamanda preoperatif embolizasyon planlamasında vazgeçilmez bir yöntemdir. Maksiller sinüsle ilişkili vasküler tümörlerde veya cerrahi sırasında ciddi kanama riski bulunan

olgularda, tümörü besleyen damarların önceden embolize edilmesi cerrahi komplikasyonları belirgin şekilde azaltmaktadır (Som & Curtin, 2011; Kuhnen et al., 2017). Bu yaklaşım, görüş alanının iyileştirilmesi, operasyon süresinin kısaltılması ve perioperatif kan kaybının azaltılması açısından klinik fayda sağlamaktadır (Lloyd et al., 2000).

Değerlendirme ve Sınırlılıklar

Anjiyografi, maksiller sinüsle ilişkili vasküler patolojilerin değerlendirilmesinde üstün tanısal doğruluk sağlamakla birlikte, invaziv bir yöntem olması nedeniyle rutin kullanım için uygun değildir (Wormald et al., 2014). İyonizan radyasyon, kontrast maddeye bağlı reaksiyonlar ve vasküler girişime bağlı komplikasyonlar yöntemin başlıca sınırlılıkları arasında yer almaktadır (Kuhnen et al., 2017).

Günümüzde BT anjiyografi (BTA) ve MR anjiyografi (MRA) gibi non-invaziv tekniklerin gelişmesi, klasik dijital subtraksiyon anjiyografisinin (DSA) kullanımını sınırlamıştır. Buna karşın DSA, tanısal doğruluğu ve eş zamanlı embolizasyon olanağı nedeniyle terapötik amaçlı girişimlerde halen altın standart olarak kabul edilmektedir (Som & Curtin, 2011; Harnsberger et al., 2017).

Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)

Pozitron emisyon tomografisi (PET), hücrel metabolizma temeline dayanan fonksiyonel bir görüntüleme yöntemi olup, radyofarmasötiklerin dokular tarafından tutulma derecesini ortaya koyarak biyolojik aktivite hakkında bilgi sağlamaktadır (Wahl et al., 2009). Maksiller sinüs patolojilerinde PET, anatomik görüntüleme yöntemlerinden ziyade metabolik aktivitenin değerlendirilmesine olanak tanınması nedeniyle özellikle neoplastik süreçlerin incelenmesinde önemli bir role sahiptir (Som & Curtin, 2011).

En sık kullanılan radyofarmasötik olan 18F-florodeoksiglukoz (18F-FDG), artmış glukoz metabolizması gösteren malign hücrelerde yüksek tutulumu uğramakta ve bu sayede aktif tümör dokusu saptanabilmektedir (Lindholm et al., 2019). Bu özellik, PET'i maksiller sinüs ve sinonazal bölgede yer alan malignitelerin değerlendirilmesinde değerli bir tamamlayıcı yöntem haline getirmektedir (Helsen et al., 2018).

Klinik Kullanımı

PET'in maksiller sinüsle ilişkili en önemli klinik kullanım alanlarından biri, malign tümörlerin evrenmesidir.

1.Süleyman Demirel Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Bölümü,0000-0002-9255-6887

Sinonazal malignitelerde primer tümörün metabolik aktivitesinin belirlenmesi, bölgesel lenf nodu tutulumu ve uzak metastazların saptanması PET ile yüksek duyarlılıkla gerçekleştirilebilmektedir (Abgral et al., 2016).

Nüks ve metastaz araştırılması, PET'in maksiller sinüs tümörlerinde yaygın kullanım alanlarından biridir.

Cerrahi, radyoterapi veya kemoterapi sonrası gelişen postoperatif skar dokusu ve rezidüel tümör ayırımında anatomik görüntüleme yöntemleri yetersiz kalabilmekte; buna karşın PET, artmış metabolik aktivite göstermesi sayesinde nüks tümör dokusunun ayırt edilmesine olanak tanımaktadır (Wahl et al., 2009; Helsen et al., 2018).

PET'in klinik değerini artıran en önemli gelişme, PET/BT kombinasyonudur. PET/BT, fonksiyonel metabolik verileri yüksek çözünürlüklü anatomik görüntülerle birleştirerek maksiller sinüs içerisindeki lezyonların kesin lokalizasyonunu, boyutlarını ve komşu yapılara ilişkisini ortaya koymaktadır (Lindholm et al., 2019). Bu sayede lezyonun sinüs tabanı, medial duvar, orbita veya kafa tabanı ile olan bağlantısı daha doğru biçimde değerlendirilebilmektedir (Som & Curtin, 2011).

PET/BT, ayrıca tedavi yanıtının izlenmesinde ve prognozun belirlenmesinde de önemli katkılar sağlamaktadır.

Tedavi sonrası azalmış FDG tutulumu, olumlu tedavi yanıtının göstergesi olarak kabul edilirken; persistan veya artmış tutulum, rezidüel ya da progresif hastalığı düşündürmektedir (Abgral et al., 2016).

Değerlendirme ve Sınırlılıklar

PET'in maksiller sinüs patolojilerindeki temel sınırlılığı, inflamatuvar ve enfeksiyöz süreçlerde de artmış FDG tutulumu izlenebilmesidir. Bu durum, özellikle kronik sinüzit ve postoperatif inflamasyon varlığında yalancı pozitif sonuçlara yol açabilmektedir (Helsen et al., 2018). Ayrıca PET, sınırlı uzaysal çözünürlük, yüksek maliyet ve iyonizan radyasyona maruziyet gibi dezavantajlara sahiptir (Lindholm et al., 2019). Bu nedenle PET, maksiller sinüsün rutin değerlendirilmesinde tercih edilmemekte; daha çok malignite şüphesi, evreleme ve takip amaçlı kullanılmaktadır (White & Pharoah, 2019).

Sonuç olarak PET ve özellikle PET/BT, maksiller sinüs malignitelerinde anatomik görüntüleme yöntemlerini tamamlayıcı, fonksiyonel bilgi sağlayan ileri bir görüntüleme yöntemidir; ancak

benign ve inflamatuvar sinüs patolojilerinde sınırlı endikasyona sahiptir (Som & Curtin, 2011; Helsen et al., 2018).

Endoskopi

Endoskopi, rijit veya fleksibl endoskoplar yardımıyla nazal kavite ve paranasal sinüs ostiumlarının doğrudan görsel olarak değerlendirilmesini sağlayan invaziv bir tanı ve tedavi yöntemidir (Kennedy, 2001).

Maksiller sinüs patolojilerinin değerlendirilmesinde endoskopi, özellikle osteomeatal kompleksin fonksiyonel durumunun analiz edilmesi ve sinüs drenaj yollarının doğrudan gözlemlenebilmesi açısından benzersiz bir klinik değer taşımaktadır (Stammberger & Kennedy, 1995).

Endoskopik değerlendirme, radyolojik yöntemlerle elde edilen bulguların doğrulanması ve klinik ile korelasyonunun sağlanmasında önemli bir tamamlayıcı yöntem olarak kabul edilmektedir (Wormald, 2013).

Bu nedenle endoskopi, maksiller sinüs hastalıklarında görüntüleme ve klinik muayene arasında köprü görevi görmektedir (Hamilos, 2015).

Avantajları

Endoskopinin en önemli avantajı, osteomeatal kompleksin doğrudan değerlendirilmesine olanak tanımasıdır.

Maksiller sinüs ostiumunun açıklığı, mukozal ödem, sekresyon varlığı ve polipoid değişiklikler endoskopik inceleme sırasında doğrudan gözlemlenebilmektedir (Stammberger & Kennedy, 1995; Wormald, 2013).

Endoskopi, biyopsi alma olanağı sunması sayesinde, maksiller sinüs ve komşu nazal yapı kökenli lezyonların histopatolojik tanısının konulmasında önemli bir rol oynamaktadır (Kennedy, 2001).

Şüpheli mukozal alanlardan veya kitle lezyonlarından hedefe yönelik biyopsi alınabilmesi, özellikle neoplastik patolojilerin erken tanısında klinik fayda sağlamaktadır (Hamilos, 2015).

Ayrıca endoskopi, tanı ve tedavinin eş zamanlı olarak gerçekleştirilebilmesine imkân tanımaktadır.

Fonksiyonel endoskopik sinüs cerrahisi (FESS) kapsamında maksiller sinüs ostiumunun genişletilmesi, patolojik dokuların temizlenmesi ve drenajın sağlanması mümkün olmakta;

böylece hem tanısal hem de terapötik kazanım elde edilmektedir (Stammberger & Kennedy, 1995; Wormald, 2013).

Sınırlılıkları

Endoskopinin maksiller sinüs değerlendirmesindeki en önemli sınırlılığı, görüntüleme alanının sınırlı olmasıdır.

Endoskopik inceleme esas olarak nazal kavite, orta meatus ve maksiller sinüs ostiumunu kapsamaktadır; sinüs kavitesinin derin ve posterior bölümleri doğrudan görüntülenememektedir (Kennedy, 2001; White & Pharoah, 2019).

Bir diğer önemli sınırlılık, kemik yapıların doğrudan değerlendirilememesidir. Maksiller sinüsün kemik duvarları, alveoler kemik ilişkileri ve osteomeatal kompleksin kemik varyasyonları endoskopi ile ayrıntılı olarak değerlendirilememekte; bu nedenle kemik patolojilerinin analizinde radyolojik görüntüleme yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır (Harnsberger et al., 2017).

Ayrıca endoskopi, invaziv bir işlem olması nedeniyle enfeksiyon, kanama ve hasta konforunun azalması gibi potansiyel riskler taşımaktadır (Wormald, 2013). Bu nedenlerle endoskopi, maksiller sinüs patolojilerinde tek başına yeterli bir tanı yöntemi olarak kabul edilmemekte; BT, KIBT veya MRG gibi görüntüleme yöntemleri ile birlikte değerlendirilmesi önerilmektedir (White & Pharoah, 2019).

Sonuç olarak endoskopi, maksiller sinüs hastalıklarının değerlendirilmesinde fonksiyonel ve dinamik bilgi sunan, ancak anatomik detay açısından sınırlı olan bir yöntemdir; bu nedenle multidisipliner yaklaşım kapsamında radyolojik yöntemleri tamamlayıcı bir araç olarak kullanılmalıdır (Hamilos, 2015).

SONUÇ

Maksiller sinüs, anatomik konumu, üst çene dişleri ile yakın ilişkisi ve geniş patolojik spektrumu nedeniyle multidisipliner yaklaşım gerektiren bir anatomik yapıdır. Dental, rinolojik ve onkolojik kökenli birçok hastalığın ortak kesişim noktasında yer alması, maksiller sinüs patolojilerinin tanı ve tedavi sürecinde doğru görüntüleme yönteminin seçimini kritik hale getirmektedir (White & Pharoah, 2019).

Konvansiyonel direkt grafiler ve panoramik radyografi, düşük maliyetli ve kolay uygulanabilir olmaları nedeniyle ilk basamak değerlendirmede yararlı olsa da, süperpozisyon, distorsiyon ve

1.Süleyman Demirel Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Bölümü,0000-0002-9255-6887

kesitsel bilgi eksikliği gibi nedenlerle sınırlı tanısal değer sunmaktadır. Bu yöntemler günümüzde daha çok tarama ve ön değerlendirme amacıyla kullanılmakta, şüpheli bulguların varlığında ileri görüntüleme yöntemleri ile desteklenmektedir.

Bilgisayarlı tomografi (BT), uzun yıllar maksiller sinüs ve osteomeatal kompleksin değerlendirilmesinde altın standart olarak kabul edilmiş; yüksek uzaysal çözünürlüğü ve multiplanar görüntüleme olanağı sayesinde özellikle medikal ve cerrahi planlama süreçlerinde önemli katkılar sağlamıştır. Bununla birlikte görece yüksek radyasyon dozu ve dental uygulamalar için geniş görüntüleme alanı gerektirmesi, BT'nin kullanımını belirli endikasyonlarla sınırlamıştır (Som & Curtin, 2011).

Konik ışıklı bilgisayarlı tomografi (KIBT), dental ve maksillofasiyal uygulamalar için optimize edilmiş yapısı, düşük radyasyon dozu ve yüksek uzaysal çözünürlüğü sayesinde maksiller sinüsün dental kaynaklı patolojilerinde günümüzde ön plana çıkan bir görüntüleme yöntemi haline gelmiştir. Özellikle diş-sinüs ilişkileri, sinüs tabanı perforasyonları, odontojenik sinüzit ve implant planlaması gibi alanlarda yüksek tanısal doğruluk sunmaktadır (Scarfe & Farman, 2008).

Ultrasonografi, iyonizan radyasyon içermemesi nedeniyle güvenli bir görüntüleme yöntemi olmakla birlikte, kemik dokuyu yeterince değerlendirememesi ve sonuçlarının büyük ölçüde operatör deneyimine bağlı olması nedeniyle maksiller sinüs patolojilerinin değerlendirilmesinde sınırlı bir role sahiptir (Cotti et al., 2003; White & Pharoah, 2019). Buna karşılık manyetik rezonans görüntüleme (MRG), üstün yumuşak doku kontrastı sağlaması sayesinde inflamatuvar ve neoplastik lezyonların ayırt edilmesinde önemli avantajlar sunmaktadır. Özellikle neoplastik lezyonların karakterizasyonu ile komşu yumuşak dokulara ve çevre anatomik yapılara yayılımının değerlendirilmesinde MRG, bilgisayarlı tomografiye tamamlayıcı ve bazı durumlarda üstün bir yöntem olarak kabul edilmektedir (Mafee et al., 2006; Som & Curtin, 2011).

Fonksiyonel görüntüleme sağlayan pozitron emisyon tomografisi (PET) ve PET/bilgisayarlı tomografi (PET/BT), maksiller sinüs malignitelerinde evreleme, nüks ve uzak metastazların araştırılmasında yüksek duyarlılık sunmaktadır. Ancak, artmış glukoz metabolizmasına bağlı olarak inflamatuvar süreçlerde yalancı pozitif sonuçlar verebilmesi ve yüksek maliyetli yöntemler olması nedeniyle rutin klinik kullanım için uygun değildir (Schöder & Yeung, 2004; Wong et al., 2012; Roh et al., 2007). Buna karşılık anjiyografi ve endoskopi, rutin tanısal

yöntemler olmamakla birlikte, seçilmiş olgularda vasküler patolojilerin tanısı, epistaksis kontrolü, hedeflenmiş biyopsi alınması ve cerrahi planlamanın yapılması gibi özel endikasyonlarda vazgeçilmez yöntemler olarak önemini korumaktadır (Lasjaunias et al., 2001; Cullen & Tami, 1998; Stammberger & Posawetz, 1990; Kennedy & Adappa, 2011).

Sonuç olarak, maksiller sinüs görüntülemesinde tek başına ideal bir yöntem bulunmamaktadır. Klinik bulgular, ön tanı, hastaya özgü riskler ve elde edilmesi hedeflenen tanısal bilgi doğrultusunda doğru yöntemin seçilmesi esastır. Güncel yaklaşımda, panoramik radyografi ve KIBT dental pratikte ön değerlendirme aracı olarak öne çıkarken; BT, MRG, PET, anjiyografi ve endoskopi daha çok spesifik ve ileri klinik senaryolarda tamamlayıcı olarak kullanılmalıdır. Bu bütüncül ve basamaklı yaklaşım, doğru tanı koyma, komplikasyonların azaltılması ve etkin tedavi planlaması açısından temel öneme sahiptir.

Kaynakça/Reference

1. Abgral, R., Keromnes, N., Robin, P., Le Roux, P. Y., Querellou, S., Marianowski, R., & Salaun, P. Y. (2016). Prognostic value of FDG PET/CT in sinonasal malignancies. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 43(2), 249–258. <https://doi.org/10.1007/s00259-015-3161-0>
2. Alparslan, Y. N. (2015). *Maksiller sinüsün anatomik değişiklikleri ve patolojilerinin panoramik radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile değerlendirilmesi* (Doktora tezi). Ankara Üniversitesi, Ankara.
3. Beale, T. J., Madani, G., Hobson, M., Curtis, J., & Darby, M. (2016). Imaging of sinonasal tumours. *Cancer Imaging*, 16(1), 19. <https://doi.org/10.1186/s40644-016-0075-7>
4. Brook, I. (2006). Sinusitis of odontogenic origin. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 135(3), 349–355. <https://doi.org/10.1016/j.otohns.2006.03.020>
5. Chavanaz, M. (1990). Maxillary sinus: Anatomy, physiology, development, and pathology. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 48(2), 132–143. [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(90\)90309-5](https://doi.org/10.1016/0278-2391(90)90309-5)
6. Cotti, E., Campisi, G., Ambu, R., & Dettori, C. (2003). Ultrasound real-time imaging in the differential diagnosis of periapical lesions. *Journal of Endodontics*, 29(8), 498–502. <https://doi.org/10.1097/00004770-200308000-00002>

7. Cullen, M. M., & Tami, T. A. (1998). Comparison of embolization versus surgical ligation for control of epistaxis. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 118(5), 636–642. [https://doi.org/10.1016/S0194-5998\(98\)70398-1](https://doi.org/10.1016/S0194-5998(98)70398-1)
8. Gikas, A., Papadopoulou, F., Vallianatou, D., Varonos, S., & Giamarellou, H. (2014). Ultrasound imaging in the evaluation of maxillary sinus disease. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 271(12), 3203–3209. <https://doi.org/10.1007/s00405-014-2965-5>
9. Graham, S. M., & Gibbs, N. M. (2017). Imaging of the paranasal sinuses. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 50(1), 1–15. <https://doi.org/10.1016/j.otc.2016.08.002>
10. Hamilos, D. L. (2015). Chronic rhinosinusitis: Epidemiology and medical management. *Journal of Allergy and Clinical Immunology*, 136(6), 1543–1551. <https://doi.org/10.1016/j.jaci.2015.10.011>
11. Harnsberger, H. R., Wiggins, R. H., Macdonald, A. J., & Linscott, L. L. (2017). *Diagnostic imaging: Head and neck* (3rd ed.). Elsevier.
12. Helsen, N., Van den Wyngaert, T., Stroobants, S., & De Bree, R. (2018). FDG PET imaging in sinonasal tumours: A systematic review. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 45(5), 909–921. <https://doi.org/10.1007/s00259-017-3936-6>
13. Kennedy, D. W. (2001). Functional endoscopic sinus surgery: Theory and diagnostic evaluation. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 127(3), 316–320.
14. Kennedy, D. W., & Adappa, N. D. (2011). Endoscopic maxillary sinus surgery: Indications and techniques. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 44(5), 1005–1021. <https://doi.org/10.1016/j.otc.2011.06.007>
15. Kuhnen, C., Ibrahim, M., Spetzger, U., & Taschner, C. A. (2017). Endovascular management of epistaxis. *Neuroimaging Clinics of North America*, 27(2), 217–229. <https://doi.org/10.1016/j.nic.2016.12.007>
16. Kwok, J., & Palomo, J. M. (2014). Radiographic assessment of the maxillary sinus. *Journal of Oral Science*, 56(1), 1–8. <https://doi.org/10.2334/josnurd.56.1>
17. Lasjaunias, P., Berenstein, A., & Ter Brugge, K. G. (2001). Surgical neuroangiography, Volume 2: Endovascular treatment of craniofacial lesions (2nd ed.). Springer.

18. Lindholm, H., et al. (2019). PET/CT imaging in head and neck cancer. *Acta Oncologica*, 58(6), 829–836. <https://doi.org/10.1080/0284186X.2019.1586275>
19. Liu, D. G., Zhang, W. L., Zhang, Z. Y., Wu, Y. T., & Ma, X. C. (2017). Odontogenic maxillary sinusitis: A retrospective study of 135 cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 75(7), 1327–1335. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.12.038>
20. Lloyd, G. A., Lund, V. J., Scadding, G. K., & Williams, H. O. (2000). CT of the paranasal sinuses and functional endoscopic surgery. *American Journal of Neuroradiology*, 21(6), 1033–1040.
21. Ludlow, J. B., Timothy, R., Walker, C., Hunter, R., & Benavides, E. (2015). Effective dose of dental CBCT. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(1), 20140197. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140197>
22. Mafee, M. F., Tran, B. H., & Chapa, A. R. (2006). Imaging of rhinosinusitis and its complications: Plain films, CT, and MRI. *Clinical Reviews in Allergy & Immunology*, 30(3), 165–186. <https://doi.org/10.1385/CRIAI:30:3:165>
23. Maillet, M., Bowles, W. R., McClanahan, S. L., John, M. T., & Ahmad, M. (2011). CBCT evaluation of maxillary sinusitis. *Journal of Endodontics*, 37(6), 753–757. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.02.032>
24. Mischkowski, R. A., Ritter, L., Neugebauer, J., Dreiseidler, T., Scherer, P., & Zöller, J. E. (2007). Diagnostic quality of CBCT. *Dentomaxillofacial Radiology*, 36(3), 152–156. <https://doi.org/10.1259/dmfr/32171661>
25. Ölmez, D. (2018). *Maksiller sinüs ile dış köklerinin ilişkisinin değerlendirilmesinde panoramik radyograflerin KIBT ile karşılaştırılması* (Uzmanlık tezi). Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
26. Roh, J. L., Yeo, N. K., Kim, J. S., Lee, J. H., Cho, K. J., Choi, S. H., & Nam, S. Y. (2007). Utility of 18F-FDG PET for detection of recurrent head and neck squamous cell carcinoma. *Oral Oncology*, 43(9), 887–893. <https://doi.org/10.1016/j.oraloncology.2006.10.007>
27. Scarfe, W. C., & Farman, A. G. (2008). What is cone-beam CT and how does it work? *Dentistry Today*, 27(6), 74–79.
28. Scarfe, W. C., Farman, A. G., & Sukovic, P. (2006). Clinical applications of cone-beam CT. *Journal of the Canadian Dental Association*, 72(1), 75–80.

29. chöder, H., & Yeung, H. W. D. (2004). Positron emission imaging of head and neck cancer, including thyroid carcinoma. *Seminars in Nuclear Medicine*, 34(3), 180–197. <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2004.03.003>
30. Sharan, A., & Madjar, D. (2006). Maxillary sinus floor and root relationship. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 102(3), 375–381.
31. Som, P. M., & Curtin, H. D. (2011). *Head and neck imaging* (5th ed.). Mosby.
32. Stammberger, H., & Kennedy, D. W. (1995). Paranasal sinuses: Terminology and nomenclature. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 104(10), 7–16.
33. Vuković, A., Trivić, A., Kovačević, P., & Radulović, D. (2016). Diagnostic accuracy of ultrasound in maxillary sinusitis. *Radiology and Oncology*, 50(3), 308–314. <https://doi.org/10.1515/raon-2016-0019>
34. Wahl, R. L., Jacene, H., Kasamon, Y., & Lodge, M. A. (2009). From RECIST to PERCIST. *Journal of Nuclear Medicine*, 50(Suppl 1), 122S–150S. <https://doi.org/10.2967/jnumed.108.057307>
35. White, S. C., & Pharoah, M. J. (2019). *Oral radiology: Principles and interpretation* (8th ed.). Elsevier.
36. Wong, W. L., Sonoda, L. I., Gharpuray, A., Gollub, F., Wellsted, D., & Goodchild, K. (2012). 18F-FDG PET/CT in head and neck squamous cell carcinoma: Accuracy and pitfalls. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 39(1), 129–142. <https://doi.org/10.1007/s00259-011-1949-4>
37. Wormald, P. J. (2013). *Endoscopic sinus surgery: Anatomy, three-dimensional reconstruction, and surgical technique* (3rd ed.). Thieme.

BÖLÜM 11

TEMPOROMANDİBULAR BOZUKLUKLARDA BOTULİNÜM NÖROTOKSİN UYGULAMALARI

1. OLGUN TOPAL¹

Giriş

Temporomandibular bozukluklar (TMB), temporomandibular eklem (TME), çiğneme kasları ve bu yapılarla ilişkili anatomik dokuları etkileyebilen, klinik görünümü değişken bir hastalık spektrumunu ifade eder. Temporomandibular Bozukluklar için Tanı Kriterleri (DC/TMD) çerçevesinde TMB'ler, eklem kaynaklı bozukluklar ile ağrı ile seyreden kas bozuklukları olmak üzere iki ana grupta sınıflandırılmaktadır (Schiffman & ark., 2014). Toplum temelli verilerde TMB prevalansının yaklaşık %10–

¹ Dr. Öğretim Üyesi, Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Orcid: 0000-0003-3550-8739

30 aralığında bildirilmektedir (Valesan & ark., 2021). TMB; çene hareket açıklığında kısıtlılık, çiğneme fonksiyonunda bozulma ve kronik ağrı gibi bulgular üzerinden yaşam kalitesini olumsuz etkilerken, depresyon ve anksiyete gibi psikososyal sorunların da bu hasta grubunda daha sık izlendiği rapor edilmiştir (Szarejko & ark., 2023).

TMB'nin etiopatogenezinin, biyo-psikososyal zeminde birden çok etkenin karşılıklı etkileşimiyle şekillendiği kabul edilmektedir. Oklüzal bozukluklar, parafonksiyonel alışkanlıklar, eklem travmaları, stres ve genetik yatkınlık bu süreçte birlikte rol oynayan başlıca değişkenlerdir. Çiğneme kaslarında artmış aktivite ve spazm, mikrodolaşımın bozulmasına ve miyofasiyal tetik nokta gelişimine zemin hazırlayarak ağrı döngüsünün sürdürülmesine katkıda bulunabilir. Eklem içi bozukluklarda ise kondil-disk kompleksinin uyumsuz hareketi veya dejeneratif değişiklikler; inflamasyon ve nöropeptid salınımını tetikleyerek ağrı reseptörlerinin aktivasyonuna neden olur. Zaman içinde periferik sensitizasyona ek olarak santral sinir sistemi düzeyinde ağrı işleme mekanizmalarında duyarlılık artışı gelişebilmektedir; bu

durum, TMB ağrısının kronikleşmesi ve tedaviye dirençli hâle gelmesinde belirleyici bir faktör olarak değerlendirilmektedir (Kalladka, Young & Khan, 2021).

TMB'nin tedavisinde birinci basamak yaklaşım, öncelikle konservatif ve reversibl yöntemlere dayanır. Bu kapsamda hastalara çeneyi zorlayabilecek davranışlardan kaçınmaları, yumuşak kıvamlı diyet uygulamaları, sıcak uygulama ve kontrollü egzersiz programları önerilmektedir. Parafonksiyonel alışkanlıkların kontrolünde ise gece plağı tedavisi klinik pratikte sık başvuru alan bir seçenek olarak öne çıkmaktadır. Farmakolojik tedavide; nonsteroid antiinflatuvar ilaçlar, analjezikler ve kas gevşeticiler başta olmak üzere, klinik gereksinime göre antidepresan ya da anksiyolitik ajanlardan yararlanılabilir. Ayrıca fizik tedavi uygulamaları ile tetik nokta enjeksiyonları ve kuru iğneleme gibi girişimler, ağrı kontrolüne destek sağlayabilen tamamlayıcı yöntemler arasında yer alır. Cerrahi tedaviler ise genellikle belirgin yapısal patolojinin bulunduğu ve diğer tedavi seçeneklerinin yetersiz kaldığı olgularda gündeme alınmaktadır. Bununla birlikte, mevcut tedavi modalitelerinin birbirine üstünlüğünü kesin olarak ortaya koyan

kanıtlar sınırlıdır ve hastaların kayda değer bir kısmında uzun dönemde ağrı ile fonksiyon kısıtlılığının sürdüğü bildirilmektedir. Bu durum, yeni ve tamamlayıcı tedavi alternatiflerine yönelik arayışları artırmıştır (van Soest & ark., 2025; Gil-Martínez & ark., 2018).

Botulinum nörotoksin uygulamaları, özellikle kas kökenli TMB ağrısında, son yıllarda öne çıkan minimal invaziv tedavi alternatifleri arasında yer almaktadır. Tip A botulinum toksini enjeksiyonları ilk olarak distoni ve kas spazmlarının tedavisi amacıyla geliştirilmiş; baş-boyun bölgesinde blefarospazm, servikal distoni ve migren gibi çeşitli endikasyonlarda etkin biçimde kullanılmaya başlanmıştır (Bouloux, 2022). TME ve ilişkili yapılarda botulinum nörotoksin kullanımına yönelik ilk girişimler 2000'li yılların başında bildirilmiş; çiğneme kaslarındaki hiperaktivitenin azaltılmasının ağrı kontrolüne katkı sağlayabileceği ileri sürülmüştür. Konvansiyonel tedavilere yanıt alınamayan veya semptomları tekrarlayan olgularda, çiğneme kaslarına botulinum nörotoksinin enjeksiyonlarıyla klinik yakınmaların baskılanabileceğini gösteren çalışmaların sayısının arttığı

görülmektedir (Calis, Colakoglu & Gunbay, 2019; Patel, Cardoso & Mehta, 2019). Bu bölümde, TMB’de botulinum nörotoksinin uygulamalarının bilimsel dayanağı, klinik kullanım esasları, etkinlik düzeyi ve sınırlılıkları güncel literatür doğrultusunda değerlendirilecektir.

TMB’lerin Patofizyolojisi

TMB’nin patofizyolojisi; yapısal değişiklikler, nöromüsküler disfonksiyon ve psikojenik etmenlerin birlikte etkilediği çok boyutlu bir süreç olarak tanımlanmaktadır (Golanska & ark., 2021). Eklem kaynaklı TMB olgularında, temporomandibular eklemden disk deplasmanı ve/veya dejeneratif değişiklikler sonucunda eklem yüzeylerinde düzensizlikler gelişir ve buna inflamatuvar yanıt eşlik edebilir. Eklem kapsülü ile retrodiskal dokuda yer alan sinir uçları; prostaglandinler ve bradikinin gibi inflamatuvar mediyatörlerin etkisiyle daha duyarlı hâle gelerek nosiseptif iletimi artırır. Ayrıca diş sıkma gibi parafonksiyonlar veya travma ile ilişkili aşırı yüklenme ve tekrarlayan mikrotravmalar, eklem kıkırdağındaki dejenerasyonu hızlandırabilir. Kas kaynaklı TMB’de ise temel problem; çiğneme

kaslarında artmış aktivite, spazm ve buna ikincil miyofasiyal tetik noktaların oluşumudur. Bruksizm ya da sürekli sakız çiğneme gibi parafonksiyonel alışkanlıklar, masseter ve temporalis kaslarında kronik kontraktüre yol açarak kas liflerinde mikrotravma ve “enerji krizi” gelişimini tetikleyebilir; bu durum, kas içi iskemiye bağlı ağrı ve lokal hassas odakların ortaya çıkması için uygun bir zemin oluşturur. Miyofasiyal ağrı sendromunda tetik noktalardan kaynaklanan ve komşu alanlara yayılan ağrıların sık görülmesi bu mekanizma ile ilişkilendirilmektedir. Ağrının süreklilik kazanması hâlinde dorsal boynuz nöronlarında santral sensitizasyon gelişebilir; bunun sonucu olarak ağrı eşiği düşer ve ağrı algısı daha geniş bir alana yayılabilir (Kalladka, Young & Khan, 2021).

TMB ağrısının oluşumunda nörotransmitterler ve nöropeptidlerin de önemli rol oynadığı bildirilmektedir. Substance P ve kalsitonin gen ilişkili peptid (CGRP) gibi ağrı ve inflamasyonla ilişkili mediyatörlerin, TME içi sıvıda ve çevre kas dokusunda artmış düzeylerde saptandığı gösterilmiştir. Bu mediyatörler, trigeminal sinirin periferik uçlarında ve spinal düzeyde reseptörleri uyatarak hem lokal inflamatuvar yanıtı hem de ağrı iletimini güçlendirebilir.

Öte yandan psikolojik stresle birlikte artan sempatik aktivitenin kas tonusunu yükselterek mevcut ağrıyı şiddetlendirebileceği belirtilmektedir (Chisnoiu & ark., 2015). Bruksizm gibi parafonksiyonel davranışların stres ve anksiyete ile ilişkisi dikkate alındığında, TMB'nin psikofizyolojik bir döngü içinde sürmesi olasıdır.

Sonuç olarak temporomandibular bölgedeki ağrı ve disfonksiyon; eklem yapılarındaki mekanik ve inflamatuvar patolojiler ile çiğneme kaslarındaki fonksiyonel bozuklukların iç içe geçtiği kompleks bir patogenez üzerinden şekillenmektedir. Bu nedenle tedavi planlamasında, hem yapısal sorunlara hem de kas kaynaklı bileşenlere yönelik stratejilerin birlikte değerlendirilmesi gerekebilir. Botulinum toksini uygulamalarının rasyoneli, ağrıya katkıda bulunan aşırı aktif çiğneme kaslarının aktivitesini azaltarak ağrı döngüsünü kırmaya ve eşzamanlı olarak nörojenik inflamasyonla ilişkili mediyatör salınımını modüle etmeye dayanır. Ayrıca botulinum nörotoksinin yalnızca kas gevşetici etkisiyle sınırlı kalmayıp, nöropeptid salınımını modüle ederek patofizyolojinin

farklı basamaklarına da etki edebileceği bildirilmektedir (De La Torre Canales & ark., 2022).

Botulinum Nörotoksinin Etki Mekanizması

Botulinum nörotoksini, *Clostridium botulinum* tarafından sentezlenen ve nöromüsküler kavşakta presinaptik düzeyde asetilkolin salınımını baskılayarak etki gösteren güçlü bir nörotoksindir. Klinik uygulamada en sık kullanılan form botulinum toksin tip A preparatlarıdır. Botulinum toksin tip A, sinir ucunda vezikül füzyonundan sorumlu SNARE kompleksini hedefler; özellikle SNAP-25 proteinini proteolitik olarak parçalayarak işlevsizleştirir ve bu yolla asetilkolin içeren veziküllerin sinaptik aralığa salınmasını engeller. Bunun sonucu olarak enjekte edilen kasın motor uyarımı geçici biçimde azalır; klinik olarak reversibl kemodenervasyon ile kas gevşemesi ortaya çıkar (Bouloux, 2022).

Botulinum nörotoksinin etkisiyle bloke edilen sinir uçlarında fonksiyonun yeniden kazanılması, çoğunlukla aksonal filizlenme ve yeni motor son plakların oluşumu ile gerçekleşir; bu biyolojik süreç tipik olarak birkaç ay içinde tamamlanır. Klinik zamanlamada etki

genellikle 3-7 gün içinde başlar, yaklaşık 2. haftada en belirgin düzeye ulaşır ve yaklaşık 4 ay süreyle devam eder. Etkinin azalmasıyla birlikte sinaptik iletim kademeli olarak düzelir ve kas fonksiyonu geri döner (van Soest & ark., 2025).

Botulinum nörotoksinin TMB semptomlarını azaltıcı etkisi, yalnızca çiğneme kaslarında oluşturduğu gevşeme ile açıklanamamaktadır. Son dönem çalışmalar, botulinum toksin tip A antinoseptif/analjezik özellikler de gösterebildiğini bildirmektedir. Buna göre botulinum toksin tip A; periferik sinir uçlarında yalnızca asetilkolin salınımını değil, aynı zamanda Substance P, CGRP ve glutamat gibi ağrı ve inflamasyonla ilişkili mediyatörlerin salınımını da inhibe edebilmektedir. Bu etki, periferik dokularda nörojenik inflamasyonun azalmasına katkı sağlarken, ağrı sinyallerinin hem periferik hem de santral düzeyde iletiminin modülasyonunu mümkün kılar. Nitekim botulinum nörotoksinin uygulanan kas dokusunda CGRP düzeyleri ile TRPV1 reseptör ekspresyonunun azalabildiği ve bunun nosiseptif duyarlılığı düşürebileceği gösterilmiştir. Ayrıca kas aktivitesindeki azalmanın ikincil sonucu olarak intramüsküler basıncın düşmesi; iskemi ve laktik asit

birikiminin azalması üzerinden ağrı algısının hafiflemesine katkıda bulunabilir (Bouloux, 2022).

Bu çerçevede botulinum nörotoksinin etki mekanizması iki bileşen üzerinden değerlendirilebilir: birincil olarak çiğneme kaslarında geçici kemodenervasyon oluşturarak aşırı kas aktivitesi ve spazmı azaltması, ikincil olarak ise ağrı iletiminde rol oynayan kimyasal mediyatörleri baskılayan nöromodülatör etkiler göstermesidir. Bu kombinasyonun, TMB'ye eşlik eden kas ağrısı ve ilişkili semptomların kontrolünde yarar sağlayabileceği; botulinum nörotoksinin uygulamalarını takiben istirahat ve çiğneme sırasında ağrı düzeylerinde anlamlı azalma bildirilen çalışmalarla desteklenmektedir (Ernberg & ark., 2011; von Lindern & ark., 2003). Bununla birlikte botulinum nörotoksinin esasen semptomatik bir yaklaşım olduğu, altta yatan yapısal patolojileri doğrudan düzeltmediği göz önünde bulundurulmalıdır. Öte yandan ağrının azalması ve kas gevşemesinin sağlanması; hasta konforunu artırarak egzersiz temelli fonksiyonel rehabilitasyonun daha etkin uygulanmasına dolaylı katkı sağlayabilir.

Botulinum Nörotoksinin TMB’lerde Klinik Uygulamaları

Botulinum toksini, TMB’nin yönetiminde giderek daha geniş bir klinik kullanım alanı bulmaktadır.

Miyojenik Temporomandibular Bozukluklar: Çiğneme kaslarına bağlı ağrının ön planda olduğu TMB olguları, botulinum nörotoksinin uygulamasından en sık yarar görebilen hasta grubunu oluşturmaktadır. Konservatif yaklaşımlara karşın persistan seyreden masseter ve temporalis kaynaklı miyaljilerde, ilgili kaslara botulinum toksin tip A enjeksiyonu sonrası ağrı şiddetinde belirgin azalma ve palpasyon hassasiyetinde düzelme bildirilmektedir (Raphael & ark., 2020). Randomize kontrollü çalışmalarda da botulinum nörotoksinin uygulanan olgularda 1-3 ay içinde istatistiksel olarak anlamlı ağrı gerilemesi görüldüğü ve plaseboya kıyasla ağrı skorlarının daha fazla düştüğü rapor edilmiştir (Patel & ark., 2019; Ernberg & ark., 2011). Bununla birlikte botulinum nörotoksinin, özellikle miyofasiyal tetik nokta ilişkili ağrıda kısa dönemde etkili olabildiği; ancak çene açma kısıtlılığını belirgin ölçüde düzeltmeyebileceği belirtilmektedir (van Soest & ark., 2025).

Bu nedenle botulinum nörotoksini, miyojenik TMB olgularında çoğu kez ikincil basamak ve adjuvan bir seçenek olarak; fizik tedavi uygulamaları ve oklüzal splint gibi konservatif yöntemlerle kombine biçimde planlanmaktadır.

Bruksizm ve parafonksiyonel alışkanlıklar: Diş sıkma ve/veya gıcırdatma ile karakterize bruksizm, TMB'ye eşlik eden ağrının alevlenmesinde önemli bir etken olarak değerlendirilmektedir. Gece plağı kullanımına karşın semptomları süren ya da şiddetli uyku bruksizmi bulunan olgularda, masseter ve temporalis kaslarına botulinum nörotoksini enjeksiyonları uygulanabilmektedir. Bu yaklaşımın temel amacı, ilgili kasların kasılma gücünü azaltarak istemsiz sıkma aktivitelerinin şiddetini düşürmektir. Klinik gözlemler ve bazı çalışmalar, botulinum nörotoksini sonrası hastaların sabah belirginleşen çene ağrısı ile kas gerginliğinde azalma olduğunu ve bruksizm ataklarının sıklığının hastalar tarafından daha düşük bildirildiğini göstermektedir (Fernández-Núñez, Amghar-Maach & Gay-Escoda, 2019). Bununla birlikte botulinum nörotoksini, bruksizmin altta yatan santral düzenleyici mekanizmalarını doğrudan değiştirmedikten, elde

edilen etkinin geçici olduğu ve klinik gereksinime göre tekrarlayan enjeksiyonların gündeme gelebileceği vurgulanmalıdır. Ayrıca botulinum nörotoksinin oklüzal splint ile birlikte kullanılmasının, ağrı kontrolüne katkı sağlayabileceği ve dental aşınmanın sınırlandırılmasına yardımcı olabileceği ileri sürölmektedir.

Masseter hipertrofisi: Masseter kasının belirgin hipertrofisi, alt yüz üçlüsünde genişleme ile daha köşeli bir fasiyal kontura neden olabilmekte ve bazı bireylerde estetik rahatsızlık oluşturabilmektedir. Ek olarak, hipertrofik kas dokusunda intramüsküler basıncın artmasına bağlı olarak kronik miyalji görölebileceği bildirilmektedir. Bu olgularda masseter kasına botulinum toksin tip A enjeksiyonu, kas hacmini azaltarak alt yüz konturunu inceltmek ve eşlik eden kas ağrısını hafifletmek amacıyla yaygın biçimde uygulanmaktadır. Uygulama çoğunlukla bilateral yapılmakta ve elde edilen kontur etkisinin sürdürölmesi için enjeksiyonların genellikle 3–6 ay aralıklarla tekrarlanması planlanabilmektedir. Isırma kuvvetinde azalma gelişebileceğinden, hastalar özellikle başlangıç döneminde sert gıdaların çiğnenmesinde

zorlanma olasılığı konusunda bilgilendirilmelidir (Ferrillo & ark., 2025).

Refrakter çene kilitlenmeleri ve eklem dislokasyonları:

Tekrarlayan TME dislokasyonu bulunan bazı olgularda botulinum nörotoksini uygulamasının, cerrahi girişimlere alternatif ya da tamamlayıcı bir seçenek olabileceği bildirilmiştir. Özellikle lateral pterigoid kasının hiperaktivitesi sonucunda kondilin glenoid fossanın dışına çıkması ile ilişkili kronik subluksasyon olgularında, ilgili kasa yapılan botulinum nörotoksinin enjeksiyonu ile kas tonusunun azaltılması ve buna bağlı olarak dislokasyon sıklığının düşürülebilmesi hedeflenmektedir (Mendes & Upton, 2009). Bununla birlikte etkisi geçici olduğundan, kalıcı çözüm gerektiren olgularda cerrahi tedavinin gündeme gelebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Son yıllarda yayınlanan sistematik derlemeler ve meta-analizler, botulinum nörotoksin tip A'nın TMB ilişkili miyofasiyal ağrıda etkinliğine dair çelişkili bulgular ortaya koymuştur. Bazı çalışmalar (Ramos-Herrada & ark., 2022; El-Kahky & ark., 2022)

düşük doz BTX-A enjeksiyonlarının kısa dönemde ağrı skorlarında anlamlı azalma sağladığını bildirirken, diğer derlemeler (Saini & ark., 2024; De la Torre Canales & ark., 2024) BTX-A'nın plaseboya kıyasla ağrı kontrolünde üstün olmadığını veya ağız açıklığı gibi fonksiyonel parametrelerde anlamlı fark yaratmadığını belirtmiştir. Bu farklılıkların, çalışma tasarımlarındaki heterojenite (doz, enjeksiyon kası, izlem süresi ve tanı kriterleri) ile ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Dozlama

TMB'de botulinum toksini uygulamalarında doz seçimi; hedef kasın özellikleri, hastanın kas kitlesi ve klinik yakınmaların şiddeti doğrultusunda bireyselleştirilmelidir. Klinik pratikte en sık kullanılan preparat onabotulinum toksin A (Botox®, Allergan) olup, flakon başına 100 Ünite (U) toksin içermektedir.

Masseter kası için tipik doz aralığı, genellikle her bir taraf için 20–40 U olup uygulama çoğunlukla 2–3 enjeksiyon noktasına paylaştırılarak yapılır. Hafif olgularda 20 U yeterli olabilmekle birlikte, belirgin hipertrofi veya güçlü kas yapısına sahip bireylerde

dozun her taraf için 50 U düzeyine kadar yükseltilebileceği bildirilmektedir. Temporalis kasında ise çoğunlukla massetere kıyasla daha düşük dozlar tercih edilir ve her bir temporalis için 10–30 U aralığı yaygın olarak raporlanır. Örneğin temporalis kasına 15 U’nun iki noktadan uygulanması toplamda 30 U sık kullanılan protokoller arasındadır. Derin yerleşimli ve görece küçük bir kas olan lateral pterigoid için, dislokasyon tedavisi veya disk ilişkili bozukluklar hedeflendiğinde 10–20 U aralığındaki dozların çoğu zaman yeterli olduğu ifade edilmektedir; tek taraflı kronik dislokasyon olgularında 15 U sık kullanılan dozlardan biridir. Medial pterigoid enjeksiyonları daha seyrek endikasyon bulmakla birlikte, bu kasa da 10–20 U gibi düşük dozların tercih edilmesi önerilir; zira bölgenin yutak kaslarına anatomik yakınlığı nedeniyle difüzyon riski klinik açıdan önem taşır (De La Torre Canales & ark., 2022; Lerner & Blitzer, 2020).

Doz planlamasında temel ilke, mümkün olan en düşük etkili dozun kullanılmasıdır. İlk uygulamada daha konservatif bir dozla başlanması ve hastanın yanıtına göre sonraki seanslarda dozun titrasyonu, güvenli bir yaklaşım olarak değerlendirilmektedir.

Botulinum nörotoksinin etkisinin yaklaşık 3–4 ay içinde kademeli olarak azalmasıyla birlikte, semptomların seyrine göre yeniden enjeksiyon planlanabilir. Enjeksiyon seansları arasında genel olarak en az 3 ay bırakılması önerilmekte; daha kısa aralıklarla uygulamanın antikor gelişimi riskini artırabileceği belirtilmektedir.

Dozlamayı belirleyen bir diğer parametre, enjeksiyon noktalarının sayısı ve dağılımıdır. Geniş hacimli kaslarda toksinin homojen dağılımını sağlamak amacıyla enjeksiyonlar çoğunlukla birden fazla noktadan yapılır.

Sulandırma konsantrasyonu da uygulama stratejisini doğrudan etkiler. Daha küçük veya derin kaslarda enjeksiyon hacmini düşük tutmak, çevre dokulara yayılımı azaltma açısından avantaj sağlayabilir.

Son olarak, farklı botulinum toksin tip A preparatlarının (onabotulinumA, abobotulinumA) ünite eşdeğerliğinin birebir olmadığını altı çizilmelidir. Örneğin abobotulinum toksin A (Dysport®) için sıklıkla yaklaşık 1:2,5–3 düzeyinde bir dönüşüm oranı kullanılmaktadır. Bu nedenle doz hesabında ürünler arası ünite

dönüşümü dikkatle ele alınmalı ve her preparat için üretici önerileri ile güncel uygulama kılavuzları doğrultusunda hareket edilmelidir (Bouloux, 2022).

Yan Etkiler

Botulinum toksini uygulamalarında güvenlik profili genelde iyi olmakla birlikte, hem lokal hem de sistemik bazı yan etki ve komplikasyonlar görülebilir. TMB endikasyonunda kullanılan dozlar nispeten düşük ve orta aralıkta olduğundan, ciddi advers etkiler nadirdir. Yine de, hasta ve hekim bu potansiyel etkilerin farkında olmalıdır.

Lokal yan etkiler

En sık karşılaşılan reaksiyonlar enjeksiyon alanında hafif ağrı, yanma hissi ve morarma/ekimoz şeklindedir. İğne girişine bağlı bu bulgular çoğu olguda birkaç gün içinde geriler. Bazı hastalarda enjeksiyon sonrası kas dokusunda kısa süreli hassasiyet ya da sertlik hissi izlenebilir; sıcak uygulama ve basit analjeziklerle semptom kontrolü sağlanabilir. Enfeksiyon riski oldukça düşük olmakla birlikte asepsi-antisepsi kurallarına uyulmadığında enjeksiyon

bölgesinde abse gelişimi teorik olarak mümkündür. Bu nedenle uygulama öncesi cildin uygun biçimde dezenfekte edilmesi gerekir.

Kas güçsüzlüğü ve fonksiyonel sonuçlar

Botulinum toksin tip A'nın farmakolojik etkisi kas aktivitesini baskılamak olduğundan, çiğneme kaslarında geçici güç kaybı beklenen bir durumdur. Klinik olarak bu etki, özellikle ilk 1–2 ay içinde sert gıdaların çiğnenmesinde zorlanma şeklinde yansıyabilir. Uygulamanın genellikle bilateral ve simetrik yapılması nedeniyle belirgin çene deviyasyonu ya da asimetrik çiğneme nadir görülse de tek taraflı uygulamalarda karşı taraf kaslarında telafi edici kullanım artışı gibi durumlar bildirilmektedir (Kim, Yun & Kim, 2016).

Komşu yapılara etki

Botulinum nörotoksinin sınırlı da olsa difüzyon potansiyeli nedeniyle hedef kasın komşuluğundaki yapılar etkilenebilir. Fazla hacimli ve/veya yüzeysel enjeksiyonlardan kaçınmak riski azaltır. Difüzyona bağlı bulguların genellikle 2–3 hafta içinde gerilediği bildirilmektedir.

Sistemik etkiler

Önerilen dozlarda uygulandığında botulinum nörotoksini sistemik dolaşıma geçişi minimaldir ve etki çoğunlukla enjeksiyon bölgesiyle sınırlı kalır. Ancak çok yüksek dozlarda, geniş alanlara uygulamalarda veya bireysel duyarlılığın söz konusu olduğu durumlarda sistemik yayılım görülebilir. Sistemik toksisite bulguları arasında genel güçsüzlük, yorgunluk, diplopi, pitoz, yaygın kas zayıflığı ve solunum güçlüğü yer almaktadır. Bu ağır tablolar daha çok yüksek dozlu distoni tedavilerinde veya çocuklarda çoklu enjeksiyon protokollerinde raporlanmıştır. TMB tedavisinde bu düzeylerde dozlara nadiren ihtiyaç duyulduğundan, ciddi sistemik toksisite bildirimlerinin son derece sınırlı olduğu belirtilmektedir. Yine de toplam dozun güvenli aralıkta tutulması ve seansların çok kısa aralıklarla tekrarlanmaması riski daha da azaltır (Saini & ark., 2024).

Nötralizan antikör gelişimi

Tekrarlayan uygulamalar sonrasında bazı hastalarda botulinum nörotoksine karşı nötralizan antikör gelişebilir ve buna

bağlı olarak aynı dozla beklenen klinik yanıtın alınmadığı sekonder direnç tablosu ortaya çıkabilir. Antikor gelişimi özellikle yüksek dozlara maruz kalan ve enjeksiyon aralıkları kısa olan olgularda daha sık bildirilmiştir. TMB’de kullanılan dozlar görece düşük olduğundan bu durum nadir kabul edilse de klinik etkinlikte belirgin azalma gözleendiğinde antikor varlığı araştırılabilir veya alternatif toksin tipleri gündeme alınabilir (Borodic & ark., 1996).

Sonuç olarak hastaların önemli bir kısmı enjeksiyon sonrası minimal rahatsızlıkla günlük yaşamına devam edebilir. Bununla birlikte bilgilendirilmiş onam sürecinde olası riskler açıkça aktarılmalı ve tedavi boyunca hasta ile yakın iletişim sürdürülmelidir. Yan etkilerin büyük bölümünün geri dönüşümlü olması nedeniyle, destekleyici yaklaşımlarla yönetim çoğunlukla yeterlidir. Doz bağımlı bir ajan olduğu göz önünde bulundurularak, güvenlik açısından en düşük etkili doz ile klinik yararın maksimize edilmesi temel hedef olmalıdır.

Etik ve Yasal Boyutlar ile Sınırlılıklar

Temporomandibular bozukluklarda botulinum nörotoksinin kullanımı, klinik yarar potansiyeline karşın belirgin etik ve hukuki sorumluluklar doğurur. Birçok ülkede TMB endikasyonunda botulinum nörotoksinin uygulaması etiket dışı konumdadır; örneğin FDA onayları belirli nörolojik ve kozmetik endikasyonlarla sınırlıyken TMB bu kapsamda değildir. Bu nedenle hekim, tedavinin etiket dışı niteliğini ve kanıt düzeyinin sınırlı olabileceğini hastaya açık biçimde aktarmalı; aydınlatılmış onamı bu çerçevede almalıdır.

Kronik ağrı olgularında “kesin çözüm” beklentisi oluşabileceğinden, botulinum nörotoksinin her hastada aynı düzeyde etkili olmayabileceği ve çoğu durumda semptom kontrolüne yönelik bir araç olduğu gerçekçi biçimde vurgulanmalıdır.

Sonuç

TMB’lar, multifaktöriyel patogenezi nedeniyle yönetimi güç bir hasta grubunu oluşturur. Tedavide temel yaklaşım konservatif ve geri dönüşümlü yöntemlere dayanmakla birlikte, miyojenik ağrının baskın olduğu ve standart tedavilere yanıtı olmayan olgularda botulinum nörotoksin uygulamaları, semptomatik

rahatlama sağlayabilen bir seçenek olarak değerlendirilebilir. Botulinum nörotoksin, çiğneme kaslarındaki aşırı aktiviteyi azaltarak ağrının nöromusküler bileşenine etki ederken, nöropeptid salınımını modüle etmesiyle de antinoseptif bir katkı sağlayabilir.

Ancak, uygulamanın geçici etkili ve semptomatik bir yöntem olduğu unutulmamalıdır. Hasta seçimi, doz planlaması ve enjeksiyon aralıklarının bireyselleştirilmesi, hem etkinlik hem de güvenlik açısından kritik öneme sahiptir. Mevcut kanıtlar, botulinum nörotoksinin TMB tedavisinde birincil değil tamamlayıcı bir rol üstlenmesi gerektiğini göstermektedir; bu nedenle tedavi, multidisipliner bir yaklaşımla fizik tedavi, davranışsal düzenleme ve oklüzal splint gibi yöntemlerle birlikte planlanmalıdır.

Kaynakça

Borodic, G., Johnson, E., Goodnough, M., & Schantz, E. (1996). Botulinum toxin therapy, immunologic resistance, and problems with available materials. *Neurology*, 46(1), 26–29. doi:10.1212/WNL.46.1.26

Bouloux, G. F. (2022). Botulinum toxin (Botox) in orofacial pain management. *Frontiers of Oral and Maxillofacial Medicine*, 4(4), 1–8. doi:10.21037/fomm-20-42

Chisnoiu, A. M., Picos, A. M., Popa, S., Chisnoiu, P. D., Lascu, L., Picos, A., & Chisnoiu, R. (2015). Factors involved in the etiology of temporomandibular disorders: A literature review. *Chujul Medical*, 88(4), 473–478. doi:10.15386/cjmed-485

De La Torre Canales, G., Câmara-Souza, M., Poluha, R., De Figueredo, O., De Souza Nobre, B., Ernberg, M., Conti, P., & Rizzatti-Barbosa, C. (2022). Long-term effects of a single application of botulinum toxin type A in temporomandibular myofascial pain patients: A controlled clinical trial. *Toxins*, 14(11), 741. doi:10.3390/toxins14110741

De La Torre Canales, G., Câmara-Souza, M., Ernberg, M., Al-Moraissi, E., Grigoriadis, A., Poluha, R., Christidis, M., Jasim, H., Lövgren, A., & Christidis, N. (2024). Botulinum toxin-A for the treatment of myogenous temporomandibular disorders: An umbrella review of systematic reviews. *Drugs*, 84, 779–809. doi:10.1007/s40265-024-02048-x

El-Kahky, A., Hamdy, T., El-Tantawy, M., & Askoura, A. (2022). Meta analytical study of the role of intramuscular botulinum A toxin injection in the treatment of temporomandibular joint (TMJ) disorders. *Egyptian Journal of Ear, Nose, Throat and Allied Sciences*. doi:10.21608/ejentas.2022.167208.1567

Ernberg, M., Hedenberg-Magnusson, B., List, T., & Svensson, P. (2011). Efficacy of botulinum toxin type A for treatment of persistent myofascial TMD pain: A randomized, controlled, double-blind multicenter study. *Pain*, 152(9), 1988–1996. doi:10.1016/j.pain.2011.03.036

Fernández-Núñez, T., Amghar-Maach, S., & Gay-Escoda, C. (2019). Efficacy of botulinum toxin in the treatment of bruxism:

Systematic review. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 24(4), e416–e424. doi:10.4317/medoral.22923

Ferrillo, M., Sommadossi, E., Raciti, L., Calafiore, D., Mezian, K., Tarantino, V., Vecchio, M., Longo, U., Losco, L., & De Sire, A. (2025). The role of botulinum toxin for masseter muscle hypertrophy: A comprehensive review. *Toxins*, 17(2), 91. doi:10.3390/toxins17020091

Gil-Martínez, A., Paris-Aleman, A., López-de-Uralde-Villanueva, I., & La Touche, R. (2018). Management of pain in patients with temporomandibular disorder (TMD): Challenges and solutions. *Journal of Pain Research*, 11, 571–587. doi:10.2147/JPR.S127950

Golanska, P., Saczuk, K., Domarecka, M., Kuć, J., & Lukomska-Szymanska, M. (2021). Temporomandibular myofascial pain syndrome—Aetiology and biopsychosocial modulation: A narrative review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(15), 7807. doi:10.3390/ijerph18157807

Kalladka, M., Young, A., & Khan, J. (2021). Myofascial pain in temporomandibular disorders: Updates on etiopathogenesis and management. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 28, 104–113. doi:10.1016/j.jbmt.2021.07.015

Kim, H. S., Yun, P. Y., & Kim, Y. K. (2016). A clinical evaluation of botulinum toxin-A injections in the temporomandibular disorder treatment. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*, 38(1), 5. doi:10.1186/s40902-016-0051-7

Lerner, M. Z., & Blitzer, A. (2020). Botulinum neurotoxin for temporomandibular disorders, masseteric hypertrophy, and cosmetic masseter reduction. In A. Blitzer, B. E. Benson, & D. N. Kirke (Eds.), *Botulinum neurotoxin for head and neck disorders* (2nd ed., pp. 128–139). Thieme Medical. doi:10.1055/b-0040-175223

Mendes, R. A., & Upton, L. G. (2009). Management of dystonia of the lateral pterygoid muscle with botulinum toxin A. *British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 47(6), 481–483. doi:10.1016/j.bjoms.2008.08.010

Patel, J., Cardoso, J. A., & Mehta, S. (2019). A systematic review of botulinum toxin in the management of patients with temporomandibular disorders and bruxism. *British Dental Journal*, 226(9), 667–672. doi:10.1038/s41415-019-0257-z

Ramos-Herrada, R., Arriola-Guillén, L., Atoche-Socola, K., Bellini-Pereira, S., & Castillo, A. (2022). Effects of botulinum toxin in patients with myofascial pain related to temporomandibular joint disorders: A systematic review. *Dental and Medical Problems*, 59(2), 271–280. doi:10.17219/dmp/145759

Raphael, K. G., Janal, M. N., Tadinada, A., Santiago, V., Sirois, D. A., & Lurie, A. G. (2020). Effect of multiple injections of botulinum toxin into painful masticatory muscles on bone density in the temporomandibular complex. *Journal of Oral Rehabilitation*, 47(11), 1319–1329. doi:10.1111/joor.13087

Saini, R. S., Abdullah Almoyad, M. A., Binduhayyim, R. I. H., Quadri, S. A., Gurumurthy, V., Bavabeedu, S. S., ... Busaidy, K. (2024). The effectiveness of botulinum toxin for temporomandibular

disorders: A systematic review and meta-analysis. *PLOS ONE*, 19(3), e0300157. doi:10.1371/journal.pone.0300157

Schiffman, E., Ohrbach, R., Truelove, E., Look, J., Anderson, G., Goulet, J.-P., ... Sessle, B. (2014). Diagnostic criteria for temporomandibular disorders (DC/TMD) for clinical and research applications. *Journal of Oral & Facial Pain and Headache*, 28(1), 6–27. doi:10.11607/jop.1151

Sipahi Calis, A., Colakoglu, Z., & Gunbay, S. (2019). The use of botulinum toxin-A in the treatment of muscular temporomandibular joint disorders. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 120(4), 322–325. doi:10.1016/j.jormas.2019.02.015

Szarejko, K., Gołębiewska, M., Lukomska-Szymańska, M., & Kuć, J. (2023). Stress experience, depression and neck disability in patients with temporomandibular disorder—Myofascial pain with referral. *Journal of Clinical Medicine*, 12, 1988. doi:10.3390/jcm12051988

Valesan, L. F., Da-Cas, C. D., Réus, J. C., Denardin, A. C. S., Garanhani, R. R., Bonotto, D., ... De Souza, B. D. M. (2021). Prevalence of temporomandibular joint disorders: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations*, 25(2), 441–453. doi:10.1007/s00784-020-03710-w

van Soest, M., Remijn, L., Tak, I., van der Hoeve, E., Koppendraaier, L., & de Ruiter, M. (2025). Patient-reported outcome measures after botulinum toxin for temporomandibular-related myalgia: A prospective study. *Journal of Clinical Medicine*, 14(21), 7494. doi:10.3390/jcm14217494

von Lindern, J. J., Niederhagen, B., Bergé, S., & Appel, T. (2003). Type A botulinum toxin in the treatment of chronic facial pain associated with masticatory hyperactivity. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61(7), 774–778. doi:10.1016/S0278-2391(03)00153-8

BÖLÜM 12 3D PRINTING TECHNOLOGIES IN ORAL AND MAXILLOFACAL SURGERY

MUSTAFA ÜSTÜN¹

- ❖ ¹Araştırma Görevlisi, Necmettin Erbakan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Konya/TÜRKİYE
- ❖ ORCID: 0009-0006-3778-180X

Introduction

Three-dimensional (3D) printing technology in maxillofacial surgery represents a revolutionary approach to the production of patient-specific medical solutions, clearly distinguishing itself from conventional methods. Also referred to in the literature as *additive manufacturing* or *rapid prototyping*, this process enables the transformation of digital data into physical objects through layer-by-layer fabrication (Yashavanth Kumar et al., 2022). Originating with the invention of stereolithography (SLA) in the 1980s, this technology is now regarded as one of the driving forces of the Fourth Industrial Revolution, allowing complex anatomical structures to be reproduced with high precision, reduced cost, and increased speed (Zoabi et al., 2022).

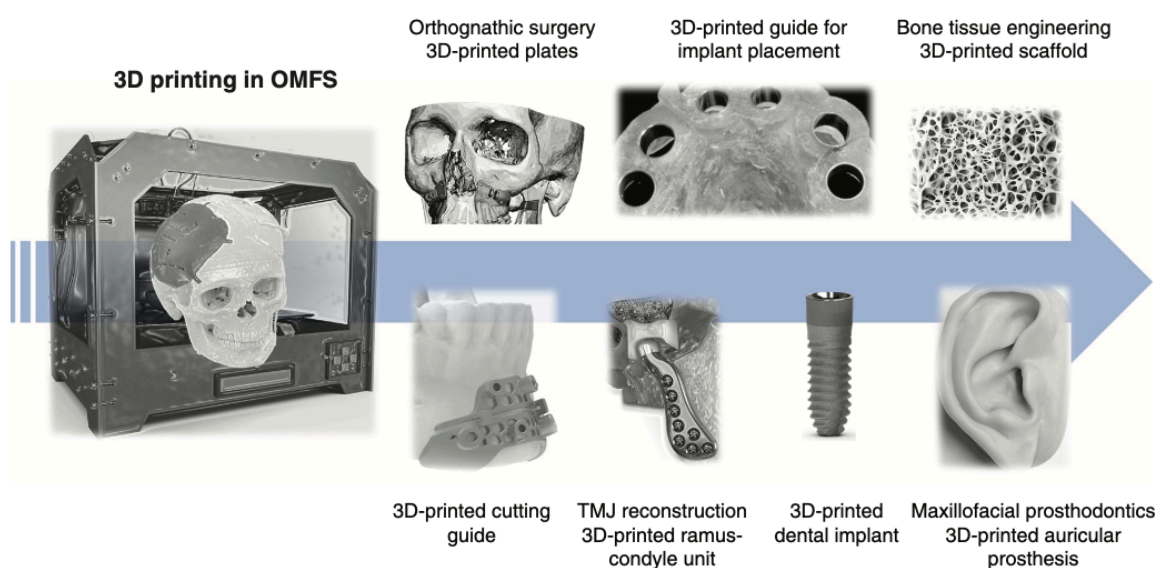
The clinical application of this technology is based on a digital workflow that begins with the acquisition of patient-specific radiological images (CT or MRI) and involves the conversion of Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) data into three-dimensional models (STL) through segmentation processes (Shim, 2023). During the manufacturing phase, polymer-based techniques such as Fused Deposition Modeling (FDM) and SLA are commonly used for anatomical models and surgical guides, whereas powder bed fusion techniques—including Selective Laser Melting (SLM) and Electron Beam Melting (EBM)—are preferred for processing biocompatible metal alloys such as titanium and cobalt–chromium (Attarilar et al., 2020; Louvrier et al., 2017). In contrast to conventional subtractive manufacturing methods, these approaches permit the fabrication of complex geometries and internal structures (e.g., lattice architectures), thereby enabling optimization of the mechanical properties of implants.

Materials used in reconstructive surgery are of critical importance with respect to biocompatibility, mechanical strength, and tissue integration. Although titanium alloys—particularly Ti6Al4V—have long been regarded as the “gold standard” due to their high load-bearing capacity and favorable osseointegration properties, their relatively high elastic modulus compared with bone may lead to the phenomenon of *stress shielding*, which can result in bone resorption (Ghionea et al., 2025). In contrast, high-performance polymers such as polyetheretherketone (PEEK) have emerged as strong alternatives owing to their elastic modulus comparable to that of cortical bone and their radiolucent properties, which prevent

imaging artifacts and provide improved mechanical compatibility (Moiduddin et al., 2023). In addition, bioceramics such as hydroxyapatite (HA) and tricalcium phosphate (β -TCP) are widely used in bone tissue engineering for scaffold fabrication, thereby enhancing osteoconductive properties (Latimer et al., 2021).

In clinical practice, the primary application areas of 3D printing technology include anatomical models, surgical cutting and drilling guides, patient-specific implants (PSIs), and occlusal splints (Hadad et al., 2023). Particularly in mandibular and orbital reconstructions, virtual surgical planning (VSP) combined with 3D-printed guides has been shown to significantly reduce operative time, improve surgical accuracy, and decrease postoperative complications, ultimately leading to enhanced aesthetic and functional outcomes (Garza-Cisneros et al., 2022). By transforming surgery from a “prediction-based” process into a “plan-driven” and predictable discipline, these technologies substantially improve overall patient satisfaction.

Figure 1: 3D Printing Technologies in Oral and Maxillofacial Surgery



(Hadad et al., 2023)

1. Overview of Additive Manufacturing in Maxillofacial Surgery

Additive manufacturing, commonly known as three-dimensional (3D) printing, is a production technology in which digital data are transformed into physical objects through layer-by-layer fabrication using computer-aided design (CAD) software. Unlike conventional *subtractive manufacturing* methods, this process minimizes material waste while enabling the production of complex geometries and patient-specific structures (Chen et al., 2025). The foundations of this revolutionary development in the medical field were laid in the mid-1980s with the invention of stereolithography (SLA) by Charles Hull (Ballard et al., 2020).

Initial applications in maxillofacial surgery emerged in the early 1990s with the fabrication of anatomical models, and the technology has since expanded to encompass a broad spectrum of applications, ranging from surgical guides to biodegradable scaffolds (Assari, 2023; Louvrier et al., 2017).

The clinical success of this technology relies on a precise digital workflow extending from imaging to fabrication. The process begins with the acquisition of patient-specific anatomical data using high-resolution modalities such as computed tomography (CT) or magnetic resonance imaging (MRI) (Eskandar, 2025). These data, stored in the Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) format, are converted into virtual three-dimensional models by means of segmentation, during which the tissues of interest (e.g., bone, teeth, tumors) are isolated, and are subsequently exported in the Standard Tessellation Language (STL) format, which is commonly used for manufacturing (Wang et al., 2024). These digital twins enable surgeons to examine pathology in three dimensions, perform virtual surgical planning (VSP), and conduct preoperative simulations (Garza-Cisneros et al., 2022).

In maxillofacial surgical practice, 3D printing technologies are primarily classified into four main categories: anatomical contour models, surgical guides, occlusal splints, and patient-specific implants (PSIs) (Ghai et al., 2018). Particularly in trauma cases, orthognathic surgery, and post-oncologic resection reconstructions, the use of data obtained from the patient's unaffected side through the *mirroring* technique plays a critical role in restoring facial symmetry and function (Hadad et al., 2023). Compared with conventional methods, 3D printing–assisted procedures have been widely reported in the literature to significantly reduce operative time, enhance surgical accuracy, and decrease postoperative complications (Yashavanth Kumar et al., 2022).

2. 3D Printing Technologies and Mechanisms

Additive manufacturing methods used in maxillofacial surgery vary according to the type of processed material (polymer, metal, ceramic, or bioink) and the principle of layer formation. The fundamental working mechanism of these technologies is based on the transformation of computer-aided design (CAD) data—typically in Standard Tessellation Language (STL) format—into a physical structure through layer-by-layer fabrication (Dod et al., 2023). Currently, the most frequently employed methods in surgical planning and implant production are classified as material extrusion (FDM), vat photopolymerization (SLA, DLP), and powder bed fusion (SLS, SLM, EBM) (Hadad et al., 2023). The resolution capacity, production speed, and cost associated with each technique are decisive factors in technology selection based on the specific clinical indication (e.g., anatomical modeling versus load-bearing implant fabrication) (Najafi et al., 2025).

The most widely used and cost-effective method in polymer-based fabrication is Fused Deposition Modeling (FDM). In this technique, thermoplastic filaments such as polylactic acid (PLA) or acrylonitrile butadiene styrene (ABS) are melted through a heated nozzle and deposited onto a build platform; in recent years, this approach has also been extended to the

fabrication of patient-specific implants using polyetheretherketone (PEEK), a high-performance polymer (Ostas et al., 2022). For surgical guides and splints that require higher surface accuracy and finer detail, stereolithography (SLA) and digital light processing (DLP) are generally preferred. While SLA cures liquid photopolymer resin point by point using an ultraviolet (UV) laser, DLP employs a digital micromirror device (DMD) to polymerize an entire layer simultaneously, thereby increasing production speed (Wang et al., 2024).

For permanent, load-bearing implants—particularly those made of titanium and its alloys—powder bed fusion technologies such as Selective Laser Melting (SLM) and Electron Beam Melting (EBM) have become the standard. These methods enable the complete melting of metal powders using high-energy laser or electron beams, allowing the fabrication of geometries with a level of complexity unattainable by conventional casting techniques (Jindal et al., 2021). Through SLM and EBM technologies, porous internal architectures resembling lattice or honeycomb structures can be integrated into implants; this design strategy brings the elastic modulus of the implant closer to that of bone, thereby reducing the risk of stress shielding and enhancing osseointegration (Ghionea et al., 2025; Wang et al., 2024).

3. Biomaterials Used and Their Properties

Biomaterials used in maxillofacial surgery constitute one of the most critical factors determining the long-term success of implants and are primarily classified into metals, polymers, ceramics, and their composites. Titanium and its alloys—particularly Ti6Al4V—have long been regarded as the “gold standard” and are frequently preferred in load-bearing regions (such as mandibular reconstruction) due to their high mechanical strength, corrosion resistance, and superior osseointegration capacity (Ghionea et al., 2025). However, the elastic modulus of titanium (~110 GPa) is considerably higher than that of human cortical bone (~13–17 GPa). This mismatch in elastic modulus may cause the load to be borne predominantly by the implant rather than the surrounding bone, leading to the phenomenon known as *stress shielding* and, ultimately, to bone resorption around the implant (Sağsöz et al., 2025). In addition, scattering artifacts produced by metallic implants during computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI) represent another disadvantage, as they complicate postoperative imaging and follow-up assessments (Wang et al., 2024).

As alternatives to the disadvantages associated with metals, high-performance polymers such as polyetheretherketone (PEEK) have attracted increasing attention. With an elastic modulus of approximately 3.9 GPa, PEEK exhibits mechanical behavior much closer to that of human bone, thereby minimizing the risk of stress shielding and enabling a more physiological transfer of load to the surrounding bone tissue (Ghionea et al., 2025). Its radiolucent nature, which prevents the formation of artifacts in radiological imaging, represents a major advantage in postoperative surveillance, particularly following tumor surgery. However, PEEK is a biologically inert (bioinert) material and does not exhibit osseointegration as robust as that of titanium; consequently, surface modifications or coatings with bioactive agents such as hydroxyapatite (HA) are often required to enhance bone–implant integration (Najafi et al., 2025). Furthermore, carbon fiber–reinforced PEEK (CF-PEEK), developed to improve the

mechanical strength of PEEK, demonstrates a lower fatigue life than titanium under oblique loading conditions, yet provides a more homogeneous stress distribution in regions with low bone density (Sağsöz et al., 2025).

Bioceramics and composite materials are particularly prominent in tissue engineering and regenerative medicine applications. Calcium phosphate derivatives such as hydroxyapatite (HA) and tricalcium phosphate (β -TCP) exhibit excellent osteoconductive properties owing to their similarity to the mineral phase of bone (Moraes et al., 2025). Nevertheless, the brittle nature of ceramics limits their standalone use in load-bearing regions; therefore, they are commonly combined with polymers (e.g., PCL, PLA, PLGA) to fabricate composite scaffolds (Wang et al., 2024). For instance, nano-hydroxyapatite and β -TCP composites have been reported to promote greater vascularization (via increased VEGF expression) and to accelerate bone formation compared with autogenous bone grafts (Moraes et al., 2025). In addition, hydrogel-based bioinks (e.g., collagen, gelatin, alginate), owing to their structures that support cell viability, are increasingly employed in 3D bioprinting technologies for both soft and hard tissue regeneration (Najafi et al., 2025).

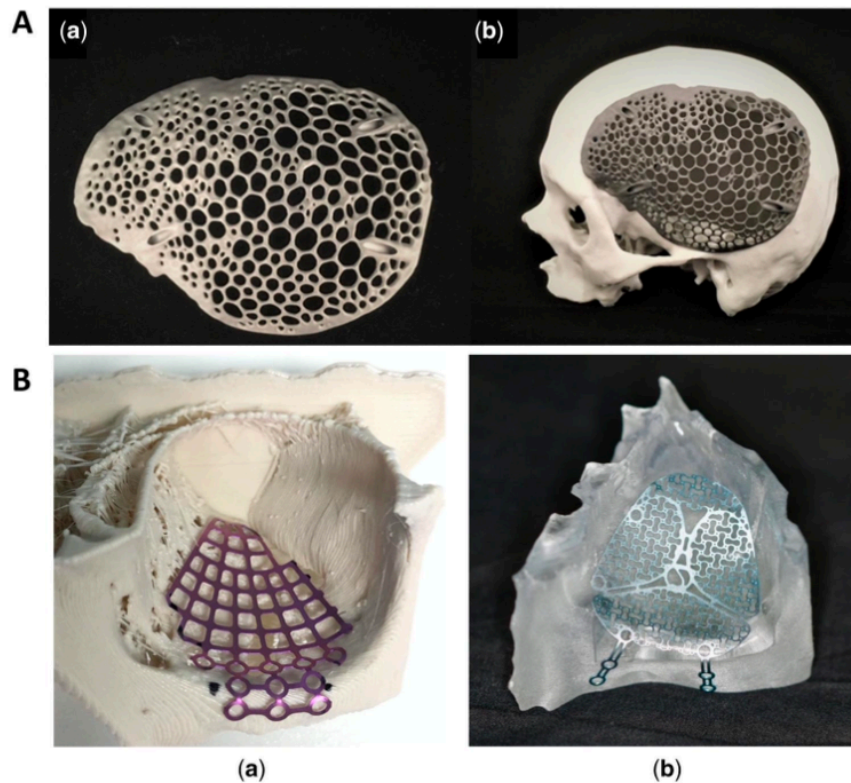
4. Clinical Application Areas

In maxillofacial surgery, the most common and fundamental clinical application of 3D printing technologies is the fabrication of patient-specific anatomical models and surgical guides. Anatomical models enable the surgical team to visualize pathology in three dimensions, allow for preoperative prebending of implants or reconstruction plates, and facilitate improved communication with patients (Hadad et al., 2023). Particularly in microvascular mandibular reconstructions, the use of in-house-produced 3D models instead of commercially manufactured, high-cost models significantly reduces expenses and shortens operative time by simplifying plate prebending procedures (DeBusk et al., 2025). Surgical guides play a critical role in defining osteotomy lines, guiding screw placement, and ensuring accurate alignment of bone segments. For example, in reconstructions performed using fibula free flaps, 3D-printed cutting guides enhance the precision of bone cuts at both donor and recipient sites, reduce ischemia time, and result in a significant decrease in overall operative duration (Garza-Cisneros et al., 2022).

Patient-specific implants (PSIs) have revolutionized the reconstruction of large bone defects in cases where standard solutions are insufficient. Particularly in segmental mandibular reconstructions, implants fabricated from titanium or polyetheretherketone (PEEK) enable both aesthetic and functional restoration by achieving an exact fit to the patient's anatomy (Ghionea et al., 2025). Finite element analysis (FEA) studies have demonstrated that titanium implants provide high mechanical stability, whereas PEEK implants—owing to an elastic modulus closer to that of bone—reduce the effect of stress shielding and offer a more homogeneous load distribution (Ghionea et al., 2025). Moreover, in orbital floor fractures or zygomatic deformities, implants produced by replicating the intact contralateral side using the *mirroring* technique have shown high success rates in restoring facial symmetry (Najafi et al., 2025; Wang

et al., 2024). Figure 2 illustrates PSI materials manufactured for orbital floor and temporal region reconstruction.

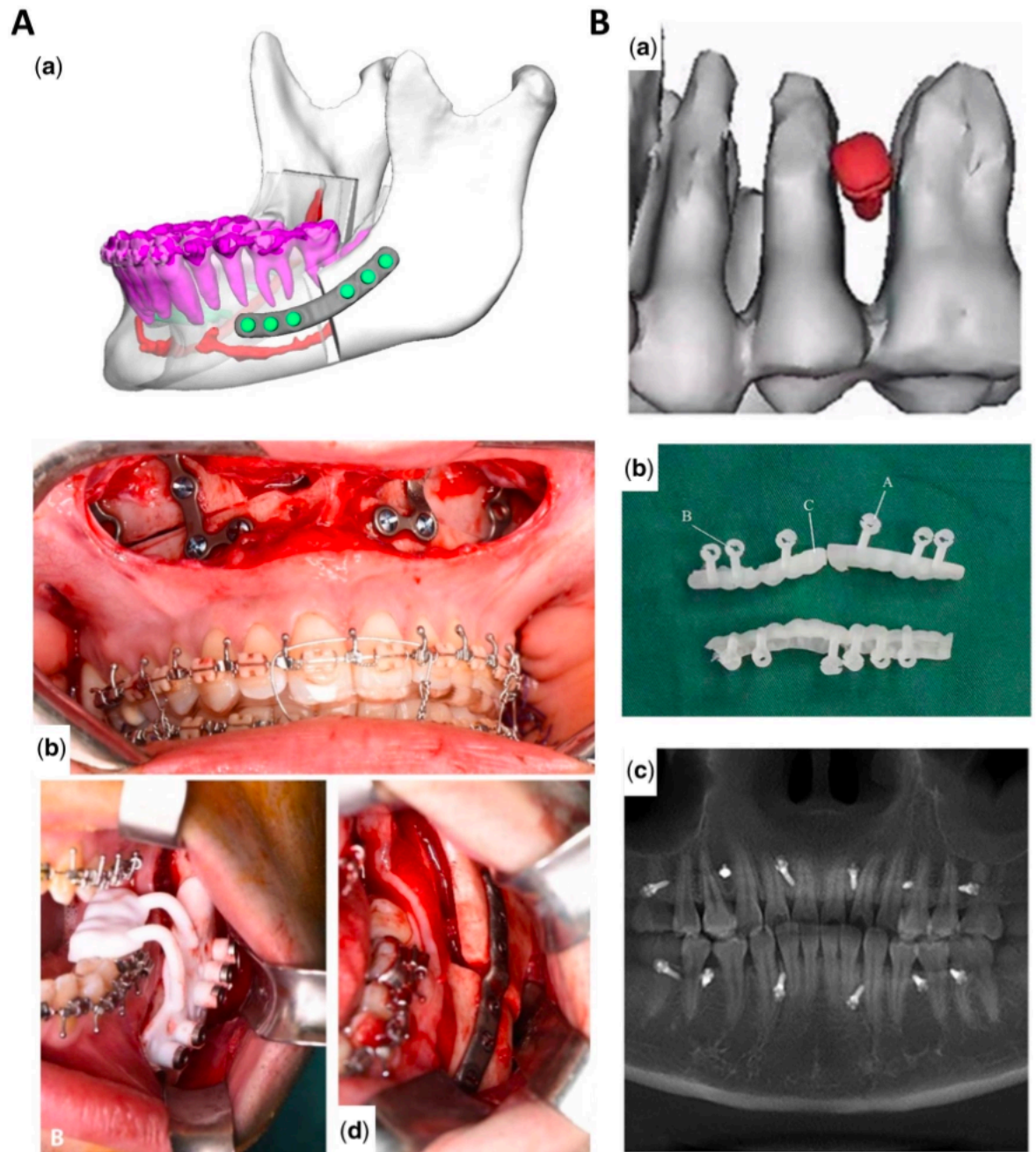
Figure 2: 3D-printed patient-specific implants (PSIs) for defective bone reconstruction. (A) (a) A cranial implant with a Voronoi pattern manufactured using selective laser melting (SLM); (b) a skull biomodel demonstrating accurate implant fit. (B) Pre-bent orbital plates fabricated using a 3D-printed anatomical model: (a) a Matrix MIDFACE mesh plate positioned on a polylactic acid (PLA) model; (b) a Medartis Modus Midface OPS 1.5 plate positioned on a transparent MED610 model



(Wang et al., 2024)

Orthognathic surgery and temporomandibular joint (TMJ) reconstructions are also among the clinical areas in which 3D printing technologies are extensively utilized. In orthognathic surgery, conventional occlusal wafers are increasingly being replaced by computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM)–produced surgical splints and even waferless surgical approaches; these methods enable precise repositioning of the maxilla and mandible according to preoperative planning (Wang et al., 2024). Figure 3 illustrates these plates. In conditions such as TMJ ankylosis or following tumor resection, patient-specific total joint prostheses fabricated from titanium or cobalt–chromium–molybdenum alloys and designed to conform precisely to the patient’s fossa and condylar anatomy are employed (Hadad et al., 2023). These prostheses significantly reduce pain levels while markedly improving mandibular function and mouth opening in affected patients (Wang et al., 2024).

Figure 3: Three-dimensionally printed plates and screws used in orthognathic surgery.
(A) **(a)** CAD design of patient-specific plates; **(b)** intraoperative view of manually bent plates;
(c) a 3D-printed positioning guide; **(d)** a CAD/CAM-manufactured plate.
(B) **(a)** Virtual placement of intermaxillary fixation screws; **(b)** digital guide model; **(c)** tomographic image of intermaxillary fixation screws (IMFS) placed using the digital guide



(Wang et al., 2024).

5. 3D Bioprinting and Tissue Engineering

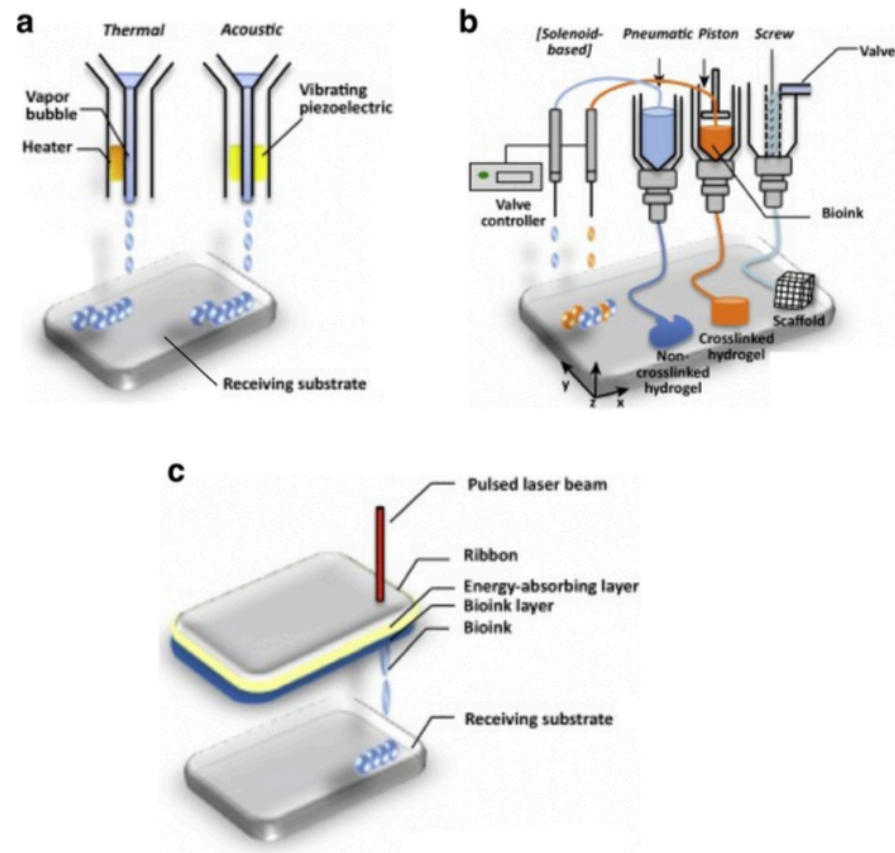
In maxillofacial surgery, tissue engineering and regenerative medicine have emerged as rapidly advancing fields aimed at overcoming the limitations of conventional grafting methods.

Three-dimensional (3D) bioprinting is an advanced technology that enables the fabrication of structures mimicking native tissue architecture and function through the layer-by-layer deposition of living cells, biomaterials, and growth factors formulated as so-called *bioinks* (Najafi et al., 2025). The principal fabrication techniques employed in this process include extrusion-based bioprinting, which allows high cell density but carries a risk of shear stress–induced cell damage; laser-assisted bioprinting (LAB), which offers high resolution and excellent cell viability; and stereolithography (SLA), which utilizes light-sensitive polymers (Kumar et al., 2021; Salah et al., 2020). These technologies hold considerable promise for the reconstruction of patient-specific anatomical defects, particularly in the repair of cartilage, bone, and soft tissue loss.

The success of the bioprinting process largely depends on the properties of the bioinks employed. An ideal bioink should strike a balance between printability and biocompatibility while closely mimicking the extracellular matrix (ECM). Hydrogels—such as collagen, gelatin, alginate, and hyaluronic acid—are frequently preferred in soft tissue engineering due to their high water content and their ability to support cell viability (Wang et al., 2024). However, in applications that require load-bearing capacity, such as bone tissue engineering, the mechanical strength of these hydrogels is often insufficient. Consequently, composite scaffolds have been developed in which synthetic polymers such as polycaprolactone (PCL) are reinforced with bioceramics like hydroxyapatite (HA) or tricalcium phosphate (β -TCP) (Najafi et al., 2025; Salah et al., 2020). In addition, biofunctional bioinks are enriched with bioactive agents—such as platelet-rich plasma (PRP) or bone morphogenetic proteins (BMP-2)—to accelerate tissue regeneration (Najafi et al., 2025).

One of the most critical challenges in bioprinting technology is the establishment of a functional vascular network capable of nourishing thick tissue constructs (approximately $>200\ \mu\text{m}$). In the absence of adequate vascularization, ischemia and necrosis develop within the central regions of the tissue (Latimer et al., 2021). To address this challenge, strategies such as the controlled release of angiogenic factors (e.g., vascular endothelial growth factor [VEGF]), co-culture of endothelial cells with supportive stromal cells, and the creation of microchannels using sacrificial inks are actively being investigated (Najafi et al., 2025; Salah et al., 2020). These approaches are illustrated using the technique described in Figure 2. Furthermore, the integration of exosomes and gene therapy vectors into scaffolds represents a new-generation strategy aimed at simultaneously promoting angiogenesis and osteogenesis (Latimer et al., 2021).

Figure 4: 1. Schematic representation of 3D bioprinting techniques: **(a)** inkjet bioprinting, **(b)** microextrusion-based bioprinting, and **(c)** laser-assisted bioprinting



(Salah et al., 2020)

From a future perspective, the concept of *4D bioprinting* introduces a new dimension to tissue engineering through the use of “smart” materials capable of changing shape or properties over time. These technologies can dynamically adapt to the tissue maturation process by responding to external stimuli such as temperature and pH (Najafi et al., 2025). At the stage of clinical translation, however, the biosafety, immunocompatibility, and regulatory compliance (e.g., ISO 10993 standards) of patient-specific implants remain significant challenges to be addressed. Nevertheless, preclinical successes achieved in the reconstruction of cartilage (e.g., auricular and nasal) and bone defects strengthen the potential of bioprinting to become a standard treatment modality in the future of maxillofacial surgery, with the capacity to eliminate donor-site morbidity (Kumar et al., 2021; Najafi et al., 2025).

6. Future Trends and Advanced Technologies

The evolution of 3D printing technology in maxillofacial surgery is progressing toward an era of *intelligent bioprinting* through the integration of artificial intelligence (AI) and machine learning (ML). AI algorithms minimize trial-and-error phases in design and manufacturing by automating the segmentation of medical images and by predicting the printability of bioink formulations in advance (Najafi et al., 2025). Deep learning models are also employed to detect

and correct errors that may occur during the printing process—such as improper layer deposition—in real time, thereby enhancing manufacturing precision and the structural integrity of implants. Moreover, AI enables the analysis of patient-specific genetic and anatomical data, facilitating the development of personalized implant designs that reduce the risk of immune rejection and enhance functional integration (Najafi et al., 2025).

One of the most promising developments for the future is *4D printing* technology, in which time is incorporated as a fourth dimension. This technology enables the fabrication of “smart” materials—such as shape-memory polymers—that can change their shape or properties over time in response to external stimuli, including temperature, pH, or humidity (Latimer et al., 2021). In maxillofacial surgery, 4D printing has the potential to reduce the need for future revision surgeries by enabling the production of scaffolds that transform as bone healing progresses or adaptive implants that can expand and change shape in parallel with a child’s growth in pediatric patients (“The Future of 3D/4D Printing in Oral Surgery”, 2025). These dynamic structures can also utilize environmental cues to optimize the release of angiogenic and osteogenic factors during wound healing and tissue formation (Latimer et al., 2021).

The integration of virtual reality (VR) and augmented reality (AR) technologies with 3D printing is establishing a new standard in surgical planning and intraoperative navigation. While VR allows surgeons to examine complex anatomical structures in a virtual environment prior to surgery, AR enables the direct projection of digital models and surgical plans—such as osteotomy lines or implant positions—onto the patient during the procedure (Zoabi et al., 2022). This *co-registration* capability allows surgeons to visualize digital data in real time within the surgical field without disengaging from the physical environment, thereby increasing precision and facilitating the preservation of critical anatomical structures, particularly in tumor resection and orthognathic surgery. Moreover, when used in conjunction with 3D-printed models, these technologies provide a tangible and comprehensible platform for medical education and patient counseling (Wang et al., 2024; Zoabi et al., 2022).

Another advanced technology in regenerative medicine is the *in situ bioprinting* approach, which involves printing scaffolds directly into the surgical defect rather than fabricating them in a laboratory setting. This method aims to shape the scaffold in direct conformity with the patient’s anatomy, particularly in regions with complex morphology or limited surgical access (Latimer et al., 2021). In addition, the combination of bioprinting with gene-editing technologies—such as CRISPR-Cas9—is expected to enhance the effectiveness of personalized treatments in tissue engineering by endowing cells with features such as increased resistance to hypoxia or improved therapeutic factor release (Najafi et al., 2025).

7. Economic, Legal, and Ethical Considerations

The integration of 3D printing technologies into maxillofacial surgery, although initially associated with high equipment and software acquisition costs, offers an economically sustainable model in the long term through improved operational efficiency and cost savings. Economic analyses have demonstrated that the use of 3D printing–assisted anatomical models

and surgical guides leads to a significant reduction in operating room time; specifically, anatomical models have been shown to save an average of 62 minutes per case, while surgical guides provide an average time saving of 23 minutes (Ballard et al., 2020). Given the high cost per minute of operating room utilization, these time savings translate into substantial financial benefits for hospital budgets (Garza-Cisneros et al., 2022).

Furthermore, point-of-care (PoC) manufacturing laboratories established within hospitals dramatically reduce costs compared with industrial manufacturing. For example, while the average cost of industrially produced patient-specific plates for mandibular reconstruction is approximately USD 7,709, the cost of standard plates prebent on in-house-produced 3D models is around USD 1,453, representing a per-case saving exceeding USD 6,000 (DeBusk et al., 2025; Lawless et al., 2022). Nevertheless, when establishing in-house manufacturing facilities, so-called “hidden costs”—including software licensing fees, employment of qualified personnel, and material expenses—must also be carefully considered (Pinchbeck, 2023).

The clinical implementation of these technologies is subject to strict national and international regulatory frameworks designed to ensure patient safety. The U.S. Food and Drug Administration (FDA) and the European Union Medical Device Regulation (MDR) classify 3D-printed medical devices into risk categories (Class I, II, and III) and require manufacturers to comply with quality management systems such as ISO 13485 (FDA, 2017; “What Is a Class III Medical Device?...”, 2024; Shim, 2023). In Türkiye, within the scope of the Product Tracking System (ÜTS) administered by the Turkish Medicines and Medical Devices Agency (TİTCK), patient-specific (custom-made) devices must also be registered as “final products,” and manufacturers or importers are required to be defined within the system (“Custom-Made Devices...”, 2017). Particularly in point-of-care manufacturing settings within hospitals, although regulatory provisions such as the “Healthcare Institution Exemption” exist, this does not alter the necessity for hospitals to conduct quality control and validation processes—such as software verification, sterilization, and biocompatibility testing—with the same rigor expected of medical device manufacturers (Pinchbeck, 2023).

From an ethical perspective, while 3D printing technology strengthens the promise of personalized medicine, it also introduces new areas of debate, including equitable access to technology and data security. In bioprinting and tissue engineering applications, the sources of cells—particularly stem cells—and the use of gene-editing technologies raise ethical dilemmas concerning informed consent and ownership of biological materials (Eskandar, 2025; Najafi et al., 2025). Moreover, ensuring that devices produced in hospital settings demonstrate safety profiles equivalent to those of industrially manufactured implants constitutes a primary ethical obligation in terms of patient safety; accordingly, clinicians and engineers must verify that the software and hardware used are FDA-approved or CE-certified (Christensen & Rybicki, 2017). Conversely, the use of 3D-printed anatomical models in patient education enhances patients’ understanding of surgical procedures, thereby strengthening the process of informed consent and contributing positively to physician–patient communication (Hadad et al., 2023).

Conclusion

The integration of three-dimensional (3D) printing technologies into maxillofacial surgery has transformed surgical practice from traditional, *prediction-oriented* approaches into a *plan-driven* and predictable discipline of precision medicine. The use of virtual surgical planning (VSP) and patient-specific implants (PSIs) minimizes operative uncertainty, shortens surgical duration, reduces ischemia time, and lowers postoperative complication rates (Ballard et al., 2020; Garza-Cisneros et al., 2022). Particularly in complex mandibular and orbital reconstructions, titanium- and polyetheretherketone (PEEK)–based implants that conform precisely to patient anatomy optimize both aesthetic and functional restoration; moreover, the radiolucent nature and bone-matched elastic modulus of PEEK offer innovative solutions to longstanding issues such as stress shielding and imaging artifacts (Ghionea et al., 2025; Lommen et al., 2022).

The next phase of this technological evolution extends beyond defect repair toward biologically driven regeneration through 3D bioprinting and tissue engineering applications. The use of biodegradable scaffolds and cell-laden bioinks enhances the body's intrinsic regenerative capacity and holds the potential to eliminate donor-site morbidity (Najafi et al., 2025). In parallel, the incorporation of artificial intelligence (AI)–assisted design algorithms and time-responsive 4D printing technologies enables implants to adapt dynamically to biological processes, opening new horizons in personalized treatment strategies (Eskandar, 2025; Wang et al., 2024).

From an economic and regulatory perspective, point-of-care manufacturing laboratories established within hospitals substantially reduce costs and waiting times compared with industrial solutions, thereby improving accessibility to these technologies (DeBusk et al., 2025). Nevertheless, this rapid digital transformation necessitates strict compliance with international regulations such as those of the FDA and MDR, as well as rigorous implementation of data security and biocompatibility standards. In conclusion, by fostering multidisciplinary collaboration among surgeons, engineers, and radiologists, 3D printing technology is permanently elevating standards of patient care in maxillofacial surgery (Hadad et al., 2023).

References

- Assari, A. (2023). Usability of three-dimensional printing in maxillofacial surgery: A narrative review. *The Open Dentistry Journal*, 17. <https://doi.org/10.2174/18742106-v17-e230508-2023-37>
- Attarilar, S., Ebrahimi, M., Djavanroodi, F., et al. (2020). 3D printing technologies in metallic implants: A thematic review on the techniques and procedures. *International Journal of Bioprinting*, 7(1), 306.
- Ballard, D. H., Mills, P., Duszak, R., Weisman, J. A., Rybicki, F. J., & Woodard, P. K. (2020). Medical 3D printing cost-savings in orthopedic and maxillofacial surgery: Cost analysis of

operating room time saved with 3D printed anatomic models and surgical guides. *Academic Radiology*, 27(8), 1103–1113. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2019.08.011>

Chen, Y., & Wei, J. (2024). Application of 3D printing technology in dentistry: A review. *Polymers*, 17(7), 886. <https://doi.org/10.3390/polym17070886>

Christensen, A., & Rybicki, F. J. (2017). Maintaining safety and efficacy for 3D printing in medicine. *3D Printing in Medicine*, 3, 1. <https://doi.org/10.1186/s41205-016-0009-5>

DeBusk, W. T., Bhethanabotla, R. M., David, A. P., Heaton, C. M., Park, A. M., Seth, R., & Knott, P. D. (2025). Cost comparison of industry versus in-house three-dimensional printed models for microvascular mandible reconstruction. *Facial Plastic Surgery & Aesthetic Medicine*, 27(2), 157–162. <https://doi.org/10.1089/fpsam.2024.0172>

Dod, G., Jibhakate, R., & Walke, P. (2023). A review on 3D printing maxillofacial surgery: Present work and future prospects. *Materials Today: Proceedings*. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2023.06.049>

Eskandar, K. (2025). 3D bioprinting for facial reconstruction: Advances and challenges. *Regenesi Repair Rehabilitation*, 1, 16–23. <https://doi.org/10.1016/j.rerere.2025.04.002>

Garza-Cisneros, A. N., García-Pérez, M. M., Rodríguez-Guajardo, W. J., Elizondo-Riojas, G., & Negreros-Osuna, A. A. (2022). Cost-effective solution for maxillofacial reconstruction surgery with virtual surgical planning and 3D printed cutting guides reduces operative time. *Plastic Surgery*, 32(1), 70–77. <https://doi.org/10.1177/22925503221078692>

Ghai, S., Sharma, Y., Jain, N., Satpathy, M., & Pillai, A. K. (2018). Use of 3-D printing technologies in craniomaxillofacial surgery: A review. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 22, 249–259. <https://doi.org/10.1007/s10006-018-0704-z>

Ghionea, I. G., Tarba, C. I., Cristache, C. M., Filipov, I., & Beuran, I. A. (2025). A comparative finite element analysis of titanium, autogenous bone, and polyetheretherketone (PEEK)-based solutions for mandibular reconstruction. *Materials*, 18, 314. <https://doi.org/10.3390/ma18020314>

Hadad, H., Boos Lima, F. B., Shirinbak, I., Porto, T. S., Chen, J. E., & Guastaldi, F. P. (2023). The impact of 3D printing on oral and maxillofacial surgery. *Journal of 3D Printing in Medicine*, 7(2). <https://doi.org/10.2217/3dp-2022-0025>

Jindal, S., Manzoor, F., Haslam, N., & Mancuso, E. (2021). 3D printed composite materials for craniofacial implants: Current concepts, challenges and future directions. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 112, 635–653. <https://doi.org/10.1007/s00170-020-06397-1>

Kumar, P. R., Kalavathy, N., Shetty, M. M., Sanketh, A. K., & Tidke, R. (2021). 3D bioprinting: The imminent future of maxillofacial rehabilitation. *RGUHS Journal of Dental Sciences*, 13(3), 220–226. https://doi.org/10.26715/rjds.13_3_11

Latimer, J. M., Maekawa, S., Yao, Y., Wu, D. T., Chen, M., & Giannobile, W. V. (2021). Regenerative medicine technologies to treat dental, oral, and craniofacial defects. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9, 704048. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.704048>

Lawless, M., Swendseid, B., & Old, M. (2022). Review of cost and surgical time implications using virtual patient specific planning and patient specific implants in midface reconstruction. *Plastic and Aesthetic Research*, 9, 26. <https://doi.org/10.20517/2347-9264.2021.108>

Lommen, J., Schorn, L., Sproll, C., Haussmann, J., Kübler, N. R., Budach, W., Rana, M., & Tamaskovics, B. (2022). Reduction of CT artifacts using polyetheretherketone (PEEK), polyetherketoneketone (PEKK), polyphenylsulfone (PPSU), and polyethylene (PE) reconstruction plates in oral oncology. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 80(8), 1272–1283.

Louvrier, A., Marty, P., Barrabé, A., Euvrard, E., Chatelain, B., Weber, E., & Meyer, C. (2017). How useful is 3D printing in maxillofacial surgery? *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 118, 206–212.

Medex Kurumsal Danışmanlık. (2024, April 25). *Sınıf III tıbbi cihaz nedir? ÜTS kayıt belgeleri*. <https://www.medexmedikal.com/post/sinif-iii-tibbi-cihaz-nedir-uts-kayit-belgeleri>

Moiduddin, K., Mian, S. H., Umer, U., Alkhalefah, H., Ahmed, F., & Hashmi, F. H. (2023). Design, analysis, and 3D printing of a patient-specific polyetheretherketone implant for the reconstruction of zygomatic deformities. *Polymers*, 15, 886.

Moraes, P. H., Ferreira, L., Rodrigues da Silva, J. F., Costa, B. T., Rangel Neto, A. L., da Silva Paiva, M. J., et al. (2025). Comparison between nano-hydroxyapatite/beta-tricalcium phosphate composite and autogenous bone graft in bone regeneration applications: Biochemical mechanisms and morphological analysis. *International Journal of Molecular Sciences*, 26(1), 52. <https://doi.org/10.3390/ijms26010052>

Najafi, N., Vartanian, K. B., Eskandar, T., Ghookas, K., Rostomian, E., & Agrawal, D. K. (2025). Bioprinting for craniofacial reconstruction: A review of advancements, clinical use, and challenges. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 53, 2255–2269. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2025.10.010>

Ostas, D., Almășan, O., Ileașan, R. R., Andrei, V., Thieringer, F. M., Hedeșiu, M., & Rotar, H. (2022). Point-of-care virtual surgical planning and 3D printing in oral and cranio-maxillofacial surgery: A narrative review. *Journal of Clinical Medicine*, 11, 6625. <https://doi.org/10.3390/jcm11226625>

Pinchbeck, H. (2023, April 11). *Medical 3D printing at the point of care: A regulatory comparison*. Insight Surgery. <https://www.insightsurgery.com/medical-3d-printing-at-the-point-of-care-a-regulatory-comparison/>

Ridge Oral Surgery. (2025, September 17). *The future of 3D/4D printing in oral surgery*. <https://ridgeoralsurgery.com/future-3d-4d-printing/>

Sağsöz, N. P., Murat, F., Sevinç Gül, S. N., & Şensoy, A. T. (2025). CF-PEEK vs. titanium dental implants: Stress distribution and fatigue performance in variable bone qualities. *Biomimetics*, 10(9), 619. <https://doi.org/10.3390/biomimetics10090619>

Salah, M., Tayebi, L., Moharamzadeh, K., & Naini, F. B. (2020). Three-dimensional bio-printing and bone tissue engineering: Technical innovations and potential applications in maxillofacial reconstructive surgery. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*, 42, 18. <https://doi.org/10.1186/s40902-020-00263-6>

Shim, K. W. (2023). Medical applications of 3D printing and standardization issues. *Brain Tumor Research and Treatment*, 11(3), 159–165. <https://doi.org/10.14791/btrt.2023.0001>

T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu. (2017). *İsmarlama üretilen tıbbi cihazların ÜTS kayıtları hakkında duyuru*. <http://www.ubbmed.com/wp-content/uploads/2017/06/eiuyLJ0O.pdf>

U.S. Food and Drug Administration. (2017). *Process of 3D printing medical devices*. <https://www.fda.gov/medical-devices/3d-printing-medical-devices/process-3d-printing-medical-devices>

Wang, X., Mu, M., Yan, J., Han, B., Ye, R., & Guo, G. (2024). 3D printing materials and 3D printed surgical devices in oral and maxillofacial surgery: Design, workflow and effectiveness. *Regenerative Biomaterials*, 11, rbae066. <https://doi.org/10.1093/rb/rbae066>

Yashavanth Kumar, D. S., Christopher, S. D., Mallegowda, H., Dave, V., Gulia, S. K., & Bhanot, R. (2022). Three-dimensional printing in the field of oral and maxillofacial surgery. *National Journal of Maxillofacial Surgery*, 13(Suppl 1), S19–S23. https://doi.org/10.4103/njms.NJMS_43_20

Zoabi, A., Redenski, I., Oren, D., Kasem, A., Zigron, A., Daoud, S., Moskovich, L., Kablan, F., & Srouji, S. (2022). 3D printing and virtual surgical planning in oral and maxillofacial surgery. *Journal of Clinical Medicine*, 11, 2385. <https://doi.org/10.3390/jcm11092385>

