

PROTETİK DİŞ HEKİMLİĞİNDE KLASİK VE GÜNCEL YAKLAŞIMLAR

EDİTÖR:
EMİNE GÖNCÜ BAŞARAN



BİDGE Yayınları

Protetik Diş Hekimliğinde Klasik ve Güncel Yaklaşımlar

Editör: EMİNE GÖNCÜ BAŞARAN

ISBN: ISBN Eklenecek

1. Baskı

Sayfa Düzeni: Gözde YÜCEL

Yayınlama Tarihi: 2026-06-25

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



Protetik Diş Hekimliğinde Klasik ve Güncel Yaklaşımlar adlı bu kitap, alanın temel kavramlarını ve yerleşik tedavi prensiplerini güncel bilgi ve uygulamalarla bir araya getirmiştir. Total protezlerden implant üstü restorasyonlara, materyal biliminden dijital iş akışlarına kadar protetik diş hekimliğinin farklı yönleri ele alınmıştır.

Bu kitabın protetik diş hekimliği alanına katkı sağlamasını ve okuyuculara yararlı bir kaynak olmasını temenni ediyorum.

İÇİNDEKİLER

İLERİ DERECEDE REZORBE MANDİBULAR KRETLERİN PROTETİK REHABİLİTASYONU	1
<i>OĞUZ ALP KÖSE</i>	
PROTEZ ASTAR MATERYALLERİ	28
<i>MERVE DEDE, AZİZE DEMİR</i>	
TAM DİŞSİZ HASTALARDA DİJİTAL TOTAL PROTEZ TASARIM VE ÜRETİM PROTOKOLLERİ	45
<i>SEDA NUR BOZKURT, BERNA BIŞKİN DİNÇER, AYŞEGÜL HAZİR</i>	
HAREKETLİ PROTEZLERDE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ: BİYOMEKANİK YAKLAŞIM VE KLİNİK UYGULAMALAR	77
<i>HASAN DEMİR</i>	
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİ VE İMLANTOLOJİDE KULLANIMI	95
<i>BİLAL AYAZ</i>	
İMLANT ÜSTÜ TAM ARK İMMEDİAT YÜKLEME PROTOKOLLERİNDE GEÇİCİ VE DAİMİ PROTEZLERİN KLİNİK VE HASTA MERKEZLİ SONUÇLAR AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ	108
<i>SEYDİ TALHA KARAKUŞ, ECE ÇİÇEK</i>	
TME BOZUKLUKLARINDA OKLÜZAL SPLİNTLER: DİJİTAL VE GELENEKSEL YAKLAŞIMLAR	125
<i>ERVA NUR SAHİP</i>	
DENTAL EKLEMELİ ÜRETİMDE YENİ NESİL BİYOMALZEMELER VE BİOPRİNTİNG YAKLAŞIMLARI	153
<i>EDA KURAT</i>	
PROTETİK DİŞ HEKİMLİĞİNDE YÜKSEK	

İÇİNDEKİLER

PERFORMANSLI POLİMERLER: POLİETERETERKETON VE POLİETERKETONKETONUN KLİNİK VE BİLİMSEL TEMELLERİ	167
<i>BERNA BİŞKİN DİNÇER, AYŞEGÜL HAZIR, SEDA NUR BOZKURT</i>	

BÖLÜM 1

İLERİ DERECEDE REZORBE MANDİBULAR KRETLERİN PROTETİK REHABİLİTASYONU

Oğuz Alp KÖSE¹

Giriş

Diş çekimini takiben alveoler kemikte meydana gelen rezorpsiyon, tam dişsiz hastalarda protetik rehabilitasyonun başarısını doğrudan etkileyen kronik ve ilerleyici bir süreçtir (Atwood, 1971). Rezidüel kret rezorpsiyonu yalnızca kemik hacmindeki azalma ile sınırlı değildir; protez desteği, retansiyonu, stabilitesi, çiğneme etkinliği, hasta konforu ve yaşam kalitesi üzerinde belirleyici etkileri olan kompleks bir klinik durumdur (Atwood, 1971; Huuonen et al., 2012).

Mandibular kret rezorpsiyonu, total protez tedavisinde özellikle zorlayıcıdır. Mandibulada protez destek alanının maksillaya kıyasla daha sınırlı olması, dil ve ağız tabanı hareketlerinin protez stabilitesini doğrudan etkilemesi ve rezorpsiyonla birlikte destek dokuların azalması, ileri rezorbe kretlerde konvansiyonel total protezlerin başarısını sınırlandırabilir (Huuonen et al., 2012; Jain & Rathee, 2026). Bu nedenle ileri

¹ Uzm. Dt., Denizli Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi, Protetik Diş Tedavisi, 0009-0003-6093-8359

derecede rezorbe mandibular kretlerde tedavi planlaması yalnızca eksik dişlerin yerine konulmasına değil; fonksiyon, konfor, stabilite ve hasta memnuniyetinin birlikte sağlanmasına odaklanmalıdır (Jain & Rathee, 2026; Soboleva & Rogovska, 2022).

Bu olgularda tedavi seçenekleri genel olarak konvansiyonel total protez yaklaşımları ve implant destekli overdenture uygulamaları olarak iki ana grupta değerlendirilebilir. Konvansiyonel yaklaşımlar mevcut anatomik ve fonksiyonel koşullardan en yüksek düzeyde yararlanmayı amaçlarken, implant destekli overdenture uygulamaları özellikle retansiyon ve stabilite yetersizliğinin belirgin olduğu mandibular olgularda daha öngörülebilir sonuçlar sağlayabilir (Kutkut et al., 2018).

İki implant destekli mandibular overdenture, dişsiz mandibulanın rehabilitasyonunda güçlü kanıt desteğine sahip tedavi seçeneklerinden biridir (Feine et al., 2002; Thomason et al., 2009; Thomason, Kelly, Bendkowski, & Ellis, 2012). McGill ve York konsensus bildirimleri, iki implant destekli mandibular overdenture'ın dişsiz mandibulada birinci seçenek standart tedavi olarak değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamıştır (Feine et al., 2002; Thomason et al., 2009). Bununla birlikte ileri derecede rezorbe mandibular kretlerde tedavi seçimi; rezorpsiyonun derecesi, mukozal doku kalitesi, sistemik durum, cerrahiye uygunluk, ekonomik koşullar, hasta beklentisi ve uzun dönem bakım gereksinimi gibi faktörlere göre bireyselleştirilmelidir (Kutkut et al., 2018; Sutariya et al., 2021).

İleri Mandibular Rezorpsiyonda Anatomik ve Biyomekanik Sınırlılıklar

Mandibular rezidüel kret rezorpsiyonu, diş çekimi sonrası alveoler sürecin vertikal ve horizontal boyutlarında meydana gelen ilerleyici morfolojik değişikliklerle karakterizedir (Atwood, 1971; Cawood & Howell, 1988). Cawood ve Howell sınıflaması, dişsiz

çenelerde rezorpsiyon paternini tanımlamak için kullanılan klasik sistemlerden biridir ve kretin yuvarlak formdan bıçak sırtı, düz veya ileri derecede rezorbe forma dönüşümünü tarif eder (Cawood & Howell, 1988). Güncel morfolojik değerlendirme çalışmaları da rezidüel kret morfolojisinin protez retansiyonu, stabilitesi, desteği ve tedavi planlaması açısından önemli olduğunu vurgulamaktadır (Alshenaiber, Cowan, Barclay, & Silikas, 2021).

İleri mandibular rezorpsiyonda protetik açıdan en önemli sorunlardan biri destek alanının azalmasıdır. Mandibular protezler, maksiller protezlere kıyasla daha sınırlı bir anatomik destek yüzeyine sahiptir ve rezorpsiyon ilerledikçe bu destek daha da azalır (Alshenaiber et al., 2021; Jain & Rathee, 2026). Destek alanının daralması, çiğneme kuvvetlerinin daha küçük bir doku yüzeyine aktarılmasına neden olur; bu durum mukozal basınç artışı, ağırlı alanlar, protez hareketliliği ve protez kullanımında konforsuzlukla sonuçlanabilir (Huomonen et al., 2012; Jain & Rathee, 2026).

Mandibular rezorpsiyon ilerledikçe kas ataşmanları ve hareketli yumuşak dokular kret tepesine daha yakın hale gelir. Mylohyoid, buccinator, orbicularis oris, mentalis, genioglossus ve geniohyoid kaslarının fonksiyonel hareketleri mandibular total protezin stabilitesini doğrudan etkileyebilir (Chandra, 2010; Jain & Rathee, 2026). Kret desteğinin azaldığı olgularda bu kasların oluşturduğu horizontal ve oblik kuvvetler, protezi destekleyen kuvvetlerden çok protezi yerinden oynatan kuvvetler haline gelebilir (Jain & Rathee, 2026). Bu nedenle ileri rezorbe mandibular kretlerde protez tasarımı yalnızca statik anatomik forma göre değil, fonksiyon sırasında ortaya çıkan kas hareketlerine göre de planlanmalıdır (Chandra, 2010; Limpuangthip, Techapiroontong, & Prawatvatchara, 2024).

Dil ve ağız tabanı hareketleri mandibular protez stabilitesinde merkezi rol oynar. Dilin konuşma, yutkunma ve çiğneme sırasındaki hareketleri mandibular protezi destabilize

edebilir (Chandra, 2010; Jain & Rathee, 2026). Aynı şekilde dudak ve yanak kaslarının protez kaidesi ve yapay dişler üzerindeki etkisi, diş diziminin kretle ilişkisini ve protezin fonksiyonel dengesini belirler (Chandra, 2010). Bu nedenle yapay dişlerin yalnızca estetik ve oklüzal gereksinimlere göre değil, dil, dudak ve yanak kuvvetlerinin dengelendiği fonksiyonel alana uygun şekilde konumlandırılması gerekir (Chandra, 2010; Limpuangthip et al., 2024).

Nötral zon kavramı, ileri derecede rezorbe mandibular kretlerde bu biyomekanik gereksinimden doğan önemli bir protetik prensiptir. Nötral zon, dilin dışa doğru; dudak ve yanakların ise içe doğru uyguladığı kuvvetlerin dengelendiği fonksiyonel alan olarak tanımlanır. Kret desteğinin yetersiz olduğu hastalarda yapay dişlerin ve protez konturlarının bu denge alanı içinde düzenlenmesi, protezin fonksiyon sırasında yer değiştirme eğilimini azaltabilir (Chandra, 2010; Limpuangthip et al., 2024).

İleri mandibular rezorpsiyonda mental foramenin kret tepesine yaklaşması veya daha yüzeysel hale gelmesi klinik açıdan önemlidir. Bu bölgede protez kaidesinin oluşturduğu kronik basınç, mental sinir dağılım alanında ağrı, hassasiyet, uyuşukluk veya parestezi gibi semptomlara yol açabilir (Charalampakis et al., 2017). Bu nedenle rezorbe mandibular kretlerde klinik ve radyografik değerlendirmede mental foramenin konumu, mandibular kanal ile rezidüel kret ilişkisi ve mukozal doku kalitesi dikkatle incelenmelidir (Charalampakis et al., 2017; Suthakar et al., 2025).

İleri derecede rezorbe mandibular kretlerde oklüzal kuvvetlerin yönü ve dağılımı da protezin başarısını belirleyen temel faktörlerdendir. Kret yüksekliği ve genişliği azaldıkça protezin lateral kuvvetlere karşı direnci azalır; bu nedenle eksentrik temaslar, geniş oklüzal tablalar veya kret dışına yerleştirilmiş posterior dişler protezin devrilme eğilimini artırabilir. Bu hastalarda oklüzal düzenleme, kuvvetlerin mümkün olduğunca vertikal yönde

iletilmesini, lateral destabilize edici kuvvetlerin azaltılmasını ve protez kaidesi üzerindeki yük dağılımının dengelenmesini hedeflemelidir (Matsumaru, 2010).

Klinik ve Radyografik Değerlendirme

İleri derecede rezorbe mandibular kretlerde tedavi başarısı, protez yapımına geçmeden önce kapsamlı bir klinik ve radyografik değerlendirme yapılmasına bağlıdır. Bu değerlendirmede yalnızca kret yüksekliği ve genişliği değil; mukozal doku kalitesi, kas ataşmanlarının konumu, vestibül derinliği, dil ve ağız tabanı hareketleri, interark mesafe, oklüzal ilişki, hastanın mevcut protez deneyimi ve beklentileri birlikte incelenmelidir (Alshenaiber et al., 2021; Jain & Rathee, 2026; Suthakar et al., 2025).

Klinik muayenede öncelikle rezidüel kretin formu, yüksekliği, genişliği ve konturu değerlendirilmelidir (Alshenaiber et al., 2021; Cawood & Howell, 1988). Bıçak sırtı, düz veya ileri derecede rezorbe kret formları protez desteğini farklı şekillerde etkiler ve bu nedenle protez kaide tasarımı, ölçü tekniği ve oklüzal düzenleme açısından belirleyicidir (Alshenaiber et al., 2021; Jain & Rathee, 2026). Kretin yalnızca kemik morfolojisi değil, üzerindeki mukozanın kalınlığı, hareketliliği, basınca duyarlılığı ve travmaya yatkınlığı da değerlendirilmelidir (Jain & Rathee, 2026; Lynch & Allen, 2006).

Mukozal destek dokuların değerlendirilmesi, ileri rezorbe mandibular kretlerde ayrı bir önem taşır. Fibröz hareketli doku alanları, protez kaidesi altında fonksiyon sırasında yer değiştirerek protezin stabilitesini bozabilir. Bu tür dokuların varlığında standart basınçlı ölçü yaklaşımları doku deplasmanına neden olabilir ve protezin ağız içindeki fonksiyonel uyumunu olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle mobil doku alanlarının lokalizasyonu, genişliği ve fonksiyon sırasındaki davranışı ölçü planlamasından önce belirlenmelidir (Lynch & Allen, 2006).

Vestibül derinliği, frenilum bağlantıları ve kas ataşmanları mandibular total protezin sınırlarını doğrudan etkiler. İleri rezorpsiyonla birlikte vestibül sığlaşabilir ve mylohyoid, mentalis gibi kasların protez kaidesi üzerindeki destabilize edici etkisi artabilir. Bu nedenle ağız açıkken yapılan statik muayene tek başına yeterli değildir; hastadan dil hareketleri, yutkunma, konuşma ve dudak-yanak hareketleri yaptırılarak fonksiyonel sınırlar değerlendirilmelidir (Chandra, 2010; Jain & Rathee, 2026).

Radyografik değerlendirme, mandibular rezorpsiyonun derecesini ve anatomik risk alanlarını belirlemek için gereklidir. Panoramik radyografi, rezidüel kret yüksekliliği, mental foramenin konumu, mandibular kanalın kretle ilişkisi ve genel kemik morfolojisi hakkında temel bilgi sağlar (Charalampakis et al., 2017). Bununla birlikte ileri rezorpsiyon, implant planlaması, mental foramenin yüzeyel konumu veya yetersiz kemik hacmi şüphesi bulunan olgularda konik ışnılı bilgisayarlı tomografi daha ayrıntılı üç boyutlu değerlendirme olanağı sunar. Özellikle implant destekli overdenture düşünülen hastalarda interforaminal bölgedeki kemik yüksekliliği, genişliği, kortikal yapı ve anatomik sınırlamalar üç boyutlu olarak analiz edilmelidir (Bornstein, Scarfe, Vaughn, & Jacobs, 2014; Suthakar et al., 2025).

Mevcut protezin değerlendirilmesi de tanı sürecinin önemli bir parçasıdır. Hastanın kullandığı protezin retansiyonu, stabilitesi, vertikal boyutu, oklüzal ilişkisi, kaide uzantıları, vuruk alanları ve hasta tarafından bildirilen şikayetler dikkatle incelenmelidir (Huomonen et al., 2012; Jain & Rathee, 2026). Mevcut protezde tekrarlayan ağrı, çiğneme güçlüğü, konuşma sırasında hareketlilik veya sık protez yapıştırıcısı kullanma ihtiyaı bulunması, konvansiyonel protezle sağlanan anatomik retansiyonun yetersiz olduğunu gösterebilir (Huomonen et al., 2012; Soboleva & Rogovska, 2022). Bu bulgular tedavi planında nötral zon tekniği, özel ölçü yaklaşımları veya implant destekli seçeneklerin

değerlendirilmesini gerektirebilir (Kutkut et al., 2018; Limpuangthip et al., 2024).

Hastanın sistemik durumu, cerrahiye uygunluğu ve ağız hijyeni kapasitesi de tedavi seçimini belirleyen temel faktörlerdir. İmplant destekli overdenture, ileri mandibular rezorpsiyonda retansiyon ve stabilite açısından avantaj sağlayabilse de implant cerrahisi, peri-implant bakım ve düzenli takip gerektirir. Bu nedenle sistemik hastalıklar, ilaç kullanımı, sigara öyküsü, kemik kalitesi, oral hijyen alışkanlıkları, el becerisi ve kontrol randevularına uyum potansiyeli değerlendirilmeden implant destekli tedaviye karar verilmemelidir (Chaware & Thakkar, 2020; Sutariya et al., 2021). Bununla birlikte, günlük yaşam aktiviteleri için yardıma muhtaç olan çok yaşlı hastalarda bile implant destekli overdenture tedavisinin konvansiyonel protez astarlamasına kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek protez memnuniyeti ve yaşam kalitesi sağlayabildiği randomize kontrollü bir çalışmada bildirilmiştir (Müller et al., 2013); dolayısıyla ileri yaş tek başına bir kontrendikasyon olarak değerlendirilmemelidir.

Tedavi planlamasında hasta beklentisi ve ekonomik koşullar da klinik veriler kadar önemlidir. Bazı hastalarda iyi planlanmış konvansiyonel total protez fonksiyonel beklentileri karşılayabilirken; ileri rezorpsiyon, tekrarlayan protez instabilitesi veya düşük hasta memnuniyeti bulunan olgularda implant destekli mandibular overdenture daha uygun bir seçenek olabilir (Kutkut et al., 2018). İki implant destekli mandibular overdenture, dişsiz mandibulada güçlü kanıt desteğine sahip standart tedavi seçeneklerinden biri olarak kabul edilmektedir (Feine et al., 2002; Thomason et al., 2009; Thomason et al., 2012). Bununla birlikte tek implant destekli overdenture gibi daha düşük maliyetli alternatifler de seçilmiş hastalarda değerlendirilebilir; ancak bu yaklaşımlarda implant sayısı, protetik komplikasyonlar ve uzun dönem bakım

gereksinimi dikkatle tartışılmalıdır (Jayasinghe et al., 2024; Koyama et al., 2025).

Konvansiyonel Total Protez Yaklaşımları

İleri derecede rezorbe mandibular kretlerde konvansiyonel total protez tedavisi, mevcut anatomik ve fonksiyonel sınırlılıklardan en yüksek düzeyde yararlanmayı amaçlayan dikkatli bir klinik planlama gerektirir. Bu hastalarda protez başarısı yalnızca protez kaidesinin dokuya uyumuna bağlı değildir; destek alanının doğru kullanılması, fonksiyonel sınırların kaydedilmesi, oklüzal kuvvetlerin dengelenmesi ve protezin nöromüsküler çevreyle uyumlu hale getirilmesi birlikte değerlendirilmelidir (Chandra, 2010; Jain & Rathee, 2026; Limpuangthip et al., 2024). Mandibular rezorpsiyonun artmasıyla alt total protez stabilitesinin azalması ve hasta Őikayetlerinin artması, konvansiyonel tedavide bu prensiplerin önemini daha da artırır (Huomonen et al., 2012; Soboleva & Rogovska, 2022).

Konvansiyonel total protezlerde temel hedefler destek, retansiyon, stabilite, fonksiyon, estetik ve hasta konforunun dengeli biçimde sağlanmasıdır (Jain & Rathee, 2026; Soboleva & Rogovska, 2022). İleri rezorbe mandibular kretlerde destek yüzeyi daraldığı için protez kaidesi üzerine gelen kuvvetlerin geniş ve tolere edilebilir bir alana dağıtılması önemlidir. Bu nedenle protez kaidesi, fonksiyonel anatomik sınırları aşmadan mümkün olan en geniş destek alanını kapsamalıdır (Devaki, Manonmani, Balu, & Aravind, 2012; Jain & Rathee, 2026).

Ölçü işlemi, rezorbe mandibular kretlerde konvansiyonel total protezin başarısını belirleyen temel aşamalardan biridir. Final ölçüde amaç, destek dokuları travmatize etmeden protez kaidesi için yeterli destek, retansiyon ve stabilite sağlayacak doku ilişkisini kaydetmektir (Jain & Rathee, 2026; Jayaraman et al., 2018). Tam protezlerde farklı final ölçü materyalleri ve tekniklerinin

karşılaştırıldığı Cochrane derlemesinde, mevcut kanıtların belirli bir ölçü tekniği veya materyalinin tüm klinik durumlarda diğerlerine üstün olduğunu göstermek için sınırlı olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle ileri rezorbe mandibular kretlerde ölçü tekniği, tek bir standart yöntemden çok hastanın doku desteği, mukozal hareketliliği ve anatomik sınırlılıklarına göre seçilmelidir (Jayaraman et al., 2018; Shah, Mahajan, & Bhatt, 2022).

Rezorbe mandibular kretlerde selektif basınç ve fonksiyonel ölçü yaklaşımları klinik olarak değerlendirilebilir. Bu yaklaşımlar, protez kaidesinin destek dokularla uyumunu artırmayı ve basınca duyarlı dokular üzerindeki yükü azaltmayı hedefler (Jayaraman et al., 2018; Shah et al., 2022). İleri rezorpsiyonlu hastalarda basıncın kontrolsüz uygulanması, ince mukoza üzerinde ağrıya ve protez kullanımında başarısızlığa neden olabilir (Huomonen et al., 2012; Jain & Rathee, 2026). Bu nedenle özel kaşık tasarımı, uygun rahatlatma alanları, kontrollü border molding ve final ölçü sırasında doku deplasmanının sınırlandırılması önemlidir (Jayaraman et al., 2018; Shah et al., 2022).

Fonksiyonel sınırların doğru kaydedilmesi mandibular protez stabilitesi açısından özellikle önemlidir. Mandibulada dil, ağız tabanı, yanak ve dudak hareketleri protez sınırlarını sürekli etkilediği için yalnızca statik anatomik ölçü yeterli olmayabilir (Chandra, 2010; Jain & Rathee, 2026). Border molding sırasında hastaya dil hareketleri, yutkunma, dudak ve yanak hareketleri yaptırılarak protez sınırlarının fonksiyonel kas hareketleriyle uyumlu hale getirilmesi gerekir (Devaki et al., 2012; Jain & Rathee, 2026). Özellikle retromylohyoid alanın ve lingual flanşın doğru şekillendirilmesi, mandibular protezin retansiyon ve stabilitesine katkı sağlayabilir (Jain & Rathee, 2026).

Diş dizimi, ileri rezorbe mandibular kretlerde konvansiyonel total protezin stabilitesini doğrudan etkileyen bir diğer faktördür. Yapay dişlerin kret ilişkisi dikkate alınmadan bukkal veya lingual

yönde aşırı konumlandırılması, fonksiyon sırasında protezin devrilme eğilimini artırabilir. Posterior dişlerin dar oklüzal tabla ile seçilmesi, kuvvetlerin daha merkezi iletilmesi ve lateral kuvvetlerin azaltılması protez stabilitesine katkı sağlayabilir. Bu nedenle diş diziminde yalnızca estetik ve fonasyon değil, protezin destek alanı üzerindeki biyomekanik dengesi de dikkate alınmalıdır (Matsumaru, 2010).

Oklüzal düzenleme, rezorbe mandibular kretlerde lateral destabilize edici kuvvetleri azaltmayı hedeflemelidir. Kret desteği azaldığında protezler horizontal ve oblik kuvvetlere karşı daha duyarlı hale gelir (Jain & Rathee, 2026; Matsumaru, 2010). Bu nedenle erken temaslar, dengesiz eksentrik ilişkiler ve protezi devirebilecek lateral kuvvetler dikkatle elimine edilmelidir . Oklüzal temasların bilateral ve dengeli olması, kuvvetlerin protez kaidesi altında daha düzenli dağılmasına yardımcı olabilir (Matsumaru, 2010; Soboleva & Rogovska, 2022).

Konvansiyonel total protez tedavisinde hasta eğitimi ve beklenti yönetimi de tedavinin ayrılmaz bir parçasıdır. İleri derecede rezorbe mandibular kretlerde anatomik koşullar ideal protez stabilitesini sınırlayabilir ve hastanın proteze adaptasyonu zaman alabilir (Huomonen et al., 2012; Soboleva & Rogovska, 2022). Hastaya protezin sınırlılıkları, alışma süreci, oklüzal kontrol randevularının önemi, doku sağlığının korunması ve gerektiğinde protez astarlama ya da yenileme ihtiyacı açıkça anlatılmalıdır (Jain & Rathee, 2026; Soboleva & Rogovska, 2022). Konvansiyonel tedaviyle yeterli fonksiyon ve konfor sağlanamayan hastalarda implant destekli overdenture seçeneği tedavi planının bir sonraki basamağı olarak değerlendirilmelidir (Kutkut et al., 2018).

Nötral Zon Yaklaşımı

İleri derecede rezorbe mandibular kretlerde konvansiyonel total protezin başarısını sınırlayan en önemli faktörlerden biri,

protezin destek aldığı anatomik alanın azalmasına karşın çevre kasların fonksiyonel etkisinin artmasıdır (Chandra, 2010; Jain & Rathee, 2026). Bu durumda protezin stabilitesi yalnızca kret formu veya protez kaidesinin doku uyumu ile sağlanamaz; dil, yanak, dudak ve ağız tabanı kaslarının protez üzerindeki etkileri de dikkate alınmalıdır. Nötral zon yaklaşımı, mandibular total protezin bu nöromüsküler çevreyle uyumlu hale getirilmesini amaçlayan fonksiyonel bir protetik prensiptir (Chandra, 2010; Limpuangthip et al., 2024).

Nötral zon, dilin dışa doğru; dudak ve yanakların ise içe doğru uyguladığı kuvvetlerin dengelendiği fonksiyonel alan olarak tanımlanır. Doğal dentisyonda dişler genellikle bu kas kuvvetlerinin dengelendiği alanda konumlanır; dişlerin çekilmesinden sonra yapılan protezlerde de yapay dişlerin bu denge alanına yerleştirilmesi protezin fonksiyon sırasında daha stabil kalmasına katkı sağlayabilir (Chandra, 2010; Limpuangthip et al., 2024).

Nötral zon tekniğinin temel amacı, protez dişlerinin ve protezin cilalı yüzeylerinin hastanın fonksiyonel kas hareketleri tarafından belirlenen alana göre düzenlenmesidir. Bu yaklaşımda protez yalnızca pasif dokular üzerine oturan bir aparey olarak değil, ağız içi kaslar tarafından yönlendirilen dinamik bir yapı olarak değerlendirilir (Chandra, 2010; Limpuangthip et al., 2024). Bu nedenle nötral zon kaydı sırasında hastadan konuşma, yutkunma, dudak hareketleri, dil hareketleri ve benzeri fonksiyonlar yaptırılarak protezin yer alması gereken fonksiyonel alan belirlenir (Chandra, 2010; Saravanakumar, Thirumalai Thangarajan, Mani, & Kumar, 2017).

Nötral zon tekniği özellikle ileri mandibular kret rezorpsiyonu, tekrarlayan alt total protez instabilitesi, zayıf anatomik retansiyon, belirgin kas aktivitesi ve yapay dişlerin klasik kret ilişkisine göre yerleştirilmesinin protezi destabilize ettiği olgularda değerlendirilebilir. Bu hastalarda posterior dişlerin yalnızca kret

tepesine göre dizilmesi her zaman yeterli olmayabilir; çünkü rezorpsiyon sonucu kretin anatomik konumu ile kasların fonksiyonel denge alanı arasında uyumsuzluk gelişebilir. Nötral zon kaydı, bu uyumsuzluğu azaltarak diş diziminin hastanın bireysel nöromüsküler yapısına göre yapılmasına olanak sağlayabilir (Chandra, 2010; Limpuangthip et al., 2024).

Klinik olarak nötral zon tekniğinde öncelikle stabil bir kayıt kaidesi hazırlanır ve oklüzal mum duvar yerine fonksiyonel olarak şekillenebilen bir kayıt materyali kullanılır. Düşük ısıda yumuşayan compound, doku düzenleyici materyaller, silikon esaslı materyaller veya benzeri fonksiyonel kayıt materyalleri bu amaçla kullanılabilir. Kayıt materyali ağız içine yerleştirildikten sonra hastadan konuşma, yutkunma, dudakları hareket ettirme, dili farklı yönlere götürme ve benzeri fonksiyonlar yapması istenir (Chandra, 2010; Saravanakumar et al., 2017).

Elde edilen nötral zon kaydı daha sonra laboratuvar aşamasında diş dizimi için rehber olarak kullanılır. Kayıt çevresinde indeks oluşturularak yapay dişlerin bu alanın içinde konumlandırılması sağlanır (Chandra, 2010; Saravanakumar et al., 2017). Cilalı yüzeylerin konturları da dudak, yanak ve dil kaslarının protezi stabilize edici yönde etki göstermesine izin verecek şekilde düzenlenmelidir (Chandra, 2010; Limpuangthip et al., 2024).

Nötral zon tekniğinin potansiyel avantajları arasında mandibular protez stabilitesinde artış, protez hareketliliğinde azalma, çiğneme ve konuşma sırasında daha iyi kontrol, hasta konforunda artış ve proteze adaptasyonun kolaylaşması sayılabilir (Beenu et al., 2020; Limpuangthip et al., 2024). Güncel sistematik derlemede, nötral zon tekniğiyle hazırlanan tam protezlerin hasta odaklı sonuçlar açısından olumlu etkiler gösterebildiği; ancak objektif bulguların değişken olduğu ve mevcut çalışmaların metodolojik heterojenite içerdiği bildirilmiştir. Bu nedenle nötral zon tekniği her olguda zorunlu bir yöntem olarak değil, özellikle ileri

mandibular rezorpsiyon ve protez instabilitesi bulunan seçilmiş hastalarda değerlendirilecek klinik bir seçenek olarak ele alınmalıdır (Limpuangthip et al., 2024).

İmplant Destekli Mandibular Overdenture Yaklaşımları

İleri derecede rezorbe mandibular kretlerde konvansiyonel total protezlerle yeterli retansiyon ve stabilite sağlanamadığında, implant destekli mandibular overdenture önemli bir tedavi seçeneği olarak değerlendirilir (Kutkut et al., 2018). Mandibular overdenture uygulamalarında implantlar, protezin retansiyonunu artırarak fonksiyon sırasında protez hareketliliğini azaltır ve hastanın çiğneme, konuşma ve protez kontrolü üzerindeki güvenini artırabilir (Kutkut et al., 2018; Tsoianos, Haidich, Goulis, & Kotsiomiti, 2023). Bu nedenle implant destekli overdenture, özellikle tekrarlayan alt protez instabilitesi, düşük hasta memnuniyeti ve ileri mandibular rezorpsiyon bulunan hastalarda konvansiyonel tedaviye göre daha öngörülebilir sonuçlar sağlayabilir (Kutkut et al., 2018).

Dişsiz mandibulada iki implant destekli overdenture yaklaşımı, literatürde en güçlü kanıt desteğine sahip tedavi seçeneklerinden biridir (Feine et al., 2002; Thomason et al., 2009; Thomason et al., 2012). McGill Konsensus Bildirisi, konvansiyonel mandibular total protezin dişsiz mandibula için artık en uygun ilk seçenek olarak kabul edilmemesi gerektiğini ve iki implant destekli mandibular overdenture'in standart tedavi seçeneği olarak değerlendirilmesini önermiştir (Feine et al., 2002). York Konsensus Bildirisi de bu yaklaşımı desteklemiş ve iki implant destekli mandibular overdenture'in dişsiz mandibulada birinci seçenek standart tedavi olarak kabul edilmesi gerektiğini vurgulamıştır (Thomason et al., 2009). Daha sonra yayımlanan literatür derlemesi de McGill ve York konsensuslarının önerisini destekleyerek iki implantlı mandibular overdenture'in edentulous mandible için güçlü

bilimsel dayanağa sahip olduğunu bildirmiştir (Thomason et al., 2012).

İmplantlar genellikle interforaminal bölgede konumlandırılır; çünkü bu bölge mandibular kanal ve posterior anatomik sınırlamalara göre daha güvenli cerrahi alan sunar. Bununla birlikte ileri derecede rezorbe mandibulalarda interforaminal kemik hacmi, mental foramenin konumu, mandibular kanal ile kret ilişkisi ve protez için mevcut interark mesafe dikkatle değerlendirilmelidir (Charalampakis et al., 2017; Suthakar et al., 2025).

İmplant destekli mandibular overdenture uygulamalarında tedavi planlaması yalnızca implant sayısı ile sınırlı değildir. İmplantların çapı, uzunluğu, pozisyonu, açılanması, splintlenip splintlenmeyeceği, kullanılacak ataşman sistemi, hastanın hijyen kapasitesi ve bakım gereksinimi birlikte değerlendirilmelidir (Chaware & Thakkar, 2020; Sutariya et al., 2021). İleri rezorbe kretlerde kemik genişliğinin azalması standart çaplı implant yerleştirilmesini zorlaştırabilir; bu nedenle seçilmiş olgularda dar çaplı implantlar bir alternatif olarak gündeme gelebilir (Park, Shin, & Lee, 2023).

Ataşman sistemi seçimi, mandibular implant destekli overdenture'in retansiyonu, stabilitesi, hasta memnuniyeti ve uzun dönem bakım ihtiyacını etkileyen temel faktörlerden biridir. En sık kullanılan ataşman seçenekleri arasında ball, locator/stud, bar, magnet ve farklı low-profile ataşman sistemleri yer alır. Sistematik derleme ve meta-analizler, farklı ataşman sistemlerinin implant sağkalımı, protez sağkalımı, marjinal kemik kaybı, protetik komplikasyonlar ve hasta memnuniyeti açısından değişken sonuçlar gösterebildiğini bildirmiştir. Bu nedenle ataşman seçimi yalnızca retansiyon kuvvetine göre değil, hastanın manuel becerisi, hijyen kapasitesi, interark mesafe, implant paralelliği, bakım sıklığı ve

ekonomik koşullar dikkate alınarak yapılmalıdır (Chaware & Thakkar, 2020; Sutariya et al., 2021).

Bar ataşmanlar genellikle yüksek retansiyon ve splintleme avantajı sağlarken, daha fazla protetik alan, daha karmaşık hijyen uygulamaları ve daha yüksek maliyet gerektirebilir. Ball ve locator/stud tipi ataşmanlar daha basit, hijyen açısından daha yönetilebilir ve maliyet açısından daha ulaşılabilir seçeneklerdir; ancak retantif eleman değişimi, retansiyon azalması veya ataşman aşınması gibi bakım gereksinimleri ortaya çıkabilir. Bu nedenle ataşman sistemleri arasında mutlak bir üstünlükten çok, hasta ve olgu özelliklerine göre bireyselleştirilmiş seçim yapılmalıdır (Chaware & Thakkar, 2020; Sutariya et al., 2021).

Tek implant destekli mandibular overdenture, özellikle maliyet, cerrahi morbidite veya kemik hacmi nedeniyle iki implantlı tedavinin uygulanamadığı hastalarda alternatif bir seçenek olarak gündeme gelmiştir. Tek implant genellikle mandibular orta hatta yerleştirilir ve konvansiyonel total proteze göre retansiyon ve stabilitenin artırılmasını hedefler. Sistematik derlemeler, tek implant destekli mandibular overdenture'ın seçilmiş hastalarda implant sağkalımı ve hasta memnuniyeti açısından kabul edilebilir sonuçlar verebildiğini, ancak iki implantlı overdenture ile karşılaştırdığında uzun dönem protetik komplikasyon verilerinin dikkatle yorumlanması gerektiğini bildirmiştir. Bu nedenle tek implantlı yaklaşım, iki implantlı standardın doğrudan yerine geçen genel bir tedavi protokolü olarak değil, seçilmiş hastalarda maliyet-etkin ve minimal invaziv bir alternatif olarak değerlendirilmelidir (Jayasinghe et al., 2024; Koyama et al., 2025).

Mandibular implant overdenture tedavisinin önemli avantajlarından biri, konvansiyonel total proteze kıyasla çiğneme performansı ve hasta memnuniyetinde iyileşme sağlayabilmesidir (Abou-Ayash, Fonseca, Pieralli, & Reissmann, 2023; Kutkut et al., 2018; Linn, Khaohoen, Thu, & Rungsiyakull, 2024; Tsolianos et al.,

2023). Sistematik derleme ve meta-analiz bulguları, mandibular implant overdenture uygulamasının tam protez kullanan dişsiz hastalarda çiğneme performansını artırabileceğini göstermektedir (Tsolianos et al., 2023). Ayrıca konvansiyonel total protezlerle karşılaştırıldığında implant destekli overdenture'ların hasta memnuniyeti ve oral sağlıkla ilişkili yaşam kalitesi açısından anlamlı düzeyde avantajlı sonuçlar verebildiği bildirilmiştir (Abou-Ayash et al., 2023; Kutkut et al., 2018; Linn et al., 2024). Geriatrik popülasyonda yapılan randomize kontrollü bir çalışmada, günlük yaşam aktiviteleri için yardıma muhtaç olan çok yaşlı hastalarda (ort. 85 yaş) implant overdenture tedavisinin konvansiyonel astar uygulamasına kıyasla protez memnuniyetini, yaşam kalitesini ve maksimum ısırma kuvvetini anlamlı düzeyde artırdığı gösterilmiştir (Müller et al., 2013).

Komplikasyonlar, Bakım ve Uzun Dönem Takip

İleri derecede rezorbe mandibular kreterin protetik rehabilitasyonunda tedavi başarısı yalnızca protezin ilk teslimindeki retansiyon, stabilite ve hasta memnuniyeti ile değerlendirilmemelidir. Bu hastalarda kemik desteğinin sınırlı olması, mukozal dokuların travmaya duyarlılığı, protez kaidesi üzerindeki yük dağılımının kritik hale gelmesi ve implant destekli tedavilerde ataşman sistemlerinin bakım gerektirmesi nedeniyle uzun dönem takip tedavinin ayrılmaz bir parçasıdır (Atwood, 1971; Chaware & Thakkar, 2020; Sutariya et al., 2021).

Konvansiyonel total protezlerde en sık karşılaşılan sorunlar arasında protez vurukları, mukozal irritasyon, ağrı, retansiyon ve stabilite kaybı, çiğneme sırasında protez hareketliliği, oklüzal uyumsuzluk ve hasta adaptasyonunda güçlük yer alır. Mandibular rezorpsiyon ilerledikçe protez desteği azalır ve çiğneme kuvvetleri daha dar bir mukozal alana iletilir. Bu durum özellikle ince ve basınca duyarlı mukoza varlığında ağrılı alanların gelişmesine,

protezin kullanım süresinin azalmasına ve hastanın proteze güveninin bozulmasına yol açabilir (Huumonen et al., 2012; Jain & Rathee, 2026).

Konvansiyonel mandibular total protezlerde uzun dönem takip sırasında kaide uyumunun ve oklüzyonun düzenli olarak kontrol edilmesi gerekir (Jain & Rathee, 2026; Soboleva & Rogovska, 2022). Rezidüel kret rezorpsiyonunun devam etmesi, başlangıçta iyi uyum gösteren bir protezin zamanla doku desteğini kaybetmesine neden olabilir (Atwood, 1971). Bu durumda protez kaidesi ile destek dokular arasında boşluklar oluşabilir, oklüzal temaslar dengesizleşebilir ve protez fonksiyon sırasında daha hareketli hale gelebilir (Jain & Rathee, 2026; Soboleva & Rogovska, 2022).

Doku düzenleyiciler ve yumuşak astar materyalleri, ağırlı veya travmatize mandibular destek dokuların geçici ya da seçilmiş durumlarda uzun süreli yönetiminde kullanılabilir. Doku düzenleyiciler, protez kaidesi altında basınç dağılımını geçici olarak iyileştirebilir ve mukozal dokuların toparlanmasına yardımcı olabilir. Ancak bu materyallerin yüzey pürüzlülüğü, su emilimi, renk değişimi, elastikiyet kaybı ve mikrobiyal kolonizasyona yatkınlık gibi sınırlılıkları vardır. Bu nedenle yumuşak astar veya doku düzenleyici kullanımı, düzenli kontrol ve yenileme gerektiren geçici veya destekleyici bir yaklaşım olarak değerlendirilmelidir (Chladek, Żmudzki, & Kasperski, 2014).

İmplant destekli mandibular overdenture uygulamalarında komplikasyonlar biyolojik ve protetik olarak iki ana grupta incelenebilir. Biyolojik komplikasyonlar arasında peri-implant mukozitis, peri-implantitis, marjinal kemik kaybı, yumuşak doku hiperplazisi ve implant kaybı yer alırken; protetik komplikasyonlar arasında retansiyon kaybı, ataşman aşınması, retantif eleman değişimi, housing ayrılması, protez kaidesi kırığı, vida gevşemesi ve

reline ihtiyacı bulunur (Chaware & Thakkar, 2020; Sutariya et al., 2021).

Ataşman sistemleri implant destekli mandibular overdenture'ların uzun dönem bakım ihtiyacını doğrudan etkiler. Bar, ball, locator/stud ve magnet ataşmanlar farklı retansiyon, bakım ve hijyen gereksinimlerine sahiptir. Sistematik derlemelerde ataşman sistemleri arasında implant sağkalımı, protez sağkalımı, retansiyon, hasta memnuniyeti ve protetik komplikasyonlar açısından farklı sonuçlar bildirildiği; ancak ataşman seçiminin yalnızca retansiyon kuvvetine göre değil, hastanın hijyen kapasitesi, manuel becerisi, interark mesafesi ve bakım olanakları dikkate alınarak yapılması gerektiği vurgulanmıştır (Chaware & Thakkar, 2020; Sutariya et al., 2021).

İmplant destekli overdenture kullanan hastalarda retansiyon kaybı sık görülen protetik bakım nedenlerinden biridir. Retantif elemanların aşınması, nylon insert deformasyonu, ataşman yüzeylerinin yıpranması veya protez kaidesinin dokuyla uyumunun bozulması retansiyon azalmasına yol açabilir. Düzenli kontrollerde ataşman retansiyonu, protez kaidesinin doku uyumu, oklüzal temaslar ve peri-implant yumuşak dokular birlikte değerlendirilmelidir (Chaware & Thakkar, 2020; Sutariya et al., 2021).

Tek implant destekli mandibular overdenture uygulamalarında da bakım ve komplikasyon riski dikkatle değerlendirilmelidir. Tek implantlı yaklaşım seçilmiş hastalarda daha düşük maliyetli ve daha az invaziv bir alternatif sunabilir; ancak protez rotasyonu, ataşman üzerine gelen yüklerin yoğunlaşması ve protetik komponent bakım ihtiyacı açısından dikkatli takip gerektirir (Jayasinghe et al., 2024; Koyama et al., 2025).

Klinik Karar Verme ve Tedavi Planlama

İleri derecede rezorbe mandibular kretlerde protetik tedavi planlaması, tek bir standart protokole indirgenmemelidir. Bu hastalarda tedavi seçimi; kret rezorpsiyonunun derecesi, mukozal doku kalitesi, fonksiyonel kas hareketleri, mevcut protez deneyimi, sistemik durum, cerrahiye uygunluk, ekonomik koşullar, hasta beklentisi ve bakım kapasitesi birlikte değerlendirilerek yapılmalıdır (Alshenaiber et al., 2021; Jain & Rathee, 2026; Suthakar et al., 2025). Bu nedenle karar verme süreci, yalnızca 'konvansiyonel protez mi, implant destekli protez mi?' sorusuna değil, hastanın anatomik, fonksiyonel ve psikososyal gereksinimlerine dayalı bireyselleştirilmiş bir değerlendirmeye dayanmalıdır (Kutkut et al., 2018; Linn et al., 2024).

Tedavi planlamasının ilk basamağı, hastanın mevcut mandibular kret anatomisinin ve protez kullanma öyküsünün değerlendirilmesidir. Kret formu yeterli destek sağlıyor, mukozaya sağlıklı ve hastanın mevcut şikayetleri sınırlı ise iyi planlanmış bir konvansiyonel total protez ilk seçenek olarak düşünülebilir. Bu yaklaşımda fonksiyonel ölçü, uygun kaide uzantıları, dikkatli diş dizimi, oklüzal kuvvetlerin kontrolü ve düzenli takip tedavinin temel unsurlarıdır (Jain & Rathee, 2026; Jayaraman et al., 2018; Matsumaru, 2010).

Konvansiyonel total protez planlanan hastalarda anatomik retansiyon yetersiz fakat implant tedavisi mümkün değilse veya hasta implant tedavisini kabul etmiyorsa, nötral zon tekniği önemli bir yardımcı yaklaşım olarak değerlendirilebilir. Özellikle ileri mandibular rezorpsiyon, zayıf kret desteği, belirgin kas aktivitesi ve tekrarlayan alt protez instabilitesi bulunan hastalarda yapay dişlerin ve cilalı yüzeylerin nöromüsküler denge alanına göre düzenlenmesi protez stabilitesine katkı sağlayabilir. Bununla birlikte nötral zon yaklaşımı, implant destekli tedavilerin yerini alan kesin bir alternatif olarak değil, uygun hastalarda konvansiyonel protezin fonksiyonel

uyumunu artırabilecek klinik bir seçenek olarak ele alınmalıdır (Chandra, 2010; Limpuangthip et al., 2024).

İmplant destekli mandibular overdenture, özellikle konvansiyonel total protezle yeterli retansiyon ve stabilite sağlanamayan hastalarda güçlü bir tedavi seçeneğidir (Kutkut et al., 2018). İki implant destekli mandibular overdenture, dişsiz mandibulanın rehabilitasyonunda konsensus bildirimleri ve literatür derlemeleriyle desteklenen standart tedavi yaklaşımı olarak kabul edilmektedir (Feine et al., 2002; Thomason et al., 2009; Thomason et al., 2012). Bu nedenle yeterli sistemik sağlık, uygun interforaminal kemik hacmi, kabul edilebilir hijyen kapasitesi ve düzenli takip uyumu bulunan hastalarda iki implant destekli overdenture tedavi planına erken dönemde dahil edilmelidir (Feine et al., 2002; Sutariya et al., 2021; Thomason et al., 2009).

İki implantlı mandibular overdenture planlanırken radyografik değerlendirme kritik öneme sahiptir. Panoramik radyografi genel kemik morfolojisi ve anatomik sınırlar hakkında bilgi sağlasa da, ileri derecede rezorbe mandibulalarda interforaminal kemik hacminin, mental foramenin ve mandibular kanalın üç boyutlu olarak değerlendirilmesi gerekebilir (Charalampakis et al., 2017; Suthakar et al., 2025). Konik ışıklı bilgisayarlı tomografi, implantların protetik açıdan uygun pozisyonlandırılması, kemik genişliği ve yüksekliğinin belirlenmesi ve anatomik risklerin azaltılması açısından daha ayrıntılı bilgi sunar (Bornstein et al., 2014; Suthakar et al., 2025).

Ataşman sistemi seçimi, karar algoritmasının önemli bir parçasıdır. Yeterli interark mesafe, iyi hijyen kapasitesi ve yüksek retansiyon beklentisi bulunan hastalarda bar atasmanlar düşünülebilir; ancak bu sistemler daha fazla protetik alan, daha karmaşık temizlik ve daha yüksek maliyet gerektirebilir. Stud, ball veya locator tipi atasmanlar daha basit bakım, daha kolay temizlik ve daha düşük protetik karmaşıklık avantajı sağlayabilir; ancak

retantif eleman değişimi ve ataşman aşınması gibi bakım gereksinimleri göz önünde bulundurulmalıdır (Chaware & Thakkar, 2020; Sutariya et al., 2021).

Tek implant destekli mandibular overdenture, iki implantlı standart yaklaşımın uygulanamadığı seçilmiş hastalarda alternatif bir seçenek olarak değerlendirilebilir. Özellikle ekonomik kısıtlılık, cerrahi morbiditeyi azaltma isteği veya sınırlı kemik hacmi gibi durumlarda tek implantlı yaklaşım, konvansiyonel total proteze kıyasla retansiyon ve stabilitenin artırılabilceği daha minimal bir seçenek sunabilir. Ancak tek implantlı overdenture, iki implant destekli tedavinin doğrudan eşdeğeri olarak görülmemelidir; protez rotasyonu, ataşman üzerine yoğunlaşan yükler ve protetik bakım gereksinimi dikkatle değerlendirilmelidir (Jayasinghe et al., 2024; Koyama et al., 2025).

Pratik bir karar algoritması şu şekilde özetlenebilir: Kret desteği kabul edilebilir, mukoza sağlıklı ve hasta konvansiyonel proteze uyum sağlayabiliyorsa iyi planlanmış konvansiyonel total protez tercih edilebilir (Jain & Rathee, 2026; Jayaraman et al., 2018). Kret desteği zayıf ancak implant tedavisi mümkün değilse veya hasta implant istemiyorsa nötral zon tekniği ve fonksiyonel ölçü yaklaşımları düşünölmelidir (Chandra, 2010; Limpuangthip et al., 2024). Konvansiyonel protezle tekrarlayan instabilite, ağrı ve düşük memnuniyet varsa ve hasta cerrahiye uygunsa iki implant destekli mandibular overdenture birinci seçenek olarak değerlendirilmelidir (Feine et al., 2002; Thomason et al., 2009; Thomason et al., 2012). İki implantlı tedavi ekonomik, anatomik veya cerrahi nedenlerle uygulanamıyorsa tek implant destekli overdenture seçilmiş hastalarda alternatif olarak tartışılabilir (Jayasinghe et al., 2024; Koyama et al., 2025).

Sonuç

İleri derecede rezorbe mandibular kretlerin protetik rehabilitasyonu, yalnızca eksik dişlerin yerine konulmasını değil; sınırlı destek dokuların, fonksiyonel kas hareketlerinin, oklüzal kuvvetlerin, hasta beklentilerinin ve uzun dönem bakım gereksinimlerinin birlikte değerlendirilmesini gerektiren çok yönlü bir tedavi sürecidir. Konvansiyonel total protezler, uygun ölçü teknikleri, doğru kaide uzantıları, kontrollü diş dizimi, oklüzal düzenleme ve gerektiğinde nötral zon yaklaşımı ile seçilmiş olgularda başarılı sonuçlar sağlayabilir. Bununla birlikte ileri rezorpsiyon, tekrarlayan protez instabilitesi, ağrı, yetersiz retansiyon ve düşük hasta memnuniyeti bulunan hastalarda implant destekli mandibular overdenture uygulamaları daha öngörülebilir bir rehabilitasyon seçeneği sunar. Özellikle iki implant destekli mandibular overdenture, dişsiz mandibulanın tedavisinde güçlü kanıt desteğine sahip standart yaklaşımlardan biri olarak değerlendirilmelidir. Ancak implant sayısı, ataşman sistemi, cerrahi uygunluk, ekonomik koşullar, hijyen kapasitesi ve takip uyumu her hasta için bireysel olarak planlanmalıdır. Bu nedenle ileri derecede rezorbe mandibular kretlerde en uygun tedavi, anatomik ve fonksiyonel sınırlılıkları dikkate alan, kanıta dayalı, hasta merkezli ve sürdürülebilir bir klinik karar verme süreci ile belirlenmelidir.

Kaynakça

Abou-Ayash, S., Fonseca, M., Pieralli, S., & Reissmann, D. R. (2023). Treatment effect of implant-supported fixed complete dentures and implant overdentures on patient-reported outcomes: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*, 34 Suppl 26, 177-195. doi:10.1111/clr.14065

Alshenaiber, R., Cowan, C., Barclay, C., & Silikas, N. (2021). Analysis of Residual Ridge Morphology in a Group of Edentulous Patients Seeking NHS Dental Implant Provision-A Retrospective Observational Lateral Cephalometric Study. *Diagnostics (Basel)*, 11(12). doi:10.3390/diagnostics11122348

Atwood, D. A. (1971). Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *J Prosthet Dent*, 26(3), 266-279. doi:10.1016/0022-3913(71)90069-2

Beenu, V., Kattak, A. K. S., Pattath, V. S., Nair, S. J., Das, R., & Sreelekshmi, M. S. (2020). Is Neutral Zone, Patients Comfort Zone? A Feedback Review. *J Pharm Bioallied Sci*, 12(Suppl 1), S2-s5. doi:10.4103/jpbs.JPBS_56_20

Bornstein, M. M., Scarfe, W. C., Vaughn, V. M., & Jacobs, R. (2014). Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 Suppl, 55-77. doi:10.11607/jomi.2014suppl.g1.4

Cawood, J. I., & Howell, R. A. (1988). A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 17(4), 232-236. doi:10.1016/s0901-5027(88)80047-x

Chandra, S. S. (2010). Management of a severely resorbed mandibular ridge with the neutral zone technique. *Contemp Clin Dent*, 1(1), 36-39. doi:10.4103/0976-237x.62521

Charalampakis, A., Kourkoumelis, G., Psari, C., Antoniou, V., Piagkou, M., Demesticha, T., . . . Troupis, T. (2017). The position of the mental foramen in dentate and edentulous mandibles: clinical and surgical relevance. *Folia Morphol (Warsz)*, 76(4), 709-714. doi:10.5603/FM.a2017.0042

Chaware, S. H., & Thakkar, S. T. (2020). A systematic review and meta-analysis of the attachments used in implant-supported overdentures. *J Indian Prosthodont Soc*, 20(3), 255-268. doi:10.4103/jips.jips_368_19

Chladek, G., Żmudzki, J., & Kasperski, J. (2014). Long-Term Soft Denture Lining Materials. *Materials (Basel)*, 7(8), 5816-5842. doi:10.3390/ma7085816

Devaki, V. N., Manonmani, P., Balu, K., & Aravind, R. J. (2012). Clinical management of highly resorbed mandibular ridge without fibrous tissue. *J Pharm Bioallied Sci*, 4(Suppl 2), S149-152. doi:10.4103/0975-7406.100256

Feine, J. S., Carlsson, G. E., Awad, M. A., Chehade, A., Duncan, W. J., Gizani, S., . . . Wismeijer, D. (2002). The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology*, 19(1), 3-4.

Huumonen, S., Haikola, B., Oikarinen, K., Söderholm, A. L., Remes-Lyly, T., & Sipilä, K. (2012). Residual ridge resorption, lower denture stability and subjective complaints among edentulous individuals. *J Oral Rehabil*, 39(5), 384-390. doi:10.1111/j.1365-2842.2011.02284.x

Jain P, Rathee M. Stability in Mandibular Denture. [Updated 2023 Apr 17]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK549861/>

Jayaraman, S., Singh, B. P., Ramanathan, B., Pazhaniappan Pillai, M., MacDonald, L., & Kirubakaran, R. (2018). Final-impression techniques and materials for making complete and removable partial dentures. *Cochrane Database Syst Rev*, 4(4), Cd012256. doi:10.1002/14651858.CD012256.pub2

Jayasinghe, R. M., Attygalla, M., Fonseka, M. C. N., Abeysundara, S. P., Thilakumara, I. P., & Jayasinghe, R. D. (2024). Single versus two dental implants retained mandibular over dentures: comparison of function, patient satisfaction, oral health-related quality of life and success of treatment. *BMC Res Notes*, 17(1), 374. doi:10.1186/s13104-024-07040-y

Koyama, R., Shiratsuchi, H., Hasuike, A., Ohyama, T., Tamagawa, T., Furukawa, A., . . . Yonenaga, K. (2025). Single versus two implant-supported mandibular overdentures: a systematic review and meta-analysis of implant survival and prosthetic complications. *Int J Implant Dent*, 11(1), 60. doi:10.1186/s40729-025-00647-1

Kutkut, A., Bertoli, E., Frazer, R., Pinto-Sinai, G., Fuentealba Hidalgo, R., & Studts, J. (2018). A systematic review of studies comparing conventional complete denture and implant retained overdenture. *J Prosthodont Res*, 62(1), 1-9. doi:10.1016/j.jpor.2017.06.004

Limpuangthip, N., Techapiroontong, S., & Prawatvatchara, W. (2024). A systematic review of patient-oriented outcomes following complete denture treatment: a comparison between the neutral zone technique and conventional approach. *BDJ Open*, 10(1), 37. doi:10.1038/s41405-024-00222-7

Linn, T. T., Khaohoen, A., Thu, K. M., & Rungsiyakull, P. (2024). Oral-Health-Related Quality of Life in Elderly Edentulous Patients with Full-Arch Rehabilitation Treatments: A Systematic Review. *J Clin Med*, 13(12). doi:10.3390/jcm13123391

Lynch, C. D., & Allen, P. F. (2006). Management of the flabby ridge: using contemporary materials to solve an old problem. *Br Dent J*, 200(5), 258-261. doi:10.1038/sj.bdj.4813306

Matsumaru, Y. (2010). Influence of mandibular residual ridge resorption on objective masticatory measures of lingualized and fully bilateral balanced denture articulation. *J Prosthodont Res*, 54(3), 112-118. doi:10.1016/j.jpor.2009.11.008

Müller, F., Duvernay, E., Loup, A., Vazquez, L., Herrmann, F. R., & Schimmel, M. (2013). Implant-supported mandibular overdentures in very old adults: a randomized controlled trial. *J Dent Res*, 92(12 Suppl), 154s-160s. doi:10.1177/0022034513509630

Park, J. H., Shin, S. W., & Lee, J. Y. (2023). Narrow-diameter versus regular-diameter dental implants for mandibular overdentures: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont*, 32(8), 669-678. doi:10.1111/jopr.13726

Saravanakumar, P., Thirumalai Thangarajan, S., Mani, U., & Kumar, V. A. (2017). Improvised Neutral Zone Technique in a Completely Edentulous Patient with an Atrophic Mandibular Ridge and Neuromuscular Incoordination: A Clinical Tip. *Cureus*, 9(4), e1189. doi:10.7759/cureus.1189

Shah, U., Mahajan, N., & Bhatt, N. (2022). Clinical evaluation of complete denture fabricated using two different final impression techniques on masticatory efficiency and oral health-related quality of life. *J Indian Prosthodont Soc*, 22(4), 382-388. doi:10.4103/jips.jips_39_22

Soboleva, U., & Rogovska, I. (2022). Edentulous Patient Satisfaction with Conventional Complete Dentures. *Medicina*, 58(3), 344.

Sutariya, P. V., Shah, H. M., Patel, S. D., Upadhyay, H. H., Pathan, M. R., & Shah, R. P. (2021). Mandibular implant-supported

overdenture: A systematic review and meta-analysis for optimum selection of attachment system. *J Indian Prosthodont Soc*, 21(4), 319-327. doi:10.4103/jips.jips_158_21

Suthakar, P., Gupta, A., Chansoria, H., Soni, M., Pandey, S., & Patil, M. (2025). Revolutionizing Implant Success: CBCT-Guided Mandibular Ridge Resorption Assessment with Genial Tubercle as a Key Reference. *J Pharm Bioallied Sci*, 17(Suppl 2), S1949-s1951. doi:10.4103/jpbs.jpbs_1663_24

Thomason, J. M., Feine, J., Exley, C., Moynihan, P., Müller, F., Naert, I., . . . Barker, D. (2009). Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients--the York Consensus Statement. *Br Dent J*, 207(4), 185-186. doi:10.1038/sj.bdj.2009.728

Thomason, J. M., Kelly, S. A., Bendkowski, A., & Ellis, J. S. (2012). Two implant retained overdentures--a review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *J Dent*, 40(1), 22-34. doi:10.1016/j.jdent.2011.08.017

Tsolianos, I., Haidich, A.-B., Goulis, D. G., & Kotsiomiti, E. (2023). The effect of mandibular implant overdentures on masticatory performance: A systematic review and meta-analysis. *Dentistry Review*, 3(4), 100072. doi:https://doi.org/10.1016/j.dentre.2023.100072

BÖLÜM 2

PROTEZ ASTAR MATERYALLERİ

MERVE DEDE¹
AZİZE DEMİR²

Giriş

Dişsiz hastalar için uygulanan konvansiyonel tedavi yöntemleri arasında yer alan hareketli tam protezler, klinik pratikte sıklıkla karşılaşılan bir rehabilitasyon seçeneği olmakla birlikte, özellikle alt çenede ciddi kısıtlamalar doğurabilmektedir. Hastalar çoğunlukla alt protezlerinin ağız içinde hareket etmesinden ve buna bağlı olarak çiğneme performanslarının olumsuz etkilenmesinden yakınmaktadır. Yeterli retansiyon ve stabilitenin sağlanamaması, zamanla gelişen ilerleyici kemik yıkımı, çiğneme fonksiyonundaki yetersizlikler ve bunların yansıması olan sosyal güçlükler, tam protez tedavisinin başlıca dezavantajları olarak öne çıkmaktadır.

Öte yandan nüfusun giderek yaşlanmasıyla birlikte toplumda diş kayıplarının prevalansı artmakta; bu durum protetik

¹ Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Galata Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, ORCID: 0000-0002-2744-3069

² Öğretim Görevlisi Dr., İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, ORCID: 0000-0002-4881-0526

rehabilitasyona duyulan ihtiyacın önümüzdeki dönemde belirgin biçimde yükseleceğine işaret etmektedir.

Tam Dişsiz Hastaların Hareketli Tam Protez ile Tedavisi

Tam protez kullanan hastalarda, çiğneme fonksiyonu sırasında protezin stabilite kaybına bağlı olarak gelişen ağrı ve protez vuruğu, klinik pratikte en sık karşılaşılan şikâyetlerin başında gelmektedir. Bu durumun temel mekanizması, zamanla değişen doku konturları nedeniyle protez kaide plağı ile mukoza arasındaki uyumun bozulmasıdır. Özellikle ileri düzey alveolar rezorpsiyonun gözleendiği ve mukozanın ince, esnek olmayan bir yapı sergilediği vakalarda, çiğneme kuvvetleri doku üzerinde homojen olarak dağıtılamamakta; bu da retansiyon ve stabiliteyi doğrudan olumsuz etkilemektedir (Zafar, 2020).

Bu tür biyomekanik sorunların çözümünde iki temel strateji ön plana çıkmaktadır: protezin tamamen yenilenmesi ya da mevcut protez ile doku arasındaki uyumsuzluğun protez astar materyalleri aracılığıyla giderilmesi (Çalikkocaoğlu, 2010). Güncel literatür, uygun vakalarda astar uygulamasının yeni bir protez yapımına gerek kalmadan fonksiyonel başarıyı yakalayabildiğini göstermektedir (Saeed ve ark., 2020).

Alqutaibi ve ark. (2023) tarafından yapılan randomize klinik çalışmada, alt tam protezlerine silikon esaslı yumuşak astar uygulanan hastaların, konvansiyonel protez kullanıcılarına kıyasla maksimum ısırma kuvvetinde anlamlı bir artış ve ağrı algısında belirgin bir azalma yaşadığı bildirilmiştir. Bu iyileşme, hastaların ağız sağlığı ile ilişkili yaşam kalitesine doğrudan pozitif yansımaktadır. Shinde ve ark. (2022), astar materyali kullanımının hasta memnuniyeti üzerindeki etkisini inceledikleri sistematik derlemede, bu materyallerin protez konforunu artırmada kritik bir rol oynadığını doğrulamıştır. Sônego ve ark. (2022) ise direkt ve indirekt astarlama yöntemlerini karşılaştırdıkları güncel

çalışmalarında, işlemin sadece oklüzal kuvvetler ve stabilite üzerinde değil, aynı zamanda halitozis (ağız kokusu) ve genel kullanıcı memnuniyeti gibi çok boyutlu parametreler üzerinde de iyileştirici etkisi olduğunu vurgulamıştır.

Protez astar uygulamaları, çiğneme kuvvetlerini alveolar ark üzerinde dengeli bir şekilde dağıtarak hem doku sağlığını korumakta hem de hastaların fonksiyonel ve psikososyal yaşam kalitesini standardize etmektedir (Sônego ve ark., 2022).

Astar Materyallerinin Endikasyonları

Protez astar materyalleri, akrilik protez kaidesinin ağız dokularına olan uyumunu yeniden sağlamak ve işlevsel yükü daha dengeli dağıtmak amacıyla kullanılmaktadır. Bu materyaller, laboratuvar ortamında ya da doğrudan hasta ağızında uygulanabilmektedir. Uygulama şekline bağlı olarak oda sıcaklığında veya ısı ile polimerize olan formları mevcuttur. Klinik pratikte kolay uygulanabilirliği nedeniyle oda sıcaklığında polimerize olan formlar sıklıkla tercih edilmektedir (Mutahar ve ark., 2023).

Yumuşak astar materyallerinin başlıca klinik endikasyonları; rezidüel kret rezorpsiyonuna bağlı gelişen protez uyumsuzluklarının giderilmesini, atrofik mukoza varlığında çiğneme yükünün sönümlenmesini, maksillofasiyal protezlerde obturatör kenarlarının doku adaptasyonunun artırılmasını, geçici doku düzenleyici uygulamalarını ve tam dişsiz hastalarda oklüzal kuvvetlerin homojen şekilde dağıtılmasını kapsamaktadır. Güncel klinik araştırmalar, yumuşak astar materyallerinin hem ısırma kuvvetini artırdığını hem de ağız sağlığına bağlı yaşam kalitesini anlamlı düzeyde iyileştirdiğini ortaya koymaktadır (Alqutaibi ve ark., 2023).

Oda sıcaklığında polimerize olan silikon astar materyallerinin en önemli klinik avantajı uzun süre yumuşak kalabilmeleridir. Bununla birlikte, akrilik protez kaide plağına bağlanmalarının zayıf olması;

temizleme ve polisaj işlemlerini güçleştirmekte, mantar ve mikroorganizma tutulumu açısından ise risk oluşturmaktadır (Singla, 2022).

Astar Materyallerinin Tipleri

Protez astar materyalleri, mekanik özellikleri ve klinik kullanım amaçlarına göre sert ve yumuşak olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır (Koseoglu ve ark., 2023). Her iki tip, farklı polimer yapıları ve uygulama endikasyonlarıyla birbirini tamamlar niteliktedir.

Sert Protez Astarları

Sert protez astarları, özellikle uyum problemi gösteren protezlerin adaptasyonunda tercih edilmektedir. Klinik uygulamada hasta başında yöntemler yaygın biçimde kullanılmaktadır. Farklı metakrilat monomer ve polimer içeriklerine sahip bu materyaller; oral irritasyonu azaltabilmek, ısı ve sertleşme süresini kontrol edebilmek gibi avantajlar sunmaktadır (Zafar, 2020).

Güncel çalışmalar, sert astar materyallerinin geleneksel ısıyla polimerize olan akrilik protez kaidesine en yüksek bağlanma dayanımını sağladığını göstermektedir. Yapılan in vitro bir araştırmada, oda sıcaklığında polimerize olan klinik uygulamalı sert astar materyalinin konvansiyonel ve 3 boyutlu baskı yöntemiyle üretilmiş protez kaide reçinelerine olan gerilme bağlanma kuvvetinin, yumuşak astar materyallerine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı biçimde daha yüksek olduğu saptanmıştır (Dilber ve ark., 2023). Bununla birlikte, kimyasal yapısı akrilik protez kaidesiyle tam uyumlu olmayan bazı sert astar materyallerinde bağlanma zayıflığı bildirilmekte; bu durum tabaka ayrışması, bakteri yerleşimi ve lekelenme sorunlarına yol açabilmektedir (Tosun ve ark., 2023).

Dijital üretim teknolojilerinin protetik diş hekimliğine entegrasyonu ile birlikte, sert astar materyallerinin CAD/CAM ile

frezelenen ve 3B baskı ile üretilen protez kaidelerine bağlanma dayanımı da güncel araştırmaların odağına girmiştir. Park ve Lee, yüzey işlemlerinin 3B baskı ile üretilen kaide reçinelerine olan kayma bağlanma dayanımını artırdığını bildirmiş; bu bulgu, klinik uygulamada yüzey hazırlığının önemine dikkat çekmiştir (Park ve Lee, 2022).

Yumuşak Protez Astarları

Yumuşak protez astarları; kalıcı mukoza inceliğini ve/veya viskoelastik özelliklerdeki yetersizlikleri telafi ederek çiğneme kuvvetlerinin doku üzerinde eşit biçimde dağılmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (Kimoto ve ark., 2010). Bunun yanı sıra, bu materyaller doku düzenleyici olarak da klinik uygulamada yer bulmaktadır. Kullanım amaçları, hazırlanış yöntemleri ve kimyasal yapılarına bağlı olarak farklı alt tipler mevcuttur (Atay ve ark., 2018).

2023 yılında yayımlanan randomize kontrollü bir klinik çalışmada, hem akrilik hem de silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin, yeniden astarlama öncesi başlangıç değerleriyle karşılaştırıldığında hastaların yaşam kalitesi ve maksimum ısırma kuvvetini istatistiksel olarak anlamlı biçimde iyileştirdiği bildirilmiştir (Alqutaibi ve ark., 2023). Söz konusu klinik veriler, yumuşak astar uygulamalarının sağladığı konforun yanı sıra fonksiyonel rehabilitasyondaki başarısını da net bir şekilde ortaya koymaktadır.

Klinik etkinlik açısından en belirleyici özellikler viskoelastisite ve uzun dönem dayanıklılıktır (Ivanova ve ark., 2026). Yumuşak astar materyalleri, viskoelastik özellikler, Shore A sertliği, yastıklama kapasitesi ve kaide reçinesine bağlanma kuvveti bakımından önemli farklılıklar sergilemektedir. 2021 yılında yayımlanan ve akrilik ile silikon esaslı on farklı yumuşak astar materyalinin sertlik değişimlerini inceleyen kapsamlı bir laboratuvar

çalışması; tüm materyallerin zaman içinde başlangıç sertlik değerlerini koruyamadığını ortaya koymuştur. Silikon esaslı materyaller ise sertliği koruma açısından akrilik esaslara üstünlük sağlamıştır (Białozyt-Bujak ve ark., 2021).

Protez Hijyeni ve Mikrobiyal Kolonizasyon

Protetik restorasyonun hijyeni, hastanın genel ve oral sağlığını doğrudan etkilemektedir (Gawlak ve ark., 2017). Yumuşak polimerler, tükürüğün pH değerini ve tampon kapasitesini değiştirebilmekte; bu durum diş ve protez yüzeyinde plak birikimini artırmaktadır (Glass ve ark., 2001). Mikroorganizma adezyonu, büyük ölçüde astar materyalinin kimyasal bileşimine ve protez yüzeyinin pürüzlülüğüne bağlıdır. Yumuşak astar materyalleri, mikrobiyal kolonizasyona akrilik protez kaidelerine kıyasla belirgin biçimde daha yatkındır (Kang ve ark., 2013).

Bu soruna çözüm olarak son yıllarda nanopartikül katkılı astar materyalleri yoğun ilgi görmektedir. Literatürde gümüş (Ag), çinko oksit (ZnO), titanyum dioksit (TiO₂), silikon dioksit (SiO₂) ve zirkonyum dioksit (ZrO₂) gibi nanopartiküllerin antimikrobiyal ve antifungal etkinliğinin araştırıldığı çok sayıda çalışma mevcuttur (Cierech ve ark., 2020; Makvandi ve ark., 2020). 2022 yılında yayımlanan bir çalışmada, nano-SiO₂ katkısının *Candida albicans* adezyonunu anlamlı biçimde azalttığı ve yüzey temas açısını olumlu etkilediği bildirilmiştir. Gümüş-çinko zeolit nanopartiküllerinin (SZZ-NP) uzun dönem antifungal etkinliğini değerlendiren in vitro araştırmalar da benzer şekilde umut verici sonuçlar ortaya koymuştur (Ferreira ve ark., 2022).

Güncel bir in vitro araştırmada, gümüş vanadat ve titanyum dioksit nanopartiküllerinin ısıyla polimerize akrilik reçine ile birlikte iki farklı yumuşak astar materyaline eklenmesiyle elde edilen örneklerde antifungal etkinlik, yüzey sertliği, pürüzlülük ve gerilme bağlanma kuvveti kapsamlı biçimde değerlendirilmiştir. Bulgular,

nanopartikül katkısının antifungal etkinliği artırdığını; ancak bazı mekanik özellikleri konsantrasyona bağlı olarak etkileyebildiğini ortaya koymuştur (Dhanalakshmi ve ark., 2025).

Akrilik Esaslı Yumuşak Astarlar

Akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri, kimyasal yapı bakımından akrilik protez kaidesiyle benzerlik gösterdiğinden bu kaide ile gúçlü bir kimyasal bağ oluşturabilmektedir. Silikon esaslı materyallerde ise bu bağlantıyı sağlamak için adezivlere ihtiyaç duyulmaktadır (Çalikkocaoğlu, 2010).

Akrilik esaslı yumuşak astarlar, etil metakrilat ve alkoller içeren kopolimerlerden oluşmakta olup ısıyla veya oda sıcaklığında polimerize edilebilmektedir. İnternal ve eksternal plastifikasyon mekanizmalarıyla elastik özellik kazanan bu materyaller, akrilik protez tabanlarıyla uyumlu kimyasal yapıları sayesinde iyi bağlanma dayanımı sergilemektedir. Ancak, içerdikleri plastifikatörlerin zaman içinde ağız ortamında çözünmesi en önemli klinik dezavantajı oluşurmaktadır. Plastifikatör kaybıyla birlikte materyal elastikiyetini yitirmekte, sertleşmekte ve kırılgan bir hal almaktadır (Bail ve ark., 2014; Kim ve ark., 2014). Bu sorunu gidermek için polimerize plastikler kullanılması veya yüksek akrilat esteri elastomerlerle kombinasyon oluşturulması önerilmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010).

Silikon Esaslı Yumuşak Astarlar

Silikon esaslı yumuşak astar materyalleri, akrilik esaslı muadillerine kıyasla protez kaidesine daha düşük bağlanma dayanımı göstermektedir. Bununla birlikte, ısıyla polimerize olan form, oda sıcaklığında sertleşen forma göre daha üstün bağlanma özellikleri sergilemektedir. Bu kategoride Molloplast-B, ısıyla polimerize olan silikon astarlar arasında en yüksek kaide bağlanma değerlerine ulaşan materyal olarak bilinmektedir (Atay ve ark., 2018).

Polisiloksan materyaller, ağız boşluğunun nemli ve dinamik ortamında uzun süre esnekliklerini koruyabilmektedir; ancak akrilik yüzeye kimyasal olarak bağlanamazlar, bu nedenle adeziv kullanımı zorunludur (Le Bars ve ark., 2023). Silikon materyallerin, *Candida albicans* dışındaki *Candida* türlerinin kolonizasyonuna da zemin hazırlayabildiği bilindiğinden, bu materyallerin uzun dönem kullanımında düzenli klinik takip önerilmektedir (Valentini ve ark., 2013).

Altı aylık klinik gözlemleri kapsayan bir araştırmada, incelenen tüm yumuşak astar materyallerinin başlangıç yumuşaklık değerlerini koruyamadığı ve zaman içinde sertleştiği saptanmıştır. Sertlik karşılaştırmaları yapıldığında akrilik esaslı yumuşak astarların silikon esaslılara kıyasla daha yumuşak olduğu, oda sıcaklığında polimerize olanların ise ısıyla polimerize olanlara göre daha yumuşak başlangıç değerlerine sahip olduğu belirlenmiştir. Silikon esaslı materyallerin ise yumuşaklığını koruma kapasitesi bakımından akrilik esaslılara üstünlük sağladığı görülmüştür (Atay ve ark., 2018; Białyzyt-Bujak ve ark., 2021).

Jelasyon Karakteristikleri ve Kimyasal Kompozisyon

Akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinin klinik başarısında jelasyon süresi kritik bir parametredir ve bu süre genelde 130 ile 650 saniye arasında değişkenlik göstermektedir. Mori ve arkadaşları tarafından yapılan güncel çalışmalar, monomer tipinin ve plastikleştirici miktarının sertleşme kinetiği üzerindeki belirleyici rolünü ortaya koymuştur (Mori ve ark., 2021):

Monomer Etkisi: İçeriğinde 2-EHMA (2-etilheksil metakrilat) barındıran materyaller, i-BMA (izobütil metakrilat) içerenlere kıyasla daha kısa jelasyon süresi sergilemektedir. Işıklı sertleşen sistemlerde 2-EHMA, i-BMA'ya göre daha optimize bir monomer tercihi olarak öne çıkmaktadır.

Plastikleştirici Rolü: Likit içeriğindeki asetil tribütöl sitrat miktarı arttıķa jelasyon süresi katlanarak artış göstermektedir.

Toz/Likit Oranı: Toz/Likit oranının artırılması jelasyon süresini kısaltsa da bu etkinin monomer tipi ve plastikleştirici konsantrasyonu kadar baskın olmadığı saptanmıştır.

Temizlik Protokolleri ve Bağlanma Dayanımı

Yumuşak astar materyallerinin uzun dönemli başarısı hem hijyen standartlarına hem de protez kaidesine olan mekanik bağlantısına bağlıdır:

Hijyen ve Bakım: Mańka-Malara ve arkadaşları yumuşak astarların temizliğinde diř fırçası ile yapılan mekanik temizliğin temel olduğunu ve sabun kullanımının ideal yüzey hijyenini sağlamada etkili bir yöntem olduğunu belirtmiştir (Mańka-Malara ve ark., 2021).

Arayüzey Bağlantısı: Akrilik esaslı astarların PMMA (polimetil metakrilat) protez kaidesine olan bağlanma kuvveti, kimyasal benzerlikleri nedeniyle silikon esaslı materyallere göre anlamlı derecede yüksektir. Ayrıca, uygulama öncesinde protez yüzeyine monomer sürülmesi, tüm astar tiplerinde bağlanma dayanımını artıran bir faktördür (Mańka-Malara ve ark., 2021).

Viskoelastik Özellikler ve Klinik Konfor

Çiğneme sırasında ağrı semptomu gösteren hastalarda, yüksek viskoelastik özelliklere sahip astarların sağladığı yastıklama etkisi önemli bir rahatlama sağlar. Ancak, literatür bu yastıklama etkisinin uzun dönemli stabilitesinin sınırlı olduğunu vurgulamaktadır (Murata ve ark., 2008; Kitagawa ve ark., 2020).

Kitagawa ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen Dinamik Mekanik Analiz (DMA) verilerine göre:

Frekans Bağımlılığı: Akrilik daimi yumuşak astarlar ve doku düzenleyiciler belirgin bir viskoelastik davranış sergilerken, bu özelliklerin özellikle düşük frekanslarda frekansa bağımlı olduğu saptanmıştır. Buna karşın, silikon esaslı astarlar saf elastik özellikler göstermekte ve frekans değişimlerinden etkilenmemektedir.

Modulus ve Sertlik İlişkisi: Shore A0 sertliği ile saklama modülü (E') arasında pozitif bir doğrusal ilişki saptanırken; kayıp modülü (E'') ve kayıp tanjantı ($\tan\delta$) değerleri arasında benzer bir korelasyon bulunmamıştır (Kitagawa ve ark., 2020).

Termal Karakterizasyon ve Cam Değişim Sıcaklığı (T_g)

Materyalin ağız ortamındaki sertlik ve esneklik dengesini belirleyen en önemli parametrelerden biri cam değişim sıcaklığıdır (T_g):

Akrilik daimi yumuşak astarların değerleri, doku düzenleyicilere ve silikon esaslı sistemlere göre daha yüksektir.

Hem DMA hem de Diferansiyel Tarama Kalorimetrisi (DTK) analizleri, yumuşak astarlara uygulanan frekans arttıkça ölçülen T_g değerlerinin de yükselme eğiliminde olduğunu göstermektedir (Kitagawa ve ark., 2020).

Alternatif ve Yenilikçi Astar Materyalleri

Son yıllarda geleneksel akrilik ve silikon esaslı materyallere alternatif olarak farklı kompozisyonlu astarlar araştırılmaktadır. Bunlar arasında plastitanyum dikkat çekmektedir. Titanyum katkılı bu vinil bazlı polimer; yüksek esnekliği, düşük su sorpsiyonu ve iyi biyouyumluluğuyla potansiyel bir astar materyali adayı olarak değerlendirilmektedir (Gawlak ve ark., 2014).

Bunların yanı sıra, lazer yüzey işlemlerinin astar-kaide bağlanma dayanımını artırmadaki etkinliği üzerine yapılan sistematik derleme ve meta-analizler bu alandaki araştırmaların

genişlediğini ve klinik bağlanma protokollerinin geliştirilmesine yönelik çabaların sürdüğünü göstermektedir (Alhamdan, 2023). Nanopartiküller, özellikle ZrO₂ ve YO₃ içerikli bileşimler, astar materyallerinin mekanik ve antimikrobiyal özelliklerini optimize etmek amacıyla incelenmektedir (Cierech ve ark., 2020; Makvandi ve ark., 2020).

Nanoteknoloji Uygulamaları

Son yıllarda en dikkat çekici gelişmeler antimikrobiyal nanopartikül modifikasyonları alanındadır:

Silikon yumuşak astar materyallerinin gümüş nanopartikülleri ile modifiye edilmesi, *Candida albicans*'ın yüzeye kolonizasyonunu önlemeye yönelik umut verici bir yaklaşım olarak öne çıkmaktadır (Dhanalakshmi ve ark., 2025). PEMA esaslı yumuşak astar materyallerine TiO₂ nanopartikül eklenmesiyle geliştirilen nanokompozitin, *Candida albicans*'a karşı antifungal direnci artırdığı gösterilmiştir (Ahmed ve ark., 2023).

2025'te yayımlanan sistematik bir derleme, yumuşak protez astarlarına entegre edilen antimikrobiyal maddelerin *Candida albicans* yapışması ve kolonizasyonunu inhibe etmedeki etkinliğini kapsamlı biçimde değerlendirmiştir (Naka ve ark., 2025). Yine 2025 yılında yayımlanan bir çalışmada, gümüş katkılı mezoporöz silika nanopartiküllerin PMMA protez kaidelerine eklenmesiyle hem mekanik özelliklerin hem de antifungal aktivitenin iyileştirilebildiği rapor edilmiştir (Dastjerd ve ark., 2025).

SONUÇ

Protez astar materyalleri hem sert hem de yumuşak formlarıyla hareketli protetik restorasyonların klinik başarısında kritik bir rol üstlenmektedir. Sert astarlar, kaide adaptasyonunda güvenilir bağlanma dayanımı sunmakla birlikte yanlış seçimde tabaka ayrışması ve mikrobiyolojik riskler doğurabilmektedir. Yumuşak

astarlar ise biyomekanik yük dağılımı ve hasta konforu açısından belgelenmiş klinik yararlar sağlamakta; ancak hijyen kontrolü ve uzun dönem sertlik değişimi gibi konularda dikkatli klinik izlem gerektirmektedir.

Güncel araştırmalar, nanopartikül modifikasyonlarının antimikrobiyal etkinliği artırma ve uzun dönem mekanik stabiliteyi destekleme konusundaki umut verici potansiyelini sürekli genişleyen kanıtlarla ortaya koymaktadır. Bununla birlikte, bu uygulamaların rutin klinik kullanıma taşınabilmesi için biyouyumluluk, uzun dönem dayanım ve maliyet-etkinlik açısından kapsamlı klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Dijital üretim yöntemlerinin (CAD/CAM frezeleme ve 3B baskı) protetik diş hekimliğine entegrasyonu ile birlikte, geleneksel ve dijital üretilen kaide reçinelerine uygun astar materyali protokollerinin belirlenmesi de önümüzdeki dönemin araştırma gündeminde önemli bir yer tutmaktadır.

Kaynakça

Ahmed, A. Q., Al-Hmedat, S. J. A.-Z., Hanweat, D. M., & Haider, J. (2023). Assessing the antifungal activity of a soft denture liner loaded with titanium oxide nanoparticles (TiO₂ NPs). *Dentistry Journal*, 11(4), 90. <https://doi.org/10.3390/dj11040090>

Alhamdan, M. M. (2023). Application of laser treatment in adhesive bonding of liners to polymethyl methacrylate denture resins: A systematic review and meta-analysis. *Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery*, 41(11), 608–621.

Alqutaibi, A. Y., Alnazzawi, A. A., Farghal, A. E., Bakr, R. M., & Mahmoud, I. I. (2023). Impact of acrylic and silicone-based soft-liner materials on biting force and quality of life of complete denture wearers: A randomized clinical trial. *Journal of Clinical Medicine*, 12(5), 2073.

Atay, A., Çal, E., & Kesercioglu, A. (2018). Farklı yumuşak ve sert astar materyallerinin protez kaidesiyle olan bağlantısının ve sertliklerinin incelenmesi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 39(2), 88–97.

Białyżyt-Bujak, E., Wszyńska, M., Chladek, G., Czelakowska, A., Gala, A., Orczykowska, M., Białyżyt, A., Kasperski, J., & Skucha-Nowak, M. (2021). Analysis of the hardness of soft relining materials for removable dentures. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(18), 9491.

Bail, M., Jorge, J. H., Urban, V. M., & Campanha, N. H. (2014). Surface roughness of acrylic and silicone-based soft liners: In vivo study in a rat model. *Journal of Prosthodontics*, 23(2), 146–151.

Cierech, M., Szerszeń, M., Wojnarowicz, J., Łojkowski, W., Kostrzewa-Janicka, J., & Mierzwińska-Nastalska, E. (2020). Preparation and characterisation of poly(methyl methacrylate)-

titanium dioxide nanocomposites for denture bases. *Polymers*, 12(11), 2655.

Çalikkocaoğlu, S. (2010). *Dişsiz hastaların protetik tedavisi: Klasik tam protezler*. Quintessence.

Dastjerd, H., Badiei, A., Hooshmand, T., & Jafarzadeh Kashi, T. S. (2025). Enhanced mechanical and antifungal properties of polymethyl methacrylate denture bases by incorporation of silver-doped mesoporous silica nanocomposites modified by two coupling agents. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 113(12), e70008.

Dhanalakshmi, N., Abraham, M. C., Vidhyasankari, N., Rajkumar, K., Mayavaraj, R., & Rajendran, B. (2025). Comparative evaluation of surface hardness, roughness, tensile strength, and antifungal property of soft liners incorporated with silver vanadate and titanium dioxide nanoparticles. *Cureus*.

Dilber, E., Abuhadrous, M., Doğan, A., & Ergun, G. (2023). Tensile bond strength of soft and hard relining materials to conventionally and additively manufactured denture-base materials. *Journal of Prosthodontics*, 32(S1), 74–80.

Ferreira, A. N., D'Souza, K., et al. (2022). Long-term antifungal efficacy of silver-zinc zeolite nanoparticles incorporated in two soft denture liners. *Dental Research Journal*, 19, 12.

Gawlak, D., Mańka-Malara, K., Zelik, D., & Łojarczyk, R. (2014). Denture relining using the high-temperature injection technique: A case report. *Prosthodontics*, 64(2), 128–133.

Gawlak, D., Łuniewska, J., Stojak, W., Hovhannisyan, A., Stróżyńska, A., Mańka-Malara, K., & Rysz, A. (2017). The prevalence of orodental trauma during epileptic seizures in terms of dental treatment: Survey study. *Neurologia i Neurochirurgia Polska*, 51(5), 361–365.

Glass, R., Bullard, J., Goodson, L., & Conrad, R. (2001). Microbial contamination of protective mouthguards in hockey players: An in vivo study. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 22, 1093–1108.

Ivanova, S., Tomova, Z., Vlahova, A., Stoeva, I. L., Vasileva, E., Uzunova, Y., ... & Chonin, A. (2026). Contemporary use of polymers in dentistry: A narrative review. *Polymers*, 18(1), 138.

Kang, S.-H., Lee, H.-J., Hong, S.-H., Kim, K.-H., & Kwon, T.-Y. (2013). Influence of surface characteristics on the adhesion of *Candida albicans* to various denture lining materials. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(1), 241–248.

Kim, B.-J., Yang, H.-S., Chun, M.-G., & Park, Y.-J. (2014). Shore hardness and tensile bond strength of long-term soft denture lining materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1289–1297.

Kimoto, S., Yamamoto, S., Shinomiya, M., & Kawai, Y. (2010). Randomized controlled trial to investigate how acrylic-based resilient liner affects masticatory ability of complete denture wearers. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(7), 553–559.

Kitagawa, Y., Yoshida, K., Takase, K., Valanezhad, A., Watanabe, I., Kojio, K., & Murata, H. (2020). Evaluation of viscoelastic properties, hardness, and glass transition temperature of soft denture liners and tissue conditioners. *Odontology*, 108(3), 366–375.

Koseoglu, M., Tugut, F., & Akin, H. (2023). Tensile bond strength of soft and hard relining materials to conventional and additively manufactured denture-base materials. *Journal of Prosthodontics*, 32(S1), 74–80.

Le Bars, P., Kouadio, A. A., Amouriq, Y., Bodic, F., Blery, P., & Bandiaky, O. N. (2023). Denture liners: A systematic review relative to adhesion and mechanical properties. *Polymers*, 16(1), 40.

Makvandi, P., Gu, J. T., Zare, E. N., Ashtari, B., Moeini, A., Tay, F. R., & Niu, L.-N. (2020). Polymeric and inorganic nanoscopy antimicrobial fillers in dentistry. *Acta Biomaterialia*, 101, 69–101.

Mańka-Malara, K., Trzaskowski, M., & Gawlak, D. (2021). The influence of decontamination procedures on the surface of two polymeric liners used in prosthodontics. *Polymers*, 13(24), 4340.

Mori, T., Takase, K., Yoshida, K., Okazaki, H., & Murata, H. (2021). Influence of monomer type, plasticizer content, and powder/liquid ratio on setting characteristics of acrylic permanent soft denture liners. *Dental Materials Journal*.

Murata, H., Hamada, T., & Sadamori, S. (2008). Relationship between viscoelastic properties of soft denture liners and clinical efficacy. *Japanese Dental Science Review*, 44(2), 128–132.

Mutahar, M., Al Ahmari, N. M., Alqahtani, S. M., Gadah, T. S., Alshehri, A. H., Adawi, H. A., Shariff, M., Al-Sanabani, F. A. & Al Moaleem, M.M. (2023). Comparative analysis of properties in chairside silicone denture liners versus heat-cured Molloplast-B: An in vitro evaluation. *Medical Science Monitor*, 29, e941793.

Naka, O., Tasopoulos, T., Frixou, F., Katmerou, E., Shahin, H., Tzanakakis, E. G., & Zoidis, P. (2025). Effectiveness of antimicrobial agents incorporated into soft denture liners: A systematic review. *Materials*, 18(8), 1764.

Park, S. J., & Lee, J. S. (2022). Effect of surface treatment on shear bond strength of relining material and 3D-printed denture base. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 14(4), 262–272.

Saeed, F., Muhammad, N., Khan, A. S., Sharif, F., Rahim, A., Ahmad, P., & Irfan, M. (2020). Prosthodontic dental materials: From conventional to unconventional. *Materials Science and Engineering C*, 106, 110167.

Shinde, J., Mowade, T., Gupta, P., Tekale, R., Pande, N., Deshmukh, K., & Radke, U. (2022). Satisfaction in conventional acrylic complete denture patients with and without denture liners: A systematic review. *Pan African Medical Journal*, 42, 296.

Singla, G. (2022). A comparative in vitro analysis of peel bond strengths of chairside resilient reline materials.

Sônego, M. V., Neto, C. L. M. M., Dos Santos, D. M., de Melo Moreno, A. L., de Magalhães Bertoz, A. P., & Goiato, M. C. (2022). Quality of life, satisfaction, occlusal force, and halitosis after direct and indirect relining of inferior complete dentures. *European Journal of Dentistry*, 16(1), 215–222.

Tosun, B., & Yanıkoğlu, N. (2023). The Bonding of Soft Lining Materials to the Denture Base: Meta-Analysis. *Selcuk Dental Journal*, 10(2), 419-423.

Valentini, F., Luz, M. S., Boscato, N., & Pereira-Cenci, T. (2013). Biofilm formation on denture liners in a randomized controlled in situ trial. *Journal of Dentistry*, 41(5), 420–427.

Zafar, M. S. (2020). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers*, 12(10), 2299.

BÖLÜM 3

TAM DIŞSİZ HASTALARDA DİJİTAL TOTAL PROTEZ TASARIM VE ÜRETİM PROTOKOLLERİ

Seda Nur BOZKURT¹
Berna BİŞKİN DİNÇER²
Ayşegül HAZIR³

Giriş

Tam dişsizlik, her iki dental arkın tüm doğal dişlerden yoksun olması durumu olarak tanımlanmakta ve yalnızca stomatognatik sistemin değil, genel sistemik sağlığın da önemli bir göstergesi sayılmaktadır. Dünya Sağlık Örgütü verilerine göre, 65 yaş üzeri popülasyonda tam dişsizlik prevalansı, gelişmiş ülkelerde %15–30, düşük ve orta gelirli ülkelerde ise %50'yi aşan oranlara ulaşabilmektedir (Petersen & Yamamoto, 2005). Gökalp ve arkadaşlarının (2010) Türkiye çapında yürüttüğü temsili kesitsel

¹ Öğr. Gör., Kırıkkale Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Dişçilik Hizmetleri Bölümü, Orcid: 0009-0000-6121-4668

² Öğr. Gör., Kırıkkale Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Dişçilik Hizmetleri Bölümü, Orcid:

³ Öğr. Gör. Dr., Kırıkkale Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Dişçilik Hizmetleri Bölümü, Orcid: 0000-0002-7640-8243

sağlık araştırmasında, 65-74 yaş grubundaki bireylerin yaklaşık olarak yarısının tam dişsiz olduğu ortaya konmuştur.

Tam dişsizlik fizyolojik sonuçları arasında progresif alveolar kret rezorpsiyonu öncelikli yer tutmaktadır. Dişsiz kalan alveolar kretin hacimsel kaybı zamana bağlı olarak hızlanmakta ve kemik rezorpsiyonunun ilk bir yıl içinde en fazla olduğu bildirilmektedir (Atwood & Coy, 1971). Rezorpsiyon, özellikle mandibuler posterior bölgede maksillere kıyasla dört kat daha hızlı ilerlemekte, bu dengesizlik total protez stabilizasyon sorunlarının kronik bir kaynağı haline gelmektedir (Carlsson, 2009). Bunun yanı sıra çiğneme verimliliğindeki düşüş, besin seçimini doğrudan etkilemekte, protein ve mikro besin alımını azaltarak kardiyovasküler ve tip 2 diyabet gibi sistemik hastalıklarla anlamlı korelasyon sergilemektedir (Müller vd., 2007)

Psikososyal açıdan ele alındığında, tam dişsizlik bireylerde beden imajı bozulması, sosyal çekilme ve depresif semptomlarla güçlü bir ilişki içindedir (Locker, 2004). Ağız sağlığına bağlı yaşam kalitesi (OHRQoL) ölçümlerinde tam dişsiz bireylerde, kısmi dişsizler ve tam dişlilere kıyasla daha düşük puanlar bildirilmektedir (Allen & Locker, 2002). Bu veriler, tam dişsizliğin yalnızca diş kaybından öte, multidisipliner yaklaşım gerektiren bütüncül bir sağlık sorunu olduğunu vurgulamaktadır

Total Protezlerde Dijitalleşmenin Gelişimi

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojilerinin tarihi, Duret ve Preston'ın (1991) öncü çalışmalarına ve Mörmann ile Brandestini'nin 1980'lerin ortasında geliştirdiği CEREC sistemine dayanmaktadır. Sabit restorasyonlar için CAD/CAM yaklaşımı 1990'larda hızla yaygınlaşırken, hareketli protezlerin dijital yöntemlerle üretimi çok daha yavaş bir ilerleme kaydetmiştir. Bunun başlıca nedenleri arasında, dişsiz kret anatomisinin intraoral taramadaki güçlükleri, bimaksiller ilişki

kayıtlarının dijital ortama aktarım zorluğu ve elde edilen protez kaidesinin yumuşak doku uyumuyla ilgili belirsizlikler yer almaktadır. (Bidra vd., 2013)

İlk kapsamlı CAD/CAM total protez sistemi, 2000'li yılların ortasında Kawahata ve arkadaşları (1997) tarafından konsept olarak tanımlanmış ticari anlamda ilk uygulamalar ise Wieland Dental ve ardından AvaDent (Global Dental Science) platformlarıyla 2010'ların başında hayata geçmiştir. 2014'te Dentca sistemi, ABD Gıda ve İlaç İdaresi (FDA) onayı alarak klinik kullanıma girmiş ve bu gelişme, dijital total protezin gerçek anlamda bir pazar ürününe dönüştüğünün simgesi haline gelmiştir. Aynı dönemde üç boyutlu (3B) yazıcı teknolojilerinin diş hekimliğine girişiyle birlikte, fotopolimer rezin tabanlı protez üretimi de araştırmacıların gündemine yerleşmiştir (Kalberer vd., 2019)

2015–2023 yılları arasında yayımlanan sistematik derleme ve meta-analizler, dijital total protez iş akışlarının konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırılabilir klinik sonuçlar sunduğunu ortaya koymuştur (Steinmassl, Klaunzer, vd., 2017; Zandinejad vd., 2024). Özellikle hasta memnuniyeti, protez uyumu ve klinik seans sayısı açısından dijital yöntemin belirgin avantajları teyit edilmiştir. Bu kanıtlar birikiminin yanı sıra yapay zeka (YZ) algoritmaları ve makine öğrenimi uygulamalarının CAD tasarım süreçlerine uyarlanması, alanın en güncel araştırma konularından birini oluşturmaktadır (Revilla-León vd., 2023)

Dijital Total Protez Yaklaşımlarının Amaçları

Dijital total protez yaklaşımlarının temel amaçları beş ana madde etrafında şekillenmektedir. İlk madde klinik verimlilik olup, geleneksel 4–5 seans gerektiren iş akışının 2–3 seansa indirilmesi ve böylece hem klinisyen hem de hasta için zaman ekonomisi sağlanmasıdır (Bidra vd., 2016). İkinci madde standardizasyon ve tekrarlanabilirliktir; CAD/CAM yöntemi, konvansiyonel yöntemde

kaçınılmaz olan operatör değişkenliğini ortadan kaldırarak tutarlı bir kalite sağlar(Steinmassl, Klaunzer, vd., 2017). Üçüncü madde dijital arşivlemedir: hastanın tüm protetik verilerinin elektronik ortamda saklanması, protezin herhangi bir hasar ya da kayıp durumunda kısa süre içinde ve ekonomik biçimde yeniden üretilmesine imkan tanımaktadır (B. J. Goodacre vd., 2016) . Dördüncü madde materyal üstünlüğüdür; endüstriyel koşullarda polimerize edilmiş yoğun PMMA bloklar, geleneksel ısıyla polimerize akriliğe kıyasla daha düşük rezidüel monomer içeriği, daha yüksek yüzey pürüzsüzlüğü ve daha iyi mekanik özellikler sunmaktadır (Zandparsa, 2014). Beşinci madde ise kişiselleştirme potansiyelidir; YZ destekli tasarım ve çok malzemeli üretim teknolojilerinin olgunlaşmasıyla birlikte birey anatomisi, fizyolojisi ve estetiğine tam uyumlu protez tasarımı giderek daha ulaşılabilir hale gelmektedir (Revilla-León vd., 2022)

Dijital Total Protezin Tanımı

Dijital total protez terimi, tam dişsiz hastalarda maksiller ve mandibuler kretleri örten hareketli protezlerin CAD/CAM teknolojileri aracılığıyla tasarlanıp üretildiği yaklaşımları tanımlamak için kullanılmaktadır. Literatürde eşanlamlı olarak "bilgisayar destekli total protez", "CAD/CAM total protez", "frezelenmiş/basılı total protez" ifadelerine de sıklıkla rastlanmaktadır . Temel olarak dijital iş akışı; veri toplama sanal modelleme, CAD tasarımı ve CAM üretimi aşamalarından oluşmakta olup bu aşamaların tamamının dijital ortamda gerçekleştirildiği "tam dijital" iş akışı ile bazı aşamaların geleneksel yöntemlerle yürütüldüğü "karma iş akışı" olmak üzere iki biçimde uygulanabilmektedir (Bidra vd., 2016).

Tam dijital iş akışında intraoral tarayıcı veya yüz tarayıcısıyla alınan doğrudan dijital ölçüler hiçbir fiziksel model oluşturulmaksızın doğrudan CAD yazılımına aktarılır; tasarım tamamlandıktan sonra frezeleme makinesi ya da 3B yazıcı ile protez

üretir. Karma iş akışında ise konvansiyonel polivinilsiloksan (PVS) veya polieter ölçü materyalleriyle alınan ölçülerden dökülen alçı modeller yüksek çözünürlüklü masaüstü tarayıcılar aracılığıyla dijitalleştirilmekte ve ardından CAD/CAM süreci başlatılmaktadır (Unkovskiy vd., 2019). İki iş akışı arasındaki seçim; klinisyenin teknik altyapısına, hastanın anatomik özelliklerine ve mevcut sistemin kapasitesine göre belirlenir.

Konvansiyonel ve Dijital Total Protezlerin Karşılaştırılması

Konvansiyonel total protez iş akışı en az dört klinik seans gerektirmektedir:

(1) ön ölçü ve bireysel kaşık yapımı; (2) fonksiyonel ölçü; (3) dikey boyut belirleme, oklüzal kayıt ve diş seçimi; (4) dişli prova; (5) teslim. Bu süreç ortalama 4–6 hafta sürmekte ve her aşama hem teknisyen becerisi hem de klinisyen deneyimine yüksek ölçüde bağımlılık içermektedir (Zarb & Fenton, 2013). Öte yandan dijital iş akışları bu seans sayısını 2–3'e indirebilmektedir; ancak temel klinik seans kalitesinin korunması ön koşulu vardır (Bidra vd., 2016).

Materyal özellikleri açısından yapılan karşılaştırmalı çalışmalar, endüstriyel polimerizasyonla üretilen frezelenmiş polimetil metakrilatın (PMMA) geleneksel ısıyla polimerize akrilik kaidelerden üstün mekanik performans sergilediğini göstermektedir. Steinmassl ve ark. (2017), CAD/CAM ile üretilen protezlerde rezidüel monomer salınımının konvansiyonel yöntemle kıyasla belirgin biçimde düşük olduğunu ve bu durumun biyouyumluluk ve alerji riski açısından klinik anlam taşıdığını bildirmiştir. Benzer biçimde Zandparsa (2014), frezelenmiş PMMA'nın kırılma direnci, elastisite modülü ve yüzey mikrosertlik değerlerinin konvansiyonel akriliği önemli ölçüde geçtiğini bildirmiştir.

Klinik sonuçlar bakımından Bidra ve ark. (2016), 2 ziyaret ve 4 ziyaret protokolleri arasında hasta memnuniyeti açısından

anlamalı fark olmadığını çalışmasıyla ortaya koymuştur. Steinmassl ve ark. (2018) ise, CAD/CAM protezlerin konvansiyonel protezlere kıyasla ağızda daha iyi protez kaidesi uyumu sergilediğini randomize kontrollü bir çalışmayla doğrulamıştır. Bununla birlikte uzun dönem takip eden yüksek kanıt düzeyli çalışmalar hala yetersizdir ve bu boşluğun kapatılması gerekmektedir.

Dijital Total Protezlerde Temel İş Akışı

Tam dijital iş akışı beş temel aşamada özetlenebilir. Birinci aşamada intraoral veya ekstraoral tarayıcılarla dişsiz kret, sert damak, retromolar ped ve vestibül sulkus gibi kritik anatomik bölgeler dijital ortama aktarılır. İkinci aşamada dikey boyut ve sentrik ilişki kaydı dijital veya geleneksel yöntemlerle yapılır; üst ve alt çene verileri artiküle edilmiş pozisyonda birleştirilir. Üçüncü aşamada CAD yazılımında sanal protez tasarımı gerçekleştirilir: protez kaide sınırları belirlenir, diş kütüphanesinden uygun yapay dişler seçilir ve oklüzal konsept uygulanır. Dördüncü aşamada CAM üretimi; frezleme ya da 3B baskı yoluyla tamamlanır. Beşinci aşamada teslim ve uyum süreci klinisyen tarafından yönetilir (García-Zea & Revilla-León, 2026). Karma iş akışında birinci aşama geleneksel ölçü ve model döküm ile tamamlanır; diğer aşamalar tam dijital iş akışıyla örtüşür.

Dijital Total Protez Sistemleri

Açık Sistemler ve Kapalı Sistemler

Dijital diş hekimliği literatüründe sistem mimarisi "açık" ve "kapalı" olmak üzere ikiye ayrılır. Kapalı sistemlerde belirli bir üreticinin tarayıcı, CAD yazılımı, frezeleme makinesi ve materyal bloklarının bir arada kullanımı zorunludur; bu yaklaşım yüksek uyum ve tekrarlanabilirlik sunarken, farklı marka bileşenlerin kombinasyonuna olanak tanımaz. Açık sistemlerde ise endüstri standardı dosya formatları kullanılarak farklı üreticilerin donanım

ve yazılımları serbestçe birleştirilebilir (Schwindling & Stober, 2016) . Açık sistemlerin sağladığı esneklik ve rekabetçi fiyatlandırma avantajlarına karşın, bileşenler arası uyumsuzluklar ve kalite kontrol güçlükleri önemli riskler oluşturabilmektedir. Günümüzde piyasadaki belirgin eğilim, giderek daha açık entegrasyon mimarilerine doğru kaymaktadır ve büyük ticari platformların çoğu artık üçüncü taraf donanımlarla uyumlu ara yüzler sunmaktadır (Shely vd., 2024).

CAD/CAM Tabanlı Total Protez Sistemleri

CAD/CAM tabanlı total protez üretiminde iki temel yaklaşım vardır: eksiltmeli üretim (frezeleme) ve eklemeli üretim (3B yazıcı). Eksiltmeli üretimde yoğun, endüstriyel koşullarda polimerize edilmiş PMMA bloklar beş eksenli CNC frezleme makinelerinde işlenir. Beş eksenli frezelemenin avantajı, protezin tüm yüzeylerini tek kurulumda ve yüksek geometrik doğrulukla üretme kapasitesine sahip olmasıdır; buna karşın malzeme israfı ve uzun işlem süreleri dezavantaj olarak öne çıkar (Zandparsa, 2014). Eklemeli üretimde ise fotopolimer reçineler stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP) veya sürekli sıvı arayüzü üretimi yöntemiyle katman katman polimerize edilir. Bu yöntem malzeme israfını en aza indirir birden fazla protezi eş zamanlı üretebilir; ancak klinik kullanım onaylı materyallerin uzun dönem mekanik ve biyouyumluluk verileri frezeleme materyallerine kıyasla daha sınırlıdır (Kalberer vd., 2019) Hibrid üretim sistemleri, son dönemde önem kazanan üçüncü bir stratejidir. Bu yaklaşımda frezelenmiş PMMA taban ile fabrikasyon yapay dişlerin yapıştırılması veya 3B baskı tabanlı protez kaideleriyle endüstriyel yapay dişlerin kombinasyonu söz konusudur. Hibrid yöntemlerin zaman ve maliyet açısından avantajlı olabileceği öngörülmektedir; ancak kaide-diş bağlantısı güvenilirliği kritik bir kalite parametresi olarak araştırılmaya devam etmektedir (B. J. Goodacre vd., 2016).

Güncel Ticari Dijital Total Protez Platformları

2024 itibarıyla piyasada bulunan önde gelen ticari platformlar şu şekilde sıralanabilir: Pala Digital Dentures (Kulzer GmbH, Almanya) sistemi yüksek yoğunluklu PMMA bloklarla çalışmakta ve açık sistem uyumlu bir yazılım ara yüzü sunmaktadır. AvaDent Digital Dentures (Global Dental Science, ABD) FDA onaylı, iki ziyaret protokolüyle tanınan ve geniş klinik araştırma tabanına sahip kapsamlı bir kapalı sistemdir. Baltic Denture System (Merz Dental, Almanya), önceden frezelenmiş diş segmentleriyle entegre edilebilen modüler bir yaklaşım sunar. Wieland Digital Dentures (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) hem frezeleme hem de 3B baskı seçeneğini destekleyen esnek bir platform olarak konumlanmıştır. Dentca (DENTCA Inc., ABD) özellikle dijital kaşık ve kayıt stenti protokolüyle öne çıkan bir sistemdir . 3B yazıcı tabanlı sistemler arasında NextDent Denture 3D+ (3D Systems), Formlabs Dental SG (Formlabs) ve SprintRay MoonRay endüstriyel DLP tabanlı üretim platformları diş hekimliği pazarında öne çıkmaktadır. Bu sistemler FDA veya Conformité Européenne (CE) belgeli biyouyumlu reçineler kullanmakta; üretim süresi ve maliyet avantajlarıyla özellikle yüksek hacimli laboratuvar ortamlarında ilgi görmektedir (Kalberer vd., 2019)

Dijital Ölçü Teknikleri

İntraoral Tarama

İntraoral tarayıcılar (IOS), dişsiz çene kretlerinde dijital ölçü almanın en doğrudan yolunu temsil etmekle birlikte, bu anatomik bölgeye özgü teknik güçlükler içermektedir. Belirgin oklüzal referans noktalarından yoksun olan dişsiz kret yüzeyleri, tarayıcı yazılımlarının arka planlama algoritmalarında kümülatif hata birikimine neden olabilmektedir. Öte yandan hareketli oral mukoza dinamik yükleme sırasında şekil değiştirmekte; bu durum,

fonksiyonel ölçü koşullarını yansıtmayan pasif doku görüntülerinin elde edilmesine yol açmaktadır (Lefrançois vd., 2024)

Joda ve ark. (2017), farklı IOS cihazlarının dişsiz kret taramasındaki doğruluğunu değerlendirmiş ve klinisyen deneyiminin marka tercihinden bağımsız olarak sapma değerlerini belirleyici ölçüde etkilediğini bildirmiştir. Önerilen pratik stratejiler arasında tarama süresi ve hareket azaltma amacıyla hastaların %15 sukroz solüsyonuyla ağız gargarası yaparak tükürük debisini geçici olarak azaltması, hareketli kanatların stabilize edilmesi için retraksiyon apareyleri kullanılması ve zor anatomik bölgelerde taramayı kolaylaştıran radyopak referans işaretleyici noktaları yerleştirilmesi yer almaktadır (García-Zea & Revilla-León, 2026) . Trios 4 (3Shape) ve Primescan (Dentsply Sirona) gibi güncel cihazların geniş tarama alanı ve gelişmiş video akışı özelliklerinin dişsiz kret tarama doğruluğuna katkısı araştırmacıların dikkatini çekmektedir (Atalay & Öztaş, 2022) .

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT) verileriyle IOS taramalarının entegrasyonu, özellikle implant destekli total protez planlamasında büyük önem taşımaktadır. Radyografik ve optik verilerin üst üste çakıştırılmasını içeren bu yaklaşım, hem kemik hacminin hem de yumuşak doku morfolojisinin aynı sanal ortamda değerlendirilmesine olanak tanımaktadır (Papaspyridakos vd., 2019)

Fonksiyonel Ölçü Yaklaşımları

Fonksiyonel ölçü, protez tabanının dinamik yükleme koşullarında mukozal yüzeyi uygun baskı dağılımıyla kaydetmesi esasına dayanmakta ve total protez başarısının belirleyici değişkenlerinden biri olarak kabul edilmektedir. Konvansiyonel yöntemlerde bireysel kaşık ve düşük viskoziteli ölçü materyalleri kullanılarak bölgelerin yük altındaki hali kaydedilmektedir (Zarb vd., 2012) . Dijital iş akışlarında fonksiyonel ölçü bilgisinin aktarımı için iki temel strateji önerilmektedir. Birinci strateji karma iş akışı

yaklaşımıdır: konvansiyonel yöntemle alınan fonksiyonel ölçü dökülerek elde edilen alçı model yüksek çözünürlüklü masaüstü tarayıcıyla dijitalleştirilir(Al-Dulajian vd., 2025) . İkinci strateji, kret üzerinde selektif basınç uygulayan adaptif intraoral tarama protokolleridir. Fonksiyonel ölçü verisinin dijital iş akışına adaptasyonunun önemi konusunda net bir rehber protokol olmaksızın sistemler arasında büyük farklılıklar bulunduğu dikkat çekilmiş ve standardizasyon için konsensüs kılavuzlarına duyulan ihtiyacı vurgulanmıştır (Srivastava vd., 2023).

Dikey Boyut ve Sentrik İlişki Kayıtları

Oklüzal dikey boyut ve sentrik ilişki kayıtları, total protez yapımında en kritik ve hataya en açık klinik adımlarıdır. Oklüzal dikey boyut, mandibulanın maksilla ile ilişkili vertikal pozisyonunu oklüzal temas anında tanımlar; bu değerin aşılması veya eksik bırakılması estetik sorunlara, kaslar arası dengesizliğe ve temporomandibular eklem (TME) bozukluklarına zemin hazırlayabilmektedir (Zarb vd., 2012)

Dijital iş akışlarında oklüzal dikey boyut ve sentrik ilişki kaydı için birçok seçenek mevcuttur. Geleneksel mum plakalar veya polivinilsiloksan kayıt materyalleri ile yapılan oklüzal kayıtlar ardından masaüstü tarayıcıyla dijitalleştirilir. Bazı ticari platformlar klinisyene kayıt stentleri ve dijital oklüzal kılavuzları sağlayarak dişsiz hastada sentrik ilişki kaydını standartlaştırmayı amaçlamaktadır. Elektronik çene hareketi kayıt sistemleri, kondil yolunu ve Bennett hareketini üç boyutlu olarak kaydederek sanal artikülatör parametrelerine doğrudan veri aktarabilmektedir (Revilla-León vd., 2022) . Üç boyutlu yüz tarayıcıların ve fotogrametri tabanlı sistemlerin oklüzal dikey boyut belirlenmesindeki rolünü araştıran çalışmalar artmaktadır (Rokhshad vd., 2025)

Oklüzal Düzlem ve Referans Kayıtları

Oklüzal düzlemin doğru belirlenmesi, total protezde hem estetik hem de fonksiyonel başarının ön koşuludur. Anterior referans için bipupilar hat ve Camper düzleminin paralelliği; posterior referans için ise Frankfurt horizontal düzlemi veya Camper düzlemi standart anatomik kılavuzlar olarak kullanılmaktadır (Zarb vd., 2012). Sanal yüz arkı transferi konsepti, geleneksel yüz arkının dijital karşılığı olarak son yıllarda giderek daha fazla ilgi görmektedir. Bu yaklaşımda üç boyutlu yüz tarama verileri oklüzal kayıt verileriyle entegre edilerek artikülâtör montajı sanal ortamda gerçekleştirilmektedir (Revilla-León vd., 2024). Sanal yüz arkı transferinin geleneksel yöntemle karşılaştırıldığında klinisyene bağımlı hataları azalttığını ve estetik sonuçları iyileştirdiği bildirilmiştir. Bazı platformlar ayrıca hastaların eski protezlerini veya doğal diş fotoğraflarını referans alarak orta hat, diş uzun eksen ve dudak desteği gibi estetik parametreleri dijital ortamda belirleyebilen "estetik analiz modülleri" sunmaktadır (Kois vd., 2025)

Dijital Tasarım Süreci (CAD Aşaması)

Sanal Model Oluşturma

CAD aşamasının ilk adımı, klinik kayıt verilerinin birleştirilip işlenerek sanal çalışma modellerine dönüştürülmesidir. Tarayıcıdan Stereolitografi (STL) formatında elde edilen ham nokta bulutu verileri, yüzey yeniden yapılandırma algoritmaları aracılığıyla kapalı ağ modellere dönüştürülür. Üst ve alt çene modelleri, kaydedilen oklüzal dikey boyut ve sentrik ilişki referansları doğrultusunda sanal artikülâtörde konumlandırılır. Sanal artikülâtör parametreleri kondil yolu eğimi, Bennett açısı, kondiller arası mesafe ve artikülâtör tipi gibi değişkenler açısından klinisyen tarafından özelleştirilebilir (Conejo vd., 2024)

Sanal model kalitesinin değerlendirilmesinde dikkat edilmesi gereken kritik parametreler Şunlardır: yzzey ağı hatası, tarama boŐlukları ve gürültü noktaları. Yazılımın otomatik onarım araçları minör yzzey ağı hatalarını düzeltebilirken, büyük tarama açıkları yeniden tarama gerektirmektedir. Bazı gelişmiş sistemler model kalite raporları üreterek klinisyeni potansiyel sorunlar konusunda uyarmaktadır. Tasarım ve üretim sürecinin başarısı büyük ölçüde sanal modelin doğruluğuna bağlı olduğundan, bu aşamada doğruluk ve tekrarlanabilirliğin objektif kalite kriterleri ile değerlendirilmesi önerilmektedir (George vd., 2017).

Yapay Diş Diziminin Dijital Planlanması

Dijital diş dizimi, CAD yazılımı içindeki sanal diş kütüphanelerinden seçilen yapay dişlerin sanal çalışma modeli üzerinde konumlandırılmasını kapsar. Güncel platformlar onlarca farklı diş formu ve boyutu seçeneği sunan kapsamlı kütüphaneler içermekte; bu kütüphanelerdeki dişler diş formu, boyut kategorisi ve renk özellikleri açısından sınıflandırılmaktadır. Diş seçiminde yzzyz formu, kret Şekli, hastanın cinsiyeti, yaŐı ve estetik tercihleri belirleyici rol oynar (C. J. Goodacre vd., 2021)

Biyometrik tasarım araçları, hastaların eski protezlerinin taranması veya gençlik dönemi fotoğraflarının ön diş boyutu ve konumuna ilişkin referans olarak sisteme tanıtılması yoluyla kişiselleŐtirilmiş diş seçimleri yapılmasına olanak tanımaktadır. Bazı yazılımlar yapay zekayla desteklenen diş önerisi modülleri sunmakta; bu modüller hastanın ağız içi tarama verilerini ve demografik bilgilerini kullanarak olası diş formları için sıralı öneriler üretmektedir (Revilla-León vd., 2023) . Diş dizimi tamamlandıktan sonra yazılım, diş-kret ilişkisi, labial flanŐ kalınlığı ve dil boşluğu gibi fonksiyonel parametreler açısından otomatik kontrol gerçekteŐtirmektedir.

Oklüzal Konseptlerin Dijital Ortamda Uygulanması

Total protezde oklüzal konsept seçimi; hastanın nöromusküler kapasitesi, kret anatomisi ve altta yatan protetik restorasyonun türüne göre belirlenmektedir. Konvansiyonel total protezlerde en yaygın tercih edilen konsept dengeli oklüzyon olup eksentrik hareketlerde her iki tarafta çalışma ve dengeleme tarafı kontaklarının eş zamanlı sürdürülmesini hedeflemektedir. Lingualize oklüzyon ise üst dişlerin lingual kusplarını alt dişlerin fossa bölgeleriyle temas ettirdiği, özellikle rezorbe kretlerde önerilebilir bir alternatiftir (Zarb vd., 2012)

CAD yazılımlarındaki sanal artikülatör sistemleri, mandibüler protrüzyon, laterotrüzyon ve retrüzyon hareketlerinin simülasyonunu gerçekleştirerek tüm pozisyonlarda oklüzal temas ve çarpışmaları renk kodlamalı biçimde görselleştirebilmektedir. Bu dijital oklüzyon analizi, geleneksel artikülatör kullanımına kıyasla daha kapsamlı ve tekrarlanabilir bir değerlendirme imkanı sunmaktadır (Lepidi vd., 2021). Bununla birlikte, sanal artikülatör parametrelerinin bireysel kondil yolunu ne ölçüde doğru yansıttığı tartışmalı olmayı sürdürmektedir; özellikle dişsiz hastalarda kondil anatomisinin radyografik ölçümlerle sanal sisteme entegre edilmesi önerilmektedir (Goldstein & Goodacre, 2023)

Estetik ve Fonksiyonel Parametrelerin Değerlendirilmesi

Tasarım aşamasında estetik parametrelerin dijital ortamda değerlendirilmesi; orta hat konumu, diş uzun eksenlerinin paralelliği, gingival hat simetrisi, diş-dudak ilişkisi ve dudak desteği açısından gerçekleştirilir. Dijital deneme protezi konsepti, tasarım verilerinin hasta fotoğrafları veya 3B yüz modeli üzerine süperpozisyonu aracılığıyla teslim öncesi estetik onay alınmasına imkan tanımaktadır (Solaberrieta vd., 2017). Dijital deneme protezi kullanımının hasta-klinisyen iletişimini güçlendirdiği ve

beklenmedik estetik hayal kırıklıklarını önemli ölçüde azalttığı bildirilmiştir (Feng vd., 2025) .

Fonksiyonel değerlendirme kapsamında bazı gelişmiş CAD platformları, konuşma simülasyonu, dil boşluğu tahmini ve damak kubbe formuyla uyumlu palatal yüzey analizi araçları sunmaktadır. Bu araçların klinik geçerlilik çalışmaları sınırlı olmakla birlikte, potansiyel klinik yararları konusunda artan bir kanıt birikimi söz konusudur. Protez tabanı biyomekaniğinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi ise özellikle kemik kalitesi düşük kreterlerde implant destekli overdenture tasarımında kullanılan araştırma düzeyinde bir yöntem olarak öne çıkmaktadır (Papaspyridakos vd., 2019)

Dijital Üretim Süreci (CAM Aşaması)

Frezeleme (Milling) Yöntemleri

Frezeleme tabanlı üretimde CAD yazılımından dışa aktarılan STL veya tescilli format dosyaları, CAM yazılımı tarafından takım yolu planlamasına dönüştürülür. Bu planlama optimal kesim stratejisini, takım geometrisini, devir sayısını ve soğutma/yağlama koşullarını otomatik olarak belirler. Beş eksenli CNC frezeleme makinelerinde tüm alt kesim geometrileri, çekme açıları ve komplike yüzey yapıları tek kurulumda işlenebilirken, üç eksenli makinelerde birden fazla kurulum ve manuel bitirme işlemi gerekebilir (Zandparsa, 2014).

Yazıcı (Additive Üretim) Yöntemleri

Stereolitografi (SLA) yönteminde UV lazer bir fotopolimer reçine banyosunu katman katman tarayarak polimerize eder; her katmanın kalınlığı 25–100 µm arasında ayarlanabilmektedir. Bu yöntem son derece yüksek boyutsal doğruluk sunarken, yapım hızı diğer 3B yazıcı teknolojilerine kıyasla yavaş olabilmektedir. Dijital

ışık işleme (DLP) yönteminde ise tüm bir katman eş zamanlı olarak bir dijital mikro ayna cihazı (DMD) aracılığıyla polimerize edilmekte; bu durum DLP'yi üretim hızı açısından belirgin biçimde daha avantajlı kılmaktadır (Kalberer vd., 2019). Sürekli sıvı arayüzü üretimi (CLIP) teknolojisi, geleneksel katmanlı baskı yaklaşımının aksine kesintisiz bir polimerizasyon süreciyle çalışmakta ve en yüksek baskı hızını sunarken yüzey pürüzlülüğünü minimize etmektedir.

Baskı sonrası işlemler 3B yazıcıyla üretilen total protezlerin klinik kalitesi için en kritik aşamayı oluşturmaktadır. Yetersiz son kütleme süresi ve sıcaklığı, yüksek rezidüel monomer salınımına, azalmış mekanik özelliklere ve bozulmuş biyouyumluluğa yol açmaktadır. Son kütleme parametrelerinin üretici spesifikasyonlarına kesinlikle uyularak uygulanması zorunludur. Yüzey parlatma ve renkli karakterizasyon aşamaları estetik açıdan tatmin edici bir protez elde edilmesi için gereklidir (Kalberer vd., 2019)

Kullanılan Materyaller ve Özellikleri

Dijital total protez üretiminde kullanılan materyaller üç ana kategoride incelenebilir. Birinci kategori frezeleme PMMA blokları olup endüstriyel koşullarda yüksek basınç ve sıcaklık altında polimerize edilmiş yoğun polimetilmetakrilat bloklardan oluşmaktadır. Rezidüel monomer miktarı, konvansiyonel yöntemlerde %0.5–3 düzeyindeyken, frezelenmiş PMMA'da bu oranın %0.1'in altına indiği rapor edilmiştir (Steinmassl, Klauzer, vd., 2017; Zandparsa, 2014) .

İkinci kategori 3B yazıcı fotopolimer reçineleridir. Klinikte kullanılan başlıca reçine tipleri metakrilat bazlı olup çapraz bağlı oligomer ve reaktif monomer karışımlarından oluşur. ISO 20795-1 standardına uygun test protokolleriyle değerlendirilen bu materyaller için hız ısı deformasyonu, su emilimi, çözünürlük ve

eğilme direnci değerleri üretici tarafından belgelenmek zorundadır. Mevcut karşılaştırmalı çalışmalar, 3B baskı reçinelerinin mekanik özelliklerinin frezeleme PMMA'sının gerisinde kaldığını ortaya koymaktadır (Kalberer vd., 2019).

Üçüncü kategori yapay diş materyalleridir. Dijital iş akışlarında önceden fabrikasyon halinde üretilmiş akrilik veya çapraz bağlı polimer yapay dişler, frezelenmiş PMMA tabanla veya primer ajanla güçlendirilmiş yapıştırıcıyla birleştirilmektedir. Kaide-diş bağlantısı güvenilirliği; yüzey hazırlığı protokolü, primer türü ve kullanılan yapıştırıcı sisteminin özelliklerine bağlıdır (Prpic vd., 2023).

Dijital Total Protezlerde Klinik Deneme ve Teslim

Dijital Deneme Protezleri

Geleneksel total protez iş akışının vazgeçilmez klinik adımı olan mum deneme protezi, yapay diş konumlarının, oklüzal ilişkilerin ve estetik parametrelerin hasta ağzında klinisyen ve hasta tarafından birlikte değerlendirilmesine ve onaylanmasına olanak tanır. Dijital iş akışlarında bu adımın karşılığı olarak farklı yaklaşımlar geliştirilmiştir. Tasarım verilerinden üretilen monomateryal frezelenmiş deneme protezi kullanılmakta; bu protez ağızda oklüzal uyum, estetik ve konuşma açısından değerlendirilmektedir. İkinci yaklaşımda ise 3B baskıyla üretilen, her biri 30–60 dakika içinde hazırlanabilen deneme protezleri kullanılmaktadır (Bidra vd., 2016). Sanal deneme ve dijital yüz simülasyon araçları, hasta beklentilerinin daha erken bir aşamada yönetilmesine katkı sağlamaktadır. Bu araçlarda hastanın portre fotoğrafı veya 3B yüz tarama verisi üzerine sanal diş dizimi yerleştirilerek nihai estetiğe ilişkin bir önizleme sunulur (Piedra-Cascón vd., 2021). Sanal deneme kullanımının hasta-klinisyen iletişimini güçlendirdiğini ve deneme seanslarındaki revizyon sıklığını azalttığını belirtilmiştir. Bununla birlikte, dijital

simülasyonun ağız içi gerçekliği tam olarak yansıtmayı yansıtmadığı ve fonksiyonel parametreleri ne ölçüde öngörebildiği konusundaki kanıtlar henüz yetersizdir (Revilla-León vd., 2026) .

Uyum, Retansiyon ve Stabilitenin Değerlendirilmesi

Teslim seansının ilk aşamasında protez tabanının mukozal uyumu sistematik biçimde değerlendirilmelidir. Basınç indikatör patı veya düşük viskoziteli silikon ölçü materyali protez iç yüzeyine uygulanarak aşırı basınç noktaları tespit edilir; bu noktalarda seçici düzeltme gerçekleştirilir. Dijital üretimde protez tabanı adaptasyonunun konvansiyonel yöntemle kıyasla daha öngörülebilir olduğu bildirilmekle birlikte, özellikle undercut bölgeleri ve posterior vestibül sulkus gibi kritik anatomik noktalarda ince ayar gerektiren durumlar klinik pratikte sıklıkla karşılaşılmaktadır (Srinivasan vd., 2017).

Retansiyon, proteze uygulanan doğrusal çekme kuvvetine karşı dirençle; stabilite ise yatay veya döndürücü kuvvetlere karşı direnç kapasitesiyle tanımlanmaktadır. Retansiyonun klinik değerlendirmesinde anterior palatal sızdırmazlık, posterior palatal sızdırmazlık ve fonksiyonel hareketler sırasında retansiyonun sürdürülmesi temel parametrelerdir. Oklüzal uyumun değerlendirilmesinde T-Scan dijital oklüzal analiz sistemi, klinisyene tüm dişlerin aynı anda oklüzal temas kuvvetlerini ve zaman içindeki değişimini görselleştirme imkanı sunmaktadır; bu yaklaşım artikülasyon kağıdı kullanımına kıyasla daha nesnel ve tekrarlanabilir bir değerlendirme sağlamaktadır (Joda vd., 2017) .

Teslim Prosedürü ve Hasta Eğitimi

Uyum ve oklüzyon kontrolü tamamlandıktan sonra protez yüzeyinin klinik olarak yeterli parlaklık ve pürüzsüzlüğe eriştiğinden emin olunması, hijyen ve estetik açısından son derece önemlidir. Hasta eğitimi; protezi takıp çıkarma teknikleri, günlük

mekanik temizlik, geceleri protezi çıkararak ıslak kapta saklama ve acil durum protokollerini kapsamaludur (Zarb vd., 2012) . Dijital protezlerin kopyalanabilirlik avantajı hasta eğitiminin ayrılmaz bir parçası olarak sunulmalı; birincil protez verilerinin dijital olarak arşivlendiği ve herhangi bir hasar ya da kayıp halinde kısa sürede yeniden üretilebileceği hastalara aktarılmalıdır (Gad vd., 2024) . İlk kontrol seanslarında en sık bildirilen klinik sorunlar; basınç ağrısına bağlı yara yerleri, konuşma güçlükleri ve çiğneme adaptasyonunda yavaşlama olarak sıralanmaktadır (Sadr vd., 2011) .Uzun dönem takipte ise protez bazını relining veya rebasing gerektiren kret atrofisi en yaygın klinik müdahale nedenidir. Dijital iş akışında relining işlemi; güncel tarama verileriyle orijinal tasarımın karşılaştırılması ve protez iç yüzeyi geometrisinin güncellenmesi suretiyle bilgisayar destekli olarak da planlanabilmektedir (Bidra vd., 2013) .

Dijital Total Protezlerin Avantajları ve Sınırlılıkları

Klinik Avantajlar

Dijital total protezlerin klinik avantajları dört ana başlık altında ele alınmaktadır. İlk olarak klinik seans azalması (Bidra vd., 2016), ikinci olarak üstün materyal özellikleri (Steinmassl, Wiedemair, vd., 2017) , üçüncü olarak dijital arşivleme ve yeniden üretim kolaylığı (Bidra vd., 2013), son olarak daha iyi protez kaide uyumu bilinmektedir.

Hasta Açısından Avantajlar

Hasta açısından değerlendirildiğinde, daha az klinik seans gerektiren dijital iş akışı özellikle hareketliliği kısıtlı, uzak mesafeden gelen, sistemik hastalıkları nedeniyle uzun ve yorucu klinik prosedürlere tahammül güçlüğü yaşayan veya mesai saatlerinde dental randevu ayarlamakta zorlanan hastalar için avantajlar sunmaktadır (Bidra vd., 2013). Hasta memnuniyeti

çalışmaları, dijital ve konvansiyonel total protez kullanıcıları arasında genel memnuniyet puanları açısından anlamlı bir fark bulunmadığını ancak estetik ve konfor alt boyutlarında dijital grubun zaman zaman daha yüksek puanlar bildirdiğini ortaya koymaktadır (Saponaro vd., 2016).

Dijital yeniden üretim güvencesi, özellikle protezini kolayca kaybedebilen veya kırılma riski yüksek olan yaşlı bireyler için önemli bir psikolojik rahatlık kaynağı oluşturmaktadır. Sanal deneme protezi ve dijital estetik simülasyon araçları, hastaların tedavi sonucunu teslimden önce görselleştirerek gerçekçi beklenti oluşturmaya ve tedavi süreci kararlarına aktif katılımına katkı sağlamaktadır (Yoda vd., 2024) .

Teknik ve Klinik Sınırlılıklar

Dijital total protezin klinik uygulamadaki başlıca sınırlılıklarının başında yüksek başlangıç yatırım maliyeti gelmektedir (Infante vd., 2014). Yazılım öğrenme ve teknik eğitim gereklilikleri ise başlangıç verimliliğini düşürebilen ek faktörler arasında yer almaktadır (Revilla-León & Özcan, 2019)

Teknik açıdan dişsiz çene kreterlerinin intraoral taranmasındaki güçlükler, özellikle aşırı rezorbe kreterlerde ve ağız açma kısıtlılığı olan hastalarda sınırlayıcı olabilmektedir (Amin vd., 2017). Klinik açıdan ise bazı çalışmalarda dijital protezlerin teslim seansı sonrasında konvansiyonele kıyasla daha fazla ince uyum ayarı gerektirdiği bildirilmekte; bu durumun olası nedenleri arasında fonksiyonel ölçü verisinin tam olarak yakalanamaması ve sanal artikülör parametrelerinin sınırlı temsil kapasitesi sayılmaktadır (Saponaro vd., 2016). Son olarak, uzun dönem klinik verilerinin yetersizliği, dijital total protezin konvansiyonel yöntemle karşı nihai klinik üstünlüğünün kesin olarak ortaya konmasını engellemektedir (Kattadiyil vd., 2013) .

Dijital Total Protezlerde Hata Kaynakları ve Komplikasyonlar

Klinik Kaynaklı Hatalar

İntraoral taramada en sık uygulanan klinik hatalar şunlardır: yetersiz tarama kapsamı, tarama sırasında yapılan kas aktivasyonuna bağlı artefaktlar, tükürük ve yüzey yansımalarından yayılan gürültüler olabilir (Michelinakis vd., 2021).

Oklüzal dikey boyut ve sentrik ilişki kayıt hataları, muhtemelen en geniş klinik sonuç yelpazesine sahip hata kategorisini oluşturmaktadır. Oklüzal dikey boyutun aşılması kaslarda hipertoniclik, çiğneme güçlüğü ve TME belirtileri üretirken; yetersiz oklüzal dikey boyut yüzde çökme, TME’de hasar, çiğneme kuvvetinde azalma ve estetik kayıpla ilişkilendirilebilir (Zarb vd., 2012). Sentrik ilişki hataları ise oklüzal uyumsuzluğa ve bunun sonucunda gelişebilen kas ağrısına zemin hazırlar (Wiens vd., 2018) . Dijital iş akışında bu hataların tespiti, tasarım aşamasında sanal model üzerinde sistematik kalibrasyon kontrolleriyle gerçekleştirilebilir (Takaesu vd., 2025) .

Dijital Tasarım ve Üretim Hataları

Tasarım aşaması hataları arasında en sık karşılaşılan sorunlar şöyle sıralanabilir: yetersiz labial destek sağlayan diş konumlandırması, kret atrofisi ve undercut bölgelerini yeterince dikkate almayan protez kaidesi tasarımı, sanal diş kütüphanesinden yapılan hatalı diş seçimi ve oklüzal konseptin sanal artikülâtörde gerçek kondil hareketiyle uyumsuz parametrelerle yapılandırılması (Revilla-León & Özcan, 2019)

Üretim kaynaklı hatalar ise frezeleme ve 3B baskı yöntemlerine özgü farklılıklar taşımaktadır. Frezeleme hatalarının başında takım aşınmasından kaynaklanan boyutsal sapmalar, blok içi materyal homojenite kusurları, bağlantı noktası bölgelerindeki yüzey pürüzlülüğü ve frezeleme makinesi kalibrasyonundan

kaynaklanan sistematik hatalar gelmektedir (Steinmassl, Wiedemair, vd., 2017) . 3B baskı hatalarında ise yetersiz son ışınlama, katman hataları, destek bölgelerinin uzaklaştırılma izleri, baskı yönüne bağlı anizotropik mekanik özellikler ve uzun dönem renk stabilitesi sorunları ön plana çıkmaktadır (Kalberer vd., 2019) .

Düzeltilme ve Revizyon Yaklaşımları

Teslim sonrası komplikasyonların yönetiminde iki ana strateji uygulanabilmektedir: intraoral direkt düzeltme ve dijital revizyonla yeniden üretim. Minör uyum sorunları geleneksel selektif düzeltme ve parlatma yöntemleriyle giderilebilir. Daha kapsamlı adaptasyon yetersizliklerinde klinik relining etkin bir çözüm sunmaktadır; ancak bu işlem dijital arşiv verisini güncellemeyi gerektirmektedir

Protezin kırılması veya kaybedilmesi durumunda dijital arşiv verilerinin kullanımıyla yeni protez üretimi, konvansiyonel yöntemlere kıyasla önemli ölçüde hızlandırılmış bir süreçte gerçekleştirilebilir. Hastanın kreti üretim tarihi ile teslim tarihi arasında belirgin bir değişim göstermemişse, orijinal tasarım verilerinden doğrudan yeni protez üretilebilir. Kret değişimi gözlemleniyorsa ise yeni tarama verileri orijinal tasarımla karşılaştırılarak gerekli güncellemeler CAD yazılımında gerçekleştirilir (Srinivasan vd., 2021).

Gelecek Perspektifi

Yapay Zeka Destekli Total Protez Tasarımı

Yapay zeka ve makine öğrenmesi uygulamalarının dijital total protez tasarımına bütünleştirilmesi, güncel araştırmaların en dikkat çekici alanlarından birini oluşturmaktadır. Evrimsel sinir ağı tabanlı sistemler, geniş hasta veri setlerinden öğrenerek kret anatomisi, oklüzal dikey boyut ve estetik referanslar temelinde

otomatik diş dizimi ve protez tasarım stratejileri oluşturabilmektedir (Revilla-León vd., 2023). Bu modeller, uzman klinik kararlarıyla eğitildiğinde standart vakalarda insan değerlendirme kalitesine yaklaşabilmekte, tasarım süresini kısaltırken operatör kaynaklı değişkenliği azaltabilmektedir (Ali vd., 2024).

Dijital Total Protezlerin Eğitim ve Klinik Pratiğe Etkisi

Dijital total protez teknolojilerinin klinik pratiğe girişi, diş hekimliği eğitimi müfredatlarında köklü bir dönüşümü kaçınılmaz kılmaktadır. Geleneksel el becerisi odaklı laboratuvar uygulamalarının yanı sıra CAD/CAM yazılım yeterliliği, intraoral tarayıcı kullanımı ve 3B üretim teknolojileri artık hem lisans hem de uzmanlık düzeyinde temel yetkinlik gereklilikleri olarak değerlendirilmelidir (Schwindling & Stober, 2016; Winkelmeier vd., 2016).

Telesağlık uygulamalarıyla birleşen dijital iş akışları, coğrafi erişim engellerini aşarak uzak bölgelerdeki hastalara uzaktan tasarım onayı ve danışmanlık hizmetlerinin sunulabilmesini mümkün kılmaktadır (Urbankova & Engebretson, 2011). Bununla birlikte, dijital total protez uygulamalarını kapsayan düzenleyici çerçeveler, kalite güvence standartları ve akreditasyon kriterleri ülkeden ülkeye büyük farklılıklar göstermekte; uluslararası standartlaşmanın sağlanması bu alandaki en önemli öncelikler arasında yer almaktadır (Abduo & Rasaie, 2025).

Sonuç

Dijital total protez tasarımı ve üretimi, protetik diş hekimliğinin köklü bir dönüşüm içinde olduğunun somut göstergesi olarak değerlendirilmelidir. CAD/CAM teknolojilerinin, intraoral tarama sistemlerinin ve eklemeli üretim yöntemlerinin birbirini tamamlayan gelişimiyle ortaya çıkan bu alan; azalan klinik seans sayısı, üstün materyal özellikleri, güvenilir dijital arşivleme ve

giderek gelişen kişiselleştirme kapasitesiyle klinisyen ve hasta deneyimini olumlu yönde dönüştürmektedir. Kanıta dayalı çalışmalar, dijital total protezlerin klinik uyum, retansiyon, hasta memnuniyeti ve bazı materyal parametreleri açısından konvansiyonel yöntemle kıyasla eşdeğer ya da üstün sonuçlar verdiğini ortaya koymaktadır.

Kaynakça

Abduo, J., & Rasaie, V. (2025). Digital Workflows in Prosthodontics. *Australian Dental Journal*, 70(Suppl 1), S146-S158. <https://doi.org/10.1111/adj.70005>

Al-Dulaijan, Y. A., Alalawi, H., Gad, M. M., Al-Qarni, F. D., Fouda, S. M., & Ellakany, P. (2025). Trueness and precision of complete denture digital impression compared to conventional impression: An in vitro study. *PeerJ*, 13, e19075. <https://doi.org/10.7717/peerj.19075>

Ali, I. E., Tanikawa, C., Chikai, M., Ino, S., Sumita, Y., & Wakabayashi, N. (2024). Applications and performance of artificial intelligence models in removable prosthodontics: A literature review. *Journal of Prosthodontic Research*, 68(3), 358-367. https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_23_00073

Allen, F., & Locker, D. (2002). A modified short version of the oral health impact profile for assessing health-related quality of life in edentulous adults. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(5), 446-450.

Amin, S., Weber, H. P., Finkelman, M., El Rafie, K., Kudara, Y., & Papaspyridakos, P. (2017). Digital vs. conventional full-arch implant impressions: A comparative study. *Clinical Oral Implants Research*, 28(11), 1360-1367. <https://doi.org/10.1111/clr.12994>

Atalay, P., & Öztaş, D. D. (2022). Fatigue resistance and fracture strength of narrow-diameter one-piece zirconia implants with angled abutments. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(7), 1060-1067. <https://doi.org/10.1111/jerd.12944>

Atwood, D. A., & Coy, W. A. (1971). Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 26(3), 280-295. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(71\)90070-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(71)90070-9)

Bidra, A. S., Farrell, K., Burnham, D., Dhingra, A., Taylor, T. D., & Kuo, C.-L. (2016). Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD/CAM monolithic complete dentures and implant-retained overdentures: Clinical and patient-centered outcomes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *115*(5), 578-586.e1. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.10.023>

Bidra, A. S., Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *109*(6), 361-366. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60318-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60318-2)

Carlsson, G. E. (2009). Critical review of some dogmas in prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, *53*(1), 3-10. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2008.08.003>

Conejo, J., Han, S., Atria, P. J., Stone-Hirsh, L., Dubin, J., & Blatz, M. B. (2024). Full digital workflow to resolve angled adjacent dental implants: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *132*(2), 306-309. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.07.012>

Feng, Y., Feng, Z., Li, J., Chen, J., Yu, H., Jiang, X., Zhou, Y., Zhang, Y., Huang, C., Fu, B., Wang, Y., Cheng, H., Ma, J., Jiang, Q., Liao, H., Ma, C., Liu, W., Wu, G., Yang, S., ... Niu, L. (2025). Expert consensus on digital restoration of complete dentures. *International Journal of Oral Science*, *17*(1), 58. <https://doi.org/10.1038/s41368-025-00388-2>

Gad, M. M., Alalawi, H., Al-Qarni, F. D., & Al-Harbi, F. A. (2024). Denture relining using digital replication method: A dental technique. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, *33*(S1), 110-116. <https://doi.org/10.1111/jopr.13832>

García-Zea, E., & Revilla-León, M. (2026). Digital workflow for fabricating printed complete dentures by integrating the true horizontal plane for articulator mounting and virtual patient integration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *135*(5), 927-932. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2025.09.018>

George, E., Liacouras, P., Rybicki, F. J., & Mitsouras, D. (2017). Measuring and Establishing the Accuracy and Reproducibility of 3D Printed Medical Models. *Radiographics*, *37*(5), 1424-1450. <https://doi.org/10.1148/rg.2017160165>

Goldstein, G., & Goodacre, C. (2023). Selecting a Virtual Articulator: An Analysis of the Factors Available with Mechanical Articulators and their Potential Need for Inclusion with Virtual Articulators. *Journal of Prosthodontics*, *32*(1), 10-17. <https://doi.org/10.1111/jopr.13517>

Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., Baba, N. Z., & Kattadiyil, M. T. (2016). Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *116*(2), 249-256. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.02.017>

Goodacre, C. J., Goodacre, B. J., & Baba, N. Z. (2021). Should Digital Complete Dentures Be Part of A Contemporary Prosthodontic Education? *Journal of Prosthodontics*, *30*(S2), 163-169. <https://doi.org/10.1111/jopr.13289>

Joda, T., Zarone, F., & Ferrari, M. (2017). The complete digital workflow in fixed prosthodontics: A systematic review. *BMC Oral Health*, *17*(1), 124. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0415-0>

Kalberer, N., Mehl, A., Schimmel, M., Müller, F., & Srinivasan, M. (2019). CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness.

The Journal of Prosthetic Dentistry, 121(4), 637-643.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.09.001>

Kattadiyil, M. T., Goodacre, C. J., & Baba, N. Z. (2013). CAD/CAM complete dentures: A review of two commercial fabrication systems. *Journal of the California Dental Association*, 41(6), 407-416.

Kois, J. C., Zeitler, J. M., & Revilla-León, M. (2025). Use of an optical jaw tracking system to capture the envelope of function when designing interim and definitive prostheses: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 134(5), 1472-1479.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.03.048>

Lefrançois, E., Delanoue, V., Morice, S., Ravalec, X., & Desclos-Theveniau, M. (2024). A Digital Approach for a Complete Rehabilitation with Fixed and Removable Prostheses: A Technical Procedure. *Dentistry Journal*, 13(1), 7.
<https://doi.org/10.3390/dj13010007>

Lepidi, L., Galli, M., Mastrangelo, F., Venezia, P., Joda, T., Wang, H.-L., & Li, J. (2021). Virtual Articulators and Virtual Mounting Procedures: Where Do We Stand? *Journal of Prosthodontics*, 30(1), 24-35. <https://doi.org/10.1111/jopr.13240>

Locker, D. (2004). Oral health and quality of life. *Oral Health & Preventive Dentistry*, 2 Suppl 1, 247-253.

Michelinakis, G., Apostolakis, D., Kamposiora, P., Papavasiliou, G., & Özcan, M. (2021). The direct digital workflow in fixed implant prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health*, 21, 37. <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01398-2>

Müller, F., Naharro, M., & Carlsson, G. E. (2007). What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe? *Clinical Oral Implants Research*, 18 Suppl 3, 2-14. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01459.x>

Papaspyridakos, P., Chen, Y., Gonzalez-Gusmao, I., & Att, W. (2019). Complete digital workflow in prosthesis prototype fabrication for complete-arch implant rehabilitation: A technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(3), 189-192. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.02.004>

Petersen, P. E., & Yamamoto, T. (2005). Improving the oral health of older people: The approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 33(2), 81-92. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0528.2004.00219.x>

Piedra-Cascón, W., Fountain, J., Att, W., & Revilla-León, M. (2021). 2D and 3D patient's representation of simulated restorative esthetic outcomes using different computer-aided design software programs. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(1), 143-151. <https://doi.org/10.1111/jerd.12703>

Prpic, V., Catic, A., Kraljevic Simunkovic, S., Bergman, L., & Cimic, S. (2023). The Shear Bond Strength between Milled Denture Base Materials and Artificial Teeth: A Systematic Review. *Dentistry Journal*, 11(3), 66. <https://doi.org/10.3390/dj11030066>

Revilla-León, M., Ghunaim, D., Barmak, A. B., Afshari, F. S., Fang, Q., & Prasad, S. (2026). A systematic review of the accuracy of complete arch implant scans recorded by using noncalibrated splinting or implant scan body techniques. Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the American Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 135(6), 1058-1071. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2025.11.018>

Revilla-León, M., Gómez-Polo, M., Vyas, S., Barmak, A. B., Gallucci, G. O., Att, W., Özcan, M., & Krishnamurthy, V. R. (2023). Artificial intelligence models for tooth-supported fixed and removable prosthodontics: A systematic review. *The Journal of*

Prosthetic Dentistry, 129(2), 276-292.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.06.001>

Revilla-León, M., Gómez-Polo, M., Vyas, S., Barmak, A. B., Özcan, M., Att, W., & Krishnamurthy, V. R. (2022). Artificial intelligence applications in restorative dentistry: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(5), 867-875. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.02.010>

Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 28(2), 146-158. <https://doi.org/10.1111/jopr.12801>

Revilla-León, M., Zeitler, J. M., Barmak, A. B., & Kois, J. C. (2024). Accuracy of the 3-dimensional virtual patient representation obtained by using 4 different techniques: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(6), 1178-1188. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.05.016>

Rokhshad, R., Nasiri, F., Saberi, N., Shoorgashti, R., Ehsani, S. S., Nasiri, Z., Azadi, A., & Schwendicke, F. (2025). Deep learning for age estimation from panoramic radiographs: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 154, 105560. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2025.105560>

Sadr, K., Mahboob, F., & Rikhtegar, E. (2011). Frequency of Traumatic Ulcerations and Post-insertion Adjustment Recall Visits in Complete Denture Patients in an Iranian Faculty of Dentistry. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 5(2), 46-50. <https://doi.org/10.5681/joddd.2011.010>

Saponaro, P. C., Yilmaz, B., Heshmati, R. H., & McGlumphy, E. A. (2016). Clinical performance of CAD-CAM-fabricated complete dentures: A cross-sectional study. *The Journal of*

Prosthetic Dentistry, 116(3), 431-435.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.03.017>

Schwindling, F. S., & Stober, T. (2016). A comparison of two digital techniques for the fabrication of complete removable dental prostheses: A pilot clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(5), 756-763.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.03.022>

Shely, A., Nissan, J., Rosner, O., Zenziper, E., Lugassy, D., Abidulkrem, K., & Ben-Izhack, G. (2024). The Impact of Open versus Closed Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing Systems on the Marginal Gap of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Single Crowns Evaluated by Scanning Electron Microscopy: A Comparative In Vitro Study. *Journal of Functional Biomaterials*, 15(5), 130. <https://doi.org/10.3390/jfb15050130>

Solaberrieta, E., Etxaniz, O., Otegi, J. R., Brizuela, A., & Pradies, G. (2017). Customized procedure to display T-Scan occlusal contacts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 18-21.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.07.006>

Srinivasan, M., Cantin, Y., Mehl, A., Gjengedal, H., Müller, F., & Schimmel, M. (2017). CAD/CAM milled removable complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *Clinical Oral Investigations*, 21(6), 2007-2019. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1989-7>

Srinivasan, M., Kamnoedboon, P., McKenna, G., Angst, L., Schimmel, M., Özcan, M., & Müller, F. (2021). CAD-CAM removable complete dentures: A systematic review and meta-analysis of trueness of fit, biocompatibility, mechanical properties, surface characteristics, color stability, time-cost analysis, clinical and patient-reported outcomes. *Journal of Dentistry*, 113, 103777. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103777>

Srivastava, G., Padhiary, S. K., Mohanty, N., Molinero-Mourelle, P., & Chebib, N. (2023). Accuracy of Intraoral Scanner for Recording Completely Edentulous Arches—A Systematic Review. *Dentistry Journal*, *11*(10), 241. <https://doi.org/10.3390/dj11100241>

Steinmassl, P.-A., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Dumfahrt, H., & Grunert, I. (2017). Evaluation of Currently Available CAD/CAM Denture Systems. *The International Journal of Prosthodontics*, *30*(2), 116-122. <https://doi.org/10.11607/ijp.5031>

Steinmassl, P.-A., Wiedemair, V., Huck, C., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Grunert, I., & Dumfahrt, H. (2017). Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clinical Oral Investigations*, *21*(5), 1697-1705. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1961-6>

Takaesu, Y., Taniguchi, Y., Kaga, N., Yamaguchi, Y., Kakura, K., Suzuki, N., & Matsuura, T. (2025). Long-term clinical outcomes of posterior monolithic and porcelain-fused zirconia crowns: A retrospective cohort study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *133*(6), 1475-1483. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2025.01.033>

Unkovskiy, A., Wahl, E., Zander, A. T., Huettig, F., & Spintzyk, S. (2019). Intraoral scanning to fabricate complete dentures with functional borders: A proof-of-concept case report. *BMC Oral Health*, *19*(1), 46. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0733-5>

Urbankova, A., & Engebretson, S. P. (2011). The use of haptics to predict preclinic operative dentistry performance and perceptual ability. *Journal of Dental Education*, *75*(12), 1548-1557.

Wiens, J. P., Goldstein, G. R., Andrawis, M., Choi, M., & Priebe, J. W. (2018). Defining centric relation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *120*(1), 114-122. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.10.008>

Winkelmeyer, C., Wolfart, S., & Marotti, J. (2016). Analysis of tooth preparations for zirconia-based crowns and fixed dental prostheses using stereolithography data sets. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(5), 783-789. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.03.019>

Yoda, N., Abe, M., Yamaguchi, H., Tanoue, N., & Yamamori, T. (2024). Clinical use of duplicate complete dentures: A narrative review. *Japanese Dental Science Review*, 60, 190-197. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2024.05.005>

Zandinejad, A., Floriani, F., Lin, W.-S., & Naimi-Akbar, A. (2024). Clinical outcomes of milled, 3D-printed, and conventional complete dentures in edentulous patients: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 33(8), 736-747. <https://doi.org/10.1111/jopr.13859>

Zandparsa, R. (2014). Digital imaging and fabrication. *Dental Clinics of North America*, 58(1), 135-158. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2013.09.012>

Zarb, G. A., & Fenton, A. H. (Ed.). (2013). *Prosthodontic treatment for edentulous patients: Complete dentures and implant-supported prostheses* (Thirteenth edition / b editors, George Zarb, CM, BChD, MS, DDS, MS, FRCD(C), PhD, DSc, MD, LLD (hc) Emerotis professor, faculty of Dentistry, University of Toronto, Toronto, Ontario, Canada ; associate editors, Aaron H. Fenton, DDS, MS, FRCD(C), professor in Dentistry, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, University of Toronto, Toronto, Ontario, Canada). Elsevier/Mosby.

Zarb, G. A., Hobkirk, J., Eckert, S., & Jacob, R. (2012). *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-Supported Prostheses*. Elsevier Health Sciences.

BÖLÜM 4

HAREKETLİ PROTEZLERDE SONLU ELEMENLAR ANALİZİ: BİYOMEKANİK YAKLAŞIM VE KLİNİK UYGULAMALAR

Hasan DEMİR¹
Emine GÜNCÜ BAŞARAN²
Köksal BEYDEMİR³

Giriş

Diş hekimliği, biyomekanik açıdan son derece karmaşık bir alandır. Çiğneme kuvvetleri, oklüzal yükler ve doku-protez etkileşimleri gibi dinamik faktörler, protetik restorasyonların tasarımını ve değerlendirilmesini güçleştirmektedir.

Sonlu Elemanlar Analizi, karmaşık yapıları "sonlu eleman" adı verilen küçük alt birimlere bölerek fiziksel olayları boyutlu (1, 2 veya 3 boyutlu) bir sanal ortamda simüle etmeyi amaçlayan

¹ Mardin Artuklu Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu, Dişçilik Hizmetleri Bölümü, Mardin, TÜRKİYE

² Dicle Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Diyarbakır, TÜRKİYE

³ Dicle Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Diyarbakır, TÜRKİYE

matematik tabanlı bir sayısal yöntemdir (Çelik et al., 2021). İlk olarak 1940'lı yıllarda matematikçi Richard Courant tarafından karmaşık biyomekanik sistemlerin çözümünü kolaylaştırmak amacıyla geliştirilen bu teknik, 1960'larda havacılık endüstrisinde yaygınlaşmıştır (Çelik et al., 2021; Chen, 2005). Diş hekimliğindeki ilk uygulaması ise 1970'lerin sonunda (1976-1979) implantoloji alanında gerçekleştirilmiştir (Çelik et al., 2021; Chen, 2005).

Sonlu Elemanlar Analizi, biyolojik sistemler üzerindeki mekanik kuvvetlerin etkisini incelemek için kullanılan, karmaşık yapıları modelleyebilen mükemmel bir non-invaziv araştırma aracıdır (Trivedi, 2014). Bu yöntem, protez tasarımlarının klinik uygulama öncesinde optimize edilmesini ve biyomekanik davranışların öngörülmesini sağlar (Wang & Chen, 2024).

Bu derleme makalesi, FEA'nın temel prensipleri, hareketli protez uygulamalarındaki yeri, kaide materyalleri ve ataşman sistemleri üzerindeki gerilme dağılımı ile yöntemin avantaj ve dezavantajları konularını kapsamlı biçimde ele almayı amaçlamaktadır.

SONLU ELEMENLER ANALİZİNİN TEMEL PRENSİPLERİ

Sonlu Elemanlar Analizinin Tanımı

FEA, fiziksel bir yapının veya karmaşık bir mühendislik sisteminin mekanik davranışlarını tahmin etmek için kullanılan bilgisayar tabanlı sayısal (nümerik) bir çözüm yöntemidir (Bandela & Kanaparthi, 2020; Chen, 2005). Bu yöntemin temel felsefesi, analizi matematiksel olarak oldukça zor olan karmaşık ve sürekli bir yapıyı (kontinum), "sonlu eleman" (finite element) adı verilen çok sayıda küçük, basit ve geometrik olarak tanımlanabilir parçaya bölmektir (Çelik et al., 2021; Chen, 2005).

Bu parçalar birbirlerine **düğüm noktaları** (nodes) aracılığıyla bağlanarak bir "ağ" (mesh) yapısı oluştururlar (Bandela & Kanaparthi, 2020). Her bir küçük elemanın yük altındaki davranışı, düğüm

noktalarındaki yer değiştirmeleri esas alan diferansiyel denklemlerle ifade edilir (Chen, 2005). Sistem bir bütün olarak ele alındığında, binlerce veya milyonlarca elemana ait bu denklemler bir araya getirilerek devasa bir matris sistemi oluşturulur ve bilgisayar yazılımları aracılığıyla çözülür (Chen, 2005).

FEA'nın sağladığı en büyük avantaj, analitik yöntemlerle çözülemeyecek kadar karmaşık geometrilere, değişken malzeme özelliklerine (izotropik, anizotropik, lineer veya non-lineer) ve farklı sınır şartlarına sahip modellerin yüksek hassasiyetle analiz edilebilmesidir (Çelik et al., 2021; Ko, 2012). Başlangıçta havacılık, uzay ve inşaat mühendisliğinde gerilme analizi, ısı transferi ve akışkanlar dinamiği gibi problemleri çözmek için geliştirilmiş olsa da, günümüzde diş hekimliğinde biyomekanik araştırmaların altın standardı haline gelmiştir (Çelik et al., 2021; Ko, 2012).

Özellikle hareketli protezler gibi biyolojik dokular (mukoza, kemik, PDL) ve yapay materyallerin (akrilik, metal alaşımları) bir arada bulunduğu sistemlerde SEA; çiğneme kuvvetleri sonucunda oluşan gerilme (stress), birim şekil değiştirme (strain) ve yer değiştirme (displacement) miktarlarını sayısal ve görsel verilerle ortaya koyar (Andrei et al., 2014; Wang & Chen, 2024). Bu sayede, klinik ortamda canlı dokular üzerinde ölçülmesi imkansız olan içsel kuvvet dağılımları, non-invaziv bir şekilde ve yüksek doğrulukla simüle edilebilmektedir (Wang & Chen, 2024).

Sonlu Elemanlar Yönteminin Aşamaları

Sonlu Elemanlar Analizi, genellikle aşağıdaki adımları içeren sistematik bir süreçtir:

Geometrik Model Oluşturma:

Analiz edilecek yapının (örneğin, protez, diş, kemik) üç boyutlu geometrik modeli oluşturulur. Bu model, CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) yazılımları kullanılarak elde edilebilir veya mevcut bir yapının taranmasıyla oluşturulabilir. Modelin

doğruluğu, analiz sonuçlarının güvenilirliği açısından büyük önem taşır (Madoune et al., 2026).

Analiz sürecinin temeli, fiziksel yapının dijital ortamda üç boyutlu (3D) bir kopyasının oluşturulmasıdır (Trivedi, 2014). Diş hekimliğinde bu modeller, Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi veya bilgisayarlı tomografi verilerinden elde edilen DICOM dosyalarının segmentasyonu yoluyla elde edilir (Trivedi, 2014; Wang & Chen, 2024). Elde edilen bulut veri noktaları, CAD yazılımları kullanılarak pürüzsüz yüzeylere dönüştürülür (Wang & Chen, 2024). Modelin doğruluğu; mukoza kalınlığı, alveolar kemik morfolojisi ve protez bileşenlerinin (kaide, kroşe, dişler) anatomik detaylarına bağlıdır (Andrei et al., 2014)

Mesh (Ağ) Oluşturma:

Oluşturulan geometrik model, sonlu elemanlara (mesh) ayrılır. Bu elemanlar genellikle üçgen, dörtgen, tetrahedron veya hexahedron şeklindedir. Elemanların boyutu ve şekli, analiz hassasiyetini doğrudan etkiler; daha küçük ve düzenli elemanlar daha doğru sonuçlar verir ancak hesaplama maliyetini artırır. Bu aşama, modelin karmaşıklığına ve istenen doğruluk seviyesine göre optimize edilmelidir (Madoune et al., 2026; Mousa et al., 2021)

Sürekli olan geometrik yapı, "eleman" adı verilen çok sayıda küçük alt birime ve bu elemanları birleştiren "düğüm noktalarına" (nodes) bölünür (Chen, 2005). Bu işleme diskretizasyon (ayrıklaştırma) denir (Trivedi, 2014). Elemanlar genellikle tetrahedron (dört yüzlü) veya hexahedron (altı yüzlü) geometrisine sahiptir (Bandela & Kanaparthi, 2020; Chen, 2005). Modern çalışmalarda, stres değişiminin hızlı olması beklenen bölgelerde (örneğin kroşe kollarının ucu veya mukoza-implant ara yüzü) ağ yapısı sıklaştırılarak (mesh refinement) analizin hassasiyeti artırılırken, daha düşük stres bölgelerinde eleman

boyutu büyütülerek hesaplama maliyeti optimize edilir (Wang & Chen, 2024).

Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması:

Modeldeki her bir bileşenin (protez materyali, diş, kemik, yumuşak doku) mekanik özellikleri (Young modülü, Poisson oranı gibi elastik özellikler) tanımlanır. Bu özellikler, materyalin yüke karşı nasıl tepki vereceğini belirler. Biyolojik dokuların malzeme özellikleri genellikle anizotropik ve non-lineer olabilir, bu da analizi daha karmaşık hale getirir (Romanyk, 2020; Shivakumar 2021).

Diş hekimliği araştırmalarında genellikle dokuların "homojen, izotropik ve lineer elastik" olduğu varsayılsa da, güncel araştırmalarda özellikle periodontal ligament ve mukoza gibi yumuşak dokuların non-lineer ve hiper-elastik doğası da simülasyonlara dahil edilmektedir (Andrienko, 2023; Çelik et al., 2021). Örneğin, akrilik kaide materyalleri için yaklaşık 2500-3000 MPa elastisite modülü tanımlanırken, kobalt-krom alaşımları için bu değer 200.000 MPa seviyelerine çıkmaktadır (Babeker et al., 2026; Çelik et al., 2021).

Sınır Şartlarının Belirlenmesi:

Analiz edilen sistemin çevresiyle olan etkileşimleri, sınır şartları olarak tanımlanır. Bu, modelin hangi bölgelerinin sabitlendiğini veya hangi hareket kısıtlamalarına sahip olduğunu belirtir. Örneğin, bir protezin kemik üzerindeki oturumu veya bir dişin alveol kemiği içindeki konumu sınır şartları ile ifade edilir.

Modelin uzaydaki hareket sınırlarının ve destek noktalarının tanımlanmasıdır (Andrei et al., 2014). Hareketli protez analizlerinde, genellikle çene kemiğinin alt sınırındaki düğüm noktaları tüm yönlerde (x, y, z) sabitlenerek modelin stabilitesi sağlanır (Andrei et al., 2014; Madoune et al., 2026). Bu aşama,

simülasyonun gerçek bir çiğneme eylemi sırasındaki dayanak noktalarını temsil eder (Andrei et al., 2014).

Kuvvetlerin Uygulanması:

Sisteme etki eden dış kuvvetler (örneğin, çiğneme kuvvetleri) modelin ilgili bölgelerine uygulanır. Bu kuvvetlerin yönü, büyüklüğü ve uygulama noktası, klinik senaryoyu doğru bir şekilde yansıtmalıdır. Çiğneme kuvvetleri genellikle dikey veya eğik olarak uygulanır (Madoune et al., 2026; Murashima, 2024).

Modele oklüzal kuvvetlerin vektörel olarak tanımlandığı aşamadır (Madoune et al., 2026). Hareketli protezlerde kuvvetler, çiğneme senaryosuna göre dikey, eğik veya yatay (lateral) olarak uygulanır (Andrei et al., 2014). Literatürde, tam protezlerde genellikle 100 N ile 200 N arasındaki dikey yüklemeler simüle edilirken, tek taraflı veya çift taraflı yüklenme senaryoları üzerinde durulmaktadır (AL-Kordy & Al-Saadi, 2022; Madoune et al., 2026). Kuvvetin mukoza ve destek dişler üzerindeki etkisi, uygulama açısına göre dramatik değişimler gösterebilir (Madoune et al., 2026).

Sonuçların Değerlendirilmesi:

Analiz tamamlandıktan sonra, elemanlar ve düğüm noktaları üzerindeki gerilme, deformasyon ve yer değiştirme değerleri elde edilir. Bu sonuçlar, renk kodlu grafikler ve tablolar halinde görselleştirilerek, protezin veya yapının en çok gerilmeye maruz kalan bölgeleri, potansiyel kırık riskleri ve biyomekanik performansı hakkında detaylı bilgi sağlar (Madoune, 2026; Mousa, 2021). Sonuçlar genellikle renkli "gerilme haritaları" (contour plots) üzerinden yorumlanır (Trivedi, 2014).

FEA'da Kullanılan Gerilme Analizleri

Sonlu Elemanlar Analizi, bir yapının yük altındaki davranışını anlamak için çeşitli gerilme ve deformasyon analizleri

sunar. Diş hekimliğinde, protezlerin ve çevre dokuların biyomekanik yanıtını değerlendirmek için özellikle aşağıdaki analiz türleri kullanılır:

Von Mises Gerilmesi:

Von Mises gerilmesi (eşdeğer gerilme olarak da bilinir), çok eksenli gerilme durumunu tek bir skaler değere indirgeyerek malzemenin akma veya kırılma olasılığını değerlendirmek için kullanılır. Özellikle sünek malzemeler için geçerli olan bu kriter, protez materyallerinin dayanıklılığını ve potansiyel başarısızlık noktalarını belirlemede yaygın olarak kullanılır (Madoune, 2026; Mostafa, 2025; Kuroshima, 2024). Yüksek Von Mises değerleri, malzemenin plastik deformasyona uğrama veya kırılma riskinin arttığı bölgeleri gösterir.

Von Mises gerilmesi (eşdeğer gerilme), tüm eksenel düzlemlerdeki stresin toplamını ifade eden skaler bir değerdir (Aftabi et al., 2023). Bu kriter, özellikle metal altyapılar (örneğin titanyum barlar) ve protez akriliği gibi sünek materyallerin akma veya başarısızlık riskini değerlendirmek için kullanılır (Aftabi et al., 2023; Drochioni et al., 2025). Örneğin, implant destekli hareketli protezlerde en yüksek Von Mises stres değerleri tipik olarak kortikal kemikte (yaklaşık 20.5 MPa) ve protezin metal bileşenlerinde (55.15 MPa'ya kadar) gözlemlenirken, süngerimsi (kansellöz) kemikte bu değerler çok daha düşük (0.58 MPa) seyretmektedir (Drochioni et al., 2025).

Maksimum Principal Gerilme:

Bir noktadaki en büyük çekme gerilmesini (tensile stress) ifade eder. (Toprak, 2023). Özellikle kırılma malzemelerin (örneğin, bazı seramikler veya kemik dokusu) çekme dayanımını değerlendirmek için önemlidir. (Li et al., 2023). Yüksek maksimum principal gerilme değerleri, çatlak oluşumu veya kırılma riskinin yüksek olduğu bölgeleri işaret eder.

Minimum Principal Gerilme:

Bir noktadaki en büyük basma gerilmesini (compression stress) ifade eder. (Toprak, 2023). Basma kuvvetlerine maruz kalan bölgelerdeki malzeme davranışını anlamak için kullanılır. Özellikle kemik dokusunun basma dayanımı ve rezorpsiyon mekanizmalarını incelemede faydalıdır.

Kemik dokusunun basınca verdiği yanıtı değerlendirmede kullanılan bu analiz, özellikle protez kaidesinin oturduğu alveolar krestteki stres yoğunlaşmalarını incelemek için uygundur (Li et al., 2023). Çalışmalar, alveolar kemik rezorpsiyonu arttıkça hem kortikal hem de süngerimsi kemik üzerindeki mekanik taleplerin ve stres yoğunlaşmalarının arttığını göstermektedir (Drochioiu et al., 2025).

Deformasyon ve Yer Değiştirme Analizleri:

Bu analizler, uygulanan kuvvetler altında yapının ne kadar şekil değiştirdiğini (deformasyon) ve farklı noktalarının ne kadar yer değiştirdiğini gösterir. Protezlerin ve destek dokuların esnekliğini, uyumunu ve stabilite kaybı riskini değerlendirmede kritik öneme sahiptir. Aşırı deformasyonlar, protezin fonksiyonelliğini bozabilir veya çevre dokularda hasara yol açabilir (Madoune, 2026; Mostafa, 2025; Kuroshima, 2024). Örneğin, Kennedy Sınıf I vakalarında implant destekli bir tasarım kullanıldığında, geleneksel protezlere kıyasla alveolar kemik üzerindeki stres ve yer değiştirme değerlerinde anlamlı bir azalma (7 MPa'dan 4.2 MPa'ya düşüş gibi) görülebilmektedir (Ochoa-Escate et al., 2025). Aşırı yer değiştirmeler, protezin doku uyumunu bozarak mukoza üzerinde bası yaralarına ve kemik rezorpsiyonunun hızlanmasına neden olabilir (Andrei et al., 2022; Drochioiu et al., 2025). Özellikle düşük yoğunluklu kemik yapılarında implantların ve protez parçalarının yer değiştirme değerlerinin daha yüksek olduğu saptanmıştır (Shash et al., 2023).

HAREKETLİ PROTEZLERDE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ UYGULAMALARI

Tam Protezlerde Gerilme Dağılımı

Tam protezlerin biyomekanik performansı, çiğneme kuvvetlerinin protez kaidesi aracılığıyla dişsiz krestlere nasıl iletildiği ile doğrudan ilişkilidir. Sonlu Elemanlar Analizi çalışmaları, protez stabilitesini artırmak ve destek dokular üzerindeki aşırı basıncı önlemek için yapay dişlerin buko-lingual konumlandırmasının kritik bir parametre olduğunu göstermektedir (Nishigawa et al., 2003). Yanlış konumlandırma, protez kaidesinin stabilitesini bozarken krest kemiği üzerinde lokalize yüksek basınç alanları oluşturabilmektedir (Nishigawa et al., 2003). Ayrıca, tam protezlerde meydana gelen kırıkların nedenlerini araştıran yorulma analizleri, protezin yapısal bütünlüğünü korumak adına riskli bölgelerin (özellikle orta hat çevresi) belirlenmesinde önemli veriler sunmaktadır (Bortun & Cernescu, 2011).

Parsiyel Protezlerde Biyomekanik Davranış

Hareketli bölümlü protezlerde, destek dişler ve alveolar kemik üzerindeki stres dağılımı protez tasarımına göre büyük değişkenlik gösterir. Kennedy Sınıf I vakalarında yapılan analizler, dikey kuvvetler altında geleneksel protezlerin alveolar kemikte yaklaşık 7 MPa stres oluşturduğunu, ancak bilateral implant desteği eklendiğinde bu değer 4.2 MPa'ya kadar düştüğünü kanıtlamaktadır (Ochoa-Escate et al., 2025). Benzer şekilde, implant desteği sayesinde abutment (destek) dişlerin kök yüzeyindeki maksimum Von Mises stres değerlerinde de belirgin bir azalma sağlanmaktadır (Shakir et al., 2022). Rijit materyallerden üretilen ana bağlayıcılar protez yer değiştirmesini (displasman) minimize ederken, daha esnek materyallerden üretilen kroşeler destek dişlerdeki stresi azaltmada avantaj sunabilmektedir (Mousa et al., 2021).

Kaide ve Altyapı Materyallerinin Etkisi

Protez kaidesi ve altyapısında kullanılan materyalin rijitliği, kuvvetlerin destek dokulara iletilme biçimini doğrudan etkiler.

Polimerik Materyaller: Mandibular Kennedy Sınıf I vakalarında PEEK ve BioHPP kullanımı, geleneksel kobalt-krom alaşımlarına göre daha düşük rijitlik sergilemektedir (Mostafa et al., 2025). Bu durum, aynı boyutlardaki tasarımlarda destek dokularında ve dişlerde stresin ve defleksiyonun artmasına neden olabilmektedir; bu nedenle PEEK ve BioHPP kullanıldığında ana bağlayıcı boyutlarının artırılması önerilmektedir (Mostafa et al., 2025).

PEKK: Diğer polimerik alternatiflerle kıyaslandığında PEKK materyalinin, destek dokulara iletilen stres ve defleksiyon miktarını azaltmada daha başarılı olduğu saptanmıştır (Mostafa et al., 2025).

Kroşe Tasarımları: Dijital yöntemlerle üretilen PEEK kroşelerin, Co-Cr alaşımlı kroşelere karşı uygun bir alternatif olabileceği ve stres dağılımı açısından klinik senaryolara göre optimize edilebileceği belirtilmektedir (Mehboob, 2026).

Ataşman Sistemlerinin Analizi

İmplant destekli hareketli protezlerde (overdenture), ataşman türü hem protez stabilitesini hem de peri-implant kemik sağlığını etkiler.

Sistem Karşılaştırması: Top (ball) ataşmanlar, bar-clip ve bar-ball sistemlerine göre daha düşük lateral ve genel yer değiştirme sergileyerek daha iyi bir protez stabilitesi sunabilmektedir (Shishesaz et al., 2016). Buna karşın, bar-ball ataşman sistemlerinin peri-implant kemiğe iletilen stresi en düşük seviyede tuttuğu gözlemlenmiştir (Shishesaz et al., 2016).

İmplant Konumlandırması: İmplantların çene kemiği içindeki dikey seviyeleri stres dağılımını etkilemektedir; özellikle daha yukarıda konumlandırılan implantların çevresindeki kortikal kemikte, oklüzal yüklemeye altında daha yüksek stres değerleri kaydedilmektedir (Aalaei et al., 2022).

Eğik Yükler: Eğik kuvvetler altında, özellikle naylon ve PEEK gibi farklı tutucu kapsül materyalleri kullanıldığında, stresin en çok ataşmanların bağlantı noktalarında ve destek kuron birleşimlerinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Osman & Sherbini, 2023).

SONLU ELEMANLAR ANALİZİNİN AVANTAJLARI VE DEZAVANTAJLARI

Avantajları

Sonlu Elemanlar Analizi, hareketli protezlerin tasarımı ve klinik performansının değerlendirilmesinde modern diş hekimliğine pek çok stratejik avantaj sunar:

Non-invaziv ve Tahribatsız Analiz: FEA, biyomekanik sistemlerin yük altındaki davranışını fiziksel bir prototip üretmeye gerek kalmadan sanal ortamda simüle eder (Aftabi et al., 2023). Bu durum, in-vivo (canlı üzerinde) testlerin etik ve pratik zorluklarını ortadan kaldırarak araştırmacılara sınırsız deneme imkanı sağlar (Shakir et al., 2022).

Derinlemesine Gerilme ve Deformasyon Analizi: Protez bileşenleri ve çevre dokular üzerindeki gerilme (stres) ve yer değiştirme (displasman) dağılımlarını yüksek hassasiyetle ölçer. Örneğin, implant destekli protezlerde kortikal kemikte 20.5 MPa gibi spesifik stres değerleri saptanabilirken, metal altyapılardaki stresin 55.15 MPa'ya kadar çıktığı sayısal olarak raporlanabilmektedir (Drochioiu et al., 2025).

Tasarım ve Materyal Optimizasyonu: PEEK, PEKK veya BioHPP gibi yeni nesil polimerlerin geleneksel Co-Cr alaşımları ile kıyaslanmasına olanak tanır (Mostafa et al., 2025). FEA sayesinde, bir materyalin (örneğin PEEK) düşük rijitliği nedeniyle destek dokulara

ilettiği fazla stres önceden saptanabilir ve tasarımda kalınlık artışı gibi revizyonlar henüz üretim aşamasına geçmeden yapılabilir (Mostafa et al., 2025).

Klinik Komplikasyonların Öngörülmesi: İmplant destekli parsiyel protezlerde bilateral implant kullanımının kemik üzerindeki stresi 7 MPa'dan 4.2 MPa'ya düşürdüğü gibi kritik veriler sunarak kemik rezorpsiyonu ve protez başarısızlığı riskini minimize eder (Ochoa-Escate et al., 2025). Ayrıca, farklı ataşman sistemlerinin (top, bar vb.) peri-implant kemik üzerindeki etkisi analiz edilerek en stabil konfigürasyon seçilebilir (Shishesaz et al., 2016).

Dezavantajları ve Sınırlılıkları

Yüksek potansiyeline rağmen, SEA'nın klinik uygulamalarda dikkate alınması gereken bazı kısıtlamaları mevcuttur:

Biyolojik Basitleştirmeler: SEA modellerinde kemik ve mukoza gibi canlı dokular genellikle homojen, izotropik ve lineer elastik olarak varsayılır (Aftabi et al., 2023). Ancak gerçekte biyolojik dokular anizotropik ve visko-elastik bir yapıya sahiptir; bu varsayımlar sonuçların klinik gerçeklikten sapmasına neden olabilir (Aftabi et al., 2023; Shakir et al., 2022).

Model Oluşturma ve Doğrulama Zorluğu: Karmaşık ağız içi geometrilerin doğru şekilde modellenmesi ve mesh (elemanlara ayırma) işleminin hassasiyeti sonuçları doğrudan etkiler. Yetersiz mesh yoğunluğu veya hatalı sınır şartları (örneğin çiğneme kaslarının yüklenme vektörleri) yanlış sonuçlara yol açabilir (Aftabi et al., 2023).

Hesaplama ve Uzmanlık Gereksinimi: Dinamik yüklemeler ve uzun dönemli yorulma analizleri, statik analizlere göre çok daha yüksek işlemci gücü ve ileri düzey mühendislik bilgisi gerektirir (Shakir et al., 2022). Ayrıca, SEA sonuçlarının biyomekanik açıdan

doğru yorumlanması için klinisyen ile mühendisin multidisipliner çalışması şarttır (Mousa et al., 2021).

Klinik Korelasyon İhtiyacı: SEA verileri teorik öngörülerdir ve bu sonuçların klinik başarıyı tam olarak yansıtabilmesi için in-vitro veya in-vivo çalışmalarla doğrulanması gerekmektedir (Shakir et al., 2022).

Sonuç olarak Sonlu Elemanlar Analizi (FEA), hareketli protezlerin biyomekanik davranışını anlamada ve tasarım süreçlerini optimize etmede modern diş hekimliğinin en güçlü sayısal araçlarından biri haline gelmiştir. Özellikle tam ve parsiyel protezlerde, kaide materyallerinde ve ataşman sistemlerinde oluşan stres dağılımının üç boyutlu olarak modellenebilmesi, klinik ortamda doğrudan ölçülmesi mümkün olmayan verilerin güvenilir şekilde elde edilmesine olanak sağlamaktadır.

KAYNAKÇA:

Aalaei, S., Abedi, P., Niknami, S., Taghavi, F., & Taghavi Damghani, F. (2022). The effect of attachment types and implant level on the stress distribution in a mandibular overdenture: A 3D finite element analysis. *Brazilian Dental Science*, 25(3), e3355. <https://doi.org/10.4322/bds.2022.e3355>

Aftabi, H., Zaraska, K., Eghbal, A., McGregor, S., Prisman, E., Hodgson, A., & Fels, S. S. (2024). Computational models and their applications in biomechanical analysis of mandibular reconstruction surgery. *Computers in Biology and Medicine*, 169, 107887. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2023.107887>

Andrei, O. C., Tănăsescu, L. A., Margarit, R., & Țierean, M. H. (2014). Stress study of removable partial denture with attachments using finite element analysis. *Applied Mechanics and Materials*, 658, 389–394. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.658.389>

Andrei, O. C., Tănăsescu, L. A., Tărlungeanu, I. D., Dina, M. N., & Țierean, M. H. (2022). Finite element comparative analysis of von Mises stress levels in unilateral removable partial denture with and without distal implant. *Applied Sciences*, 12(10), 5116. <https://doi.org/10.3390/app12105116>

Andrienko, K. Y. (2023). Influence of tension and deformation indicators on the quality of removable constructions acrylic basis. *Inter Collegas*, 10(2), 31–36. <https://doi.org/10.35339/ic.10.2.aky>

Bandela, V., & Kanaparthi, S. (2020). Finite element analysis and its applications in dentistry. In M. Baccouch (Ed.), *Finite Element Methods and Their Applications*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.94064>

Bortun, C. M., & Cernescu, A. (2011). Multidisciplinary evaluation of complete dentures durability. In *Annals of DAAAM for 2011 & Proceedings of the 22nd International DAAAM Symposium* (pp. 627–628). DAAAM International. https://www.daaam.info/Downloads/Pdfs/proceedings/proceedings_2011/DAAAM-2011_Proc_Contents.pdf

Chen, Z. (2005). *Finite element methods and their applications*. Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/3-540-28078-2>

Drochioiu, C., Sava, P.-F., Gherasimescu, Ș., Forna, N., Blanaru, I., & Costan, V. V. (2025). Influence of alveolar bone resorption on stress, deformation and displacements in mandibular implant-supported removable hybrid prostheses: A finite element study. *Romanian Journal of Oral Rehabilitation*, 17(2), 510–519. <https://doi.org/10.62610/RJOR.2025.2.17.46>

Ko, C. C., Rocha, E. P., & Larson, M. (2012). Past, present and future of finite element analysis in dentistry. In D. Moratal (Ed.), *Finite Element Analysis – From Biomedical Applications to Industrial Developments*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/38037>

Kuroshima, S., Ohta, Y., Uto, Y., Al-Omari, F., Sasaki, M., & Sawase, T. (2024). Implant-assisted removable partial dentures: Part I. A scoping review of clinical applications. *Journal of Prosthodontic Research*, 68(1), 20–39. https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpr/68/1/68_20/article

Li, A., Mu, Z., Zeng, B., Shen, T., Hu, R., Wang, H., & Deng, H. (2023). Evaluation of two treatment concepts of four implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: Finite element analysis. *BMC Oral Health*, 23, 983. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03706-4>

Madoune, Y., Żmudzki, J., & Lee, H. (2026). Finite element analysis of stress in removable lower complete denture under vertical and oblique occlusal forces. *Scientific Reports*, *16*, 11997. <https://doi.org/10.1038/s41598-026-37756-9>

Mehboob, K., Al-Hourani, Z. A., Hatamleh, M. M., & AlQaisi, O. A. (2026). Comparable retentive clasp design of removable partial denture made of PEEK or Co-Cr alloy: A finite element analysis study. *F1000Research*. <https://doi.org/10.12688/f1000research.167590.1>

Mostafa, A. Z. H. (2025). 3D finite element analysis of removable partial denture with lingual bar major connector constructed with cobalt-chromium, PEEK, PEKK, and BioHPP. *BMC Oral Health*, *25*(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/s12903-025-07493-y>

Mousa, M., Abdullah, J., Jamayet, N., El-Anwar, M., Ganji, K., Alam, M., & Husein, A. (2021). Biomechanics in removable partial dentures: A literature review of FEA-based studies. *BioMed Research International*, *2021*, 5699962. <https://doi.org/10.1155/2021/5699962>

Murashima, N., Takayama, Y., Nogawa, T., Yokoyama, A., & Sakaguchi, K. (2024). Mechanical effect of an implant under denture base in implant-supported distal free-end removable partial dentures. *Dentistry Journal*, *12*(12), 358. <https://www.mdpi.com/2304-6767/12/12/358>

Nishigawa, G., Matsunaga, T., Maruo, Y., Okamoto, M., Natsuaki, N., & Minagi, S. (2003). Finite element analysis of the effect of the bucco-lingual position of artificial posterior teeth under occlusal force on the denture supporting bone of the edentulous patient. *Journal of Oral Rehabilitation*, *30*(6), 646–652. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2003.01110.x>

Ochoa-Escate, D., Jurado, F., Velásquez, R., Pineda-Mejía, M., Huayanay, E. A. C., Huasupoma, M. S. V., Cisneros, M. H., Larreátegui, G. L., Quispe-Salcedo, A., Salcedo-Moncada, D., & Tataje, J. J. (2025). Stress distribution in a mandibular Kennedy Class I with bilateral implant-assisted removable partial denture: A finite element analysis. *Oral*, 5(2), 31. <https://doi.org/10.3390/oral5020031>

Ochoa-Escate, D., Valdez-Jurado, F., Watanabe, R., Pineda-Mejía, M., Córdova Huayanay, E. A., Ventocilla Huasupoma, M. S., Herrera Cisneros, M., Lujan Larreátegui, G., Quispe-Salcedo, A., Salcedo-Moncada, D., & Ochoa Tataje, J. J. (2025). Stress distribution in a mandibular Kennedy Class I with bilateral implant-assisted removable partial denture: A finite element analysis. *Oral*, 5(2), 31. <https://doi.org/10.3390/oral5020031>

Osman, M. A., & Sherbini, S. M. (2023). Biomechanics of poly ether ether ketone versus nylon as an attachment material in mandibular Kennedy Class II removable partial dentures: A 3D finite element analysis study. *Egyptian Dental Journal*. <https://doi.org/10.21608/edj.2023.312345.2510>

Romanyk, D. L., Vafaeian, B., Addison, O., & Adeeb, S. (2020). The use of finite element analysis in dentistry and orthodontics: Critical points for model development and interpreting results. *Seminars in Orthodontics*, 26(3), 162–173. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2020.06.014>

Shash, M. M., El-Wakad, M. T., Eldosoky, M. A., & Dohiem, M. M. (2023). Evaluation of stresses on mandible bone and prosthetic parts in fixed prosthesis by utilizing CFR-PEEK, PEKK and PEEK frameworks. *Scientific Reports*, 13, 19091. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-46010-7>

Shivakumar, S., Kudagi, V. S., & Talwade, P. (2021). Applications of finite element analysis in dentistry: A review.

Journal of International Oral Health, 13(5), 415–422.
https://doi.org/10.4103/jioh.jioh_11_21

Shishesaz, M., Ahmadzadeh, A., & Baharan, A. (2016). Finite element study of three different treatment designs of a mandibular three implant-retained overdenture. *Latin American Journal of Solids and Structures*, 13(16), 3126–3144.
<https://doi.org/10.1590/1679-78253212>

Shakir, S. M., Muhsin, S. A., & Al Marza, R. (2022). Finite element modelling based studies for dental implants: Systematic review. *Journal of Techniques*, 4(2), 1–10.
<https://doi.org/10.25130/tjps.v27i2.31>

Toprak, M. E. (2023). Sloped marginal configuration design of implants as an alternative innovation to the grafting operations: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Health Sciences and Medicine*, 6(2), 506–512.
<https://doi.org/10.32322/jhsm.1238322>

Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 4(3), 200–203. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2014.11.008>

Wang, Y., & Chen, L. (2024). Advancements in finite element analysis for prosthodontics. *Progress in Medical Devices*, 2(4), 187–202. <https://doi.org/10.61189/974215qcjfkz>

BÖLÜM 5

SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİ VE İMPLANTOLOJİDE KULLANIMI

Bilal AYZAZ¹

Giriş

Diş eksikliklerinin implant destekli restorasyonlar ile tedavi edilmesi, güncel diş hekimliği pratiğinde sıklıkla başvuru yöntemlerinden biri olarak kabul edilmektedir. (Derks ve ark., 2015) Restorasyonun ağız içinde uzun süre kullanılabilmesi, maruz kaldığı kuvvetlerin doğru şekilde analiz edilmesine ve bu kuvvetlerin fizyolojik sınırlar içinde dengeli olarak dağıtılmasına bağlıdır. (Ulusoy ve Aydın, 2010) Ayrıca restorasyonların tasarımı da restorasyon aracılığıyla dental implantlara iletilen yük miktarını ve çevre kemik dokusunda oluşan deformasyon düzeyini önemli ölçüde etkilemektedir. (Yemenoglu ve ark., 2025) Bu deformasyon, implant çevresindeki kemik dokusunda aşırı stres yoğunlaşmasına neden olabilir; bu durum ise kemik rezorpsiyonu ve olası implant başarısızlığı ile sonuçlanabilir. (Korkmaz ve ark., 2012) İmplantın çevresindeki kemik dokusunun biyomekanik yanıtının doğru biçimde değerlendirilebilmesi için doğrudan klinik inceleme önem

¹ Arş. Gör., Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid:0009-0009-8114-0542

taşımaktadır. Bununla birlikte, canlı dokuların uygulanan kuvvetler karşısında göstereceği davranışın belirlenmesi hem güç hem de riskli bir süreçtir. Ayrıca, bu tür değerlendirmelerin yüksek maliyetli olması, doku yanıtının ortaya konmasını çoğu durumda sınırlamakta, hatta zaman zaman olanaksız hale getirmektedir. (Geng ve ark., 2001)

Mevcut koşullar göz önünde bulundurulduğunda, canlı doku modellerinin oluşturulması ve bu modeller üzerinde kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin belirlenmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır. Bu doğrultuda, diş implantlarının biyomekanik davranışının değerlendirilmesinde gerinim ölçerler, analitik yöntemler, deneysel yaklaşımlar, hesaplamalı modeller ve sonlu eleman stres analizi gibi in vitro yöntemlerden yararlanılmıştır. (Yemenoglu ve ark., 2025) Bu yöntemlerin her biri belirli üstünlüklere ve bazı kısıtlılıklara sahip olmakla birlikte, özellikle karmaşık geometrilerin ve farklı implant konfigürasyonlarının incelenmesinde sonlu elemanlar stres analizi (SESA) vazgeçilmez bir yöntem olarak öne çıkmaktadır. (Varghese ve ark., 2023) SESA, dental implant biyomekaniğinin değerlendirilmesinde mühendislik bilimlerinden uyarlanmış etkili bir hesaplama aracı olup, stres dağılımının ayrıntılı biçimde analiz edilmesine olanak sağlamaktadır. (Rathod ve ark., 2023)

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntem, biyomekanik sistemlere ait gerçeğe yakın matematiksel modellerin oluşturulması ve bu modellerin bilgisayar ortamında incelenmesi esasına dayanmaktadır. Bu sayede doğada meydana gelen mekanik süreçler dijital ortamda yeniden oluşturulabilmektedir. SESA, fiziksel olayların davranışını açıklayan matematiksel ifadelerin bilgisayar destekli sayısal işlemlerle değerlendirilmesine dayanan bir analiz yöntemidir. Bu süreçte çok sayıda hesaplama kısa sürede otomatik olarak gerçekleştirilebildiği için, karmaşık biyomekanik yapıların ayrıntılı

olarak incelenmesi ve tutarlı sonuçlara ulaşılması mümkün hâle gelmektedir. (Adıgüzel, 2010)

Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Genel Kavramlar

Eleman (Element)

SESA’da analiz edilmesi planlanan bölge, eleman olarak adlandırılan küçük ve basit geometrik birimlere bölünerek incelenir. Bu elemanlar, düğüm noktaları aracılığıyla tanımlanmakta ve çözümlene süreci bu noktalarda yer alan bilinmeyen değişkenler üzerinden yürütülmektedir. Sisteme ait lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem takımları, söz konusu elemanların bir araya getirilmesiyle oluşturulur ve modelin doğruluk düzeyi bu denklemlerin çözüm başarısına bağlıdır. Eleman sayısının artırılması, elde edilen sonuçların gerçek sistemi daha iyi temsil etmesine katkı sağlar. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan elemanlar; geometrik şekillerine göre üçgen, dörtgen ve paralelkenar; boyutsal özelliklerine göre tek boyutlu, iki boyutlu, dönele veya üç boyutlu; problemin yapısı ile düğüm sayısına göre ise plak, levha ve kabuk elemanlar şeklinde sınıflandırılabilir. (Geng ve ark., 2001; Adıgüzel, 2010)

Düğüm (Node)

SESA’da modeller, sonlu sayıda küçük ve basit geometrik elemanlara bölünerek incelenir. Bu elemanlar, birbirleriyle düğüm noktaları aracılığıyla bağlantı kurar ve söz konusu noktalar “düğüm” (node) olarak adlandırılır. Katı modellerde her bir elemanın yer değiştirme davranışı, ilgili elemanın düğüm noktalarında meydana gelen yer değiştirmelerle doğrudan ilişkilidir. Düğüm noktalarında oluşan bu yer değiştirmeler, eleman içindeki gerilme dağılımının belirlenmesinde temel rol oynar. Sonlu elemanlar yönteminin temelini de bu düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerin hesaplanması oluşturmaktadır. Analizin sağlıklı biçimde

gerçekleştirilebilmesi için ise bazı düğüm noktalarının sabitlenmesi, başka bir ifadeyle hareketlerinin sınırlandırılması gerekmektedir. (Geng ve ark., 2001; Adıgüzel, 2010)

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma

Analiz edilecek geometrik modelin sonlu elemanlara bölünmesiyle oluşturulan ve düğüm noktaları ile elemanlardan meydana gelen bir sistem olarak tanımlanır. Bu süreçte ilk olarak hazırlanan geometri, ağ oluşturma özelliğine sahip özel yazılımlara aktarılmakta, ardından model belirli bölgelere elemanların atanmasıyla ağ yapısına dönüştürülmektedir. Kuvvetlerin modellenen yapı üzerindeki dağılımının daha doğru biçimde değerlendirilebilmesi için, yeterli ayrıntı düzeyine sahip ve yoğun eleman içeren bir ağ yapısının oluşturulması gereklidir. Özellikle deformasyonun fazla olduğu ya da kuvvet birikiminin görüldüğü alanlarda bu durum daha büyük önem taşımaktadır. Bunun yanında, ağ yapısında kullanılan elemanların boyutu da analiz sonuçlarının doğruluğunu doğrudan etkileyen bir değişkendir. Elemanların model genelinde uyumlu mekanik özellikler göstermesi ise elde edilen bulguların güvenilirliğini artırmaktadır. (Geng ve ark., 2001; Adıgüzel, 2010)

Geometrik Modelleme ve Katı Model Oluşturma

Bu aşama, analizi gerçekleştirilecek materyale ait tüm yapısal özelliklerin dijital ortama aktarılmasını kapsayan bir süreçtir. Süreç boyunca ilgili yapı iki veya üç boyutlu olarak modellenmektedir. Teknolojik gelişmelere paralel olarak, özellikle üç boyutlu modellemeler analiz çalışmalarında daha yaygın biçimde kullanılmaya başlanmıştır. Katı ya da anatomik yapıların bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme gibi yöntemlerden elde edilen verilerinin, bu amaçla geliştirilen yazılımlar aracılığıyla SESA'ya aktarılması önemli ölçüde kolaylaşmıştır. Bu durum,

analizlerin daha hassas ve daha ayrıntılı sonuçlar vermesine olanak sağlamıştır. (Geng ve ark., 2001; Adıgüzel, 2010)

Sınır Koşulları

Analiz edilecek yapının hangi bölgelerden sınırlandırıldığını ve kuvvetin hangi alanlara uygulandığını esas alarak tanımlanır. Bu koşullar, yapının hangi noktalarda hareketinin kısıtlandığını ve yükün hangi doğrultuda etkidiğini belirlemektedir. Uygulama alanına bağlı olarak değişiklik gösterebilen bu parametreler, analiz sonuçlarının doğruluğunu doğrudan etkileyen temel unsurlar arasında yer alır. Yükleme koşulları ise kuvvetin uygulandığı bölgeleri ve bu kuvvetlere ait yön ile büyüklük gibi vektörel özellikleri ortaya koymaktadır. Gerçeğe yakın ve güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için, bu parametrelerin doğru şekilde tanımlanması büyük önem taşımaktadır. (Geng ve ark., 2001)

Asal Gerilme (Principal Stres)

Üç boyutlu cisimler, x, y ve z eksenleri boyunca etkileyen kuvvetlere maruz kalabilmektedir. Bu eksenlerdeki kuvvet bileşenlerinin, cisim üzerinde kayma gerilimi oluşturmadan etkimesi durumunda, yapıda ortaya çıkan en büyük stres değerleri belirlenebilmektedir. Elde edilen bu en yüksek çekme ve basma gerilmeleri literatürde “asal gerilme” olarak adlandırılmaktadır. Asal gerilmeler, bir cismin maruz kaldığı en yüksek yüklenme bölgelerinin saptanmasında temel ölçütlerden biri olarak kabul edilmektedir.

Asal gerilmeler; maksimum asal gerilme (σ_1), orta asal gerilme (σ_2) ve minimum asal gerilme (σ_3) olmak üzere üç grupta incelenmektedir. Maksimum asal gerilme, materyalde oluşan en yüksek çekme kuvvetini ifade eder ve pozitif değer taşır. Minimum asal gerilme ise en yüksek basma stresini göstermekte olup negatif değerle ifade edilir. Söz konusu iki uç değer, materyalin maruz

kaldığı mekanik zorlanmanın sınırlarının değerlendirilmesinde önemli bir gösterge niteliği taşımaktadır. (Yue ve ark., 2010)

Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stres)

Von Mises gerilmesi, özellikle sünek özellik gösteren ve çekme kuvvetlerine karşı dirençli malzemelerde plastik deformasyonun başladığı sınırın belirlenmesinde kullanılan önemli bir ölçüttür. Ayrıca, analizlerde malzemenin yapısal dayanımının değerlendirilmesinde de yaygın olarak kullanılmaktadır. (Incropera ve ark., 1996)

Von Mises gerilme değeri, asal gerilmeden farklı olarak malzeme üzerindeki stresin dağılımı ve şiddeti hakkında bilgi sağlamakta; ancak bu gerilmenin yönü ya da niteliği hakkında doğrudan bir değerlendirme sunmamaktadır. Malzemenin maruz kaldığı von Mises gerilmesi, ilgili materyalin çekme dayanım sınırını aştığında yapısal bütünlük bozulmakta ve kırılma ya da kopma gibi hasarlar ortaya çıkabilmektedir. Bu nedenle, malzemenin güvenli sınırlar içinde kalabilmesi için von Mises stres değerinin, o materyalin çekme dayanımına eşit veya daha düşük düzeyde olması gerekmektedir. (Eraslan ve ark., 2010)

Von Mises gerilmesi çoğunlukla çelik ve alüminyum gibi sünek karakter gösteren, çekme kuvvetlerine dayanıklı malzemelerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Buna karşılık, asal gerilmeler daha kırılğan yapı sergileyen malzemelerin mekanik davranışlarının incelenmesinde tercih edilmektedir. (Gokhale, 2008)

SESA’NIN İMPLANTOLOJİDE KULLANIMI

İmplantolojide SESA; implant, abutment, protetik üstyapı ve çevre kemik dokuda meydana gelen biyomekanik davranışların değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan sayısal bir yöntemdir. Bu analiz yöntemi, özellikle peri-implant kemikte oluşan stres ve gerilme dağılımlarının incelenmesine, implant-kemik ara

yüzeyindeki yük aktarımının anlaşılmasına ve implant bileşenlerinde ortaya çıkan mekanik etkilerin öngörülmesine olanak sağlar. Böylece klinikte doğrudan gözlemlenmesi güç olan biyomekanik süreçler, bilgisayar destekli modeller aracılığıyla ayrıntılı biçimde analiz edilebilmektedir. (Geng ve ark., 2001; Van Staden ve ark., 2006)

Dental implantlarda SESA yönteminin kullanıldığı ilk çalışma, 1973 yılında bildirilmiştir. Söz konusu çalışmada, iki boyutlu ve aksisimetrik SESA modeli kullanılarak implant çevresindeki kemik dokuda meydana gelen stres dağılımları değerlendirilmiştir; ayrıca implant yüzey pürüzlülüğünün stres iletimi üzerindeki etkisi, sonraki araştırmalar açısından güncelliğini koruyan bir inceleme alanı olarak dikkat çekmiştir. (Tesk ve Widera, 1973)

Holmes ve Loftus, implantlarda okluzal kuvvetlerin kemik dokusuna iletilmesinde kemik kalitesinin etkisini SESA yöntemi kullanarak incelemiştir. Elde edilen sonuçlar, kalın kortikal kemik ile yoğun trabeküler kemik yapısının, implantın kemik içindeki mikromobilitesini azaltırken çevre dokularda oluşan stres birikimini de düşürebileceğini ortaya koymuştur. (Holmes ve Loftus, 1997)

Juodzbaly ve ark. mandibulada tek implant destekli restorasyonlarda farklı protetik materyallerin kullanımını inceledikleri çalışmalarında, implant destekli protezlerde kemik dokusu ile implant yapısı üzerindeki stres dağılımını SESA yöntemiyle değerlendirmiş ve en yüksek stres değerlerinin implant bileşenlerinde ortaya çıktığını bildirmiştir. (Juodzbaly ve ark., 2005)

Clelland ve ark., implant çevresinde gerçekleştirdikleri SESA çalışmasında, implantta oluşan streslerin mezial ve distal bölgelere kıyasla bukkal ve lingual yüzeylerde ve implantın boyun bölgelerinde daha yüksek düzeyde bulunduğunu bildirmiştir.

(Clelland ve ark., 1991) Lan ve ark. tarafından alt çenede yapılan ve Akça ve ark. tarafından yapılan SESA çalışmalarında da implantlarda görülen stresler benzer şekilde dağılmıştır. (Lan ve ark., 2012; Akça ve ark., 2002)

Ersöz ve Mumcu, Kılıç ve Çağlar ile Bhering ve ark. tarafından üst çenede all-on-4 ve all-on-6 protez tasarımlarında; farklı altyapı materyalleri kullanılarak gerçekleştirilen SESA çalışmalarında altyapı materyalinin sertlik düzeyindeki artışın, biyomekanik açıdan daha elverişli sonuçlar sağladığı sonucuna ulaşılmıştır. (Ersöz ve Mumcu, 2022; Kilic ve Çağlar, 2025; Bhering ve ark., 2016)

Pekçok araştırmacı üst çenede all-on-4 konsepti kullanarak farklı altyapı materyallerinin kullanıldığı SESA çalışmaları gerçekleştirmiştir. Bu çalışmalardan elde edilen bulgular da, özellikle altyapı materyalinin elastik özelliklerinin biyomekanik davranış üzerindeki belirleyici etkisini ortaya koyması bakımından önemlidir. (Ferreira ve ark., 2014; Lee ve ark., 2017; Hazir ve ark., 2025; Ahmadi ve ark., 2021; Kelkar ve ark., 2021) Benzer sonuçlara subperiosteal implant tasarımlarıyla da ulaşılmıştır. (Demir ve Çağlar, 2025)

Sonuç

Sonlu elemanlar stres analizi implantolojide implant, protetik üstyapı ve çevre kemik dokusu arasındaki biyomekanik ilişkilerin ayrıntılı olarak değerlendirilmesine olanak sağlayan önemli bir analiz yöntemidir. Farklı implant tasarımlarının, yükleme koşullarının ve protetik planlamaların doku düzeyindeki ve protezdeki etkilerinin önceden öngörülmesine katkı sağlaması, daha güvenilir ve bilimsel temelli tedavi yaklaşımlarının geliştirilmesine yardımcı olmaktadır. Bu nedenle SESA, bazı sınırlılıkları bulunsa da, implantoloji alanında hem araştırma süreçlerinde hem de klinik planlamada değerli bir araç olarak kabul edilmektedir. Bununla

birlikte, günümüz teknolojik olanaklarına rağmen doğal koşulların tüm ayrıntılarının dinamik biçimde bilgisayar ortamına eksiksiz olarak aktarılması mümkün değildir. Bu nedenle implantoloji alanında gerçekleştirilen SESA çalışmalarının klinik araştırmalarla desteklenmesi ve doğrulanması gerekmektedir.

Kaynakça

Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*. 2010;11:18-23.

Ahmadi A, Dörsam I, Stark H, Hersey S, Bourauel C, Keilig L. The all-on-4 concept in the maxilla—a biomechanical analysis involving high performance polymers. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2021;109:1698-1705.

Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(2):115-121.

Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: a prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering C*. 2016;69:715-725.

Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1991;6(4):391-398.

Demir B, Caglar I. Biomechanical evaluation of prosthetic framework materials in subperiosteal implants: a finite element analysis. *BMC Oral Health*. 2025;25:1934.

Derks J, Hakansson J, Wennstrom JL, Tomasi C, Larsson M, Berglundh T. Effectiveness of implant therapy analyzed in a Swedish population: early and late implant loss. *Journal of Dental Research*. 2015;94:44S-51S.

Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM study. *European Journal of Dentistry*. 2010;4:374-382.

Ersöz MBT, Mumcu E. Biomechanical investigation of maxillary implant-supported full-arch prostheses produced with different framework materials: a finite elements study. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2022;14:346-359.

Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipolito AC, Assuncao WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures: a CT-based 3D-FEA. *Materials Science and Engineering C*. 2014;35:92-99.

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):585-598.

Gokhale NS. Practical finite element analysis. Finite to Infinite. 2008.

Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *Journal of Oral Implantology*. 1997;23(3):104-111.

Incropera FP, DeWitt DP, Bergman TL, Lavine AS. *Fundamentals of heat and mass transfer*. Wiley New York. 1996.

Juodzbaly G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dentistry*. 2005;14:166-175.

Kelkar KC, Bhat V, Hegde C. Finite element analysis of the effect of framework materials at the bone-implant interface in the all-on-four implant system. *Dental Research Journal*. 2021;18:1.

Kilic S, Caglar I. Investigation of stress distribution between two different implant concepts in implant-supported maxillary prostheses with different framework materials: a finite element study. *International Journal of Prosthodontics*. 2025;38:331-338.

Korkmaz FM, Korkmaz YT, Yaluğ S, Korkmaz T. Impact of dental and zygomatic implants on stress distribution in maxillary defects: a 3-dimensional finite element analysis study. *Journal of Oral Implantology*. 2012;38:557-567.

Lan T-H, Du J-K, Pan C-Y, Lee H-E, Chung W-H. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clinical Oral Investigations*. 2012;16:363-369.

Lee KS, Shin SW, Lee SP, Kim JE, Kim JH, Lee JY. Comparative evaluation of a four-implant-supported polyetherketoneketone framework prosthesis: a three-dimensional finite element analysis based on cone beam computed tomography and computer-aided design. *International Journal of Prosthodontics*. 2017;30(6):581-586.

Rathod DK, Chakravarthy C, Suryadevara SS, Patil RS, Wagdargi SS. Stress distribution of the zygomatic implants in post-mucormycosis case: a finite element analysis. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*. 2023;22:695-701.

Sahin Hazir D, Sozen Yanik I, Guncu MB, Canay RS. Biomechanical behavior of titanium, cobalt-chromium, zirconia, and PEEK frameworks in implant-supported prostheses: a dynamic finite element analysis. *BMC Oral Health*. 2025;25(1):97.

Tesk JA, Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1973;7(3):251-261.

Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler Cilt 1-2. 3. Baskı. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları. Ankara. 2010.

Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2006;9:257-270.

Varghese KG, Kurian N, Gandhi N, Gandhi S, Daniel AY, Thomas HA, Sudharson NA, Wadhwa S. Three-dimensional finite element analysis of zygomatic implants for rehabilitation of patients with a severely atrophic maxilla. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2023;129(4):597.e1-597.e8.

Yemenoglu H, Beder M, Yaylacı M, Dizdar A, Alkurt M, Naralan ME, Yaylacı EU, Özdemir ME, Öztürk Ş, Yeşil Z. Evaluation of prostheses retained zygomatic and dental implants in large defects in the maxilla due to tumors or major trauma by biomechanical 3-dimensional finite element analysis. *BMC Oral Health*. 2025;25:99.

Yue X, Wang L, Wang R, Zhou F. Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater. In: *Finite Element Analysis*. 2010.

BÖLÜM 6

İMLANT ÜSTÜ TAM ARK İMMEDİAT YÜKLEME PROTOKOLLERİNDE GEÇİCİ VE DAİMİ PROTEZLERİN KLİNİK VE HASTA MERKEZLİ SONUÇLAR AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ

SEYDİ TALHA KARAKUŞ¹
ECE ÇİÇEK²

Giriş

İmplant destekli tam ark rehabilitasyonlar, tam dişsiz hastaların fonksiyonel ve estetik gereksinimlerinin karşılanmasında günümüzde en öngörülebilir tedavi seçeneklerinden biri olarak kabul edilmektedir. Geleneksel implant tedavisinde osseointegrasyonun tamamlanması için birkaç aylık iyileşme süresi beklenirken, immediat yükleme protokolleri implantların yerleştirilmesini takiben kısa süre içerisinde sabit bir restorasyonun uygulanmasına olanak sağlamaktadır. Böylece hastalar tedavi sürecinde uzun süreli dişsizlik veya hareketli geçici protez

¹ Arş.Gör., Uşak Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid: 0009-0009-1577-7043

² Arş.Gör., Uşak Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid: 0009-0008-8911-4050

kullanımına maruz kalmadan günlük yaşamlarına devam edebilmektedir. Güncel kanıtlar, uygun vaka seçimi ve yeterli primer stabilite sağlandığında immedat yükleme protokollerinin yüksek implant ve protez sağkalımı ile başarılı klinik sonuçlar sunduğunu göstermektedir (Heimes ve ark., 2025; Werbelow ve ark., 2020).

Tam ark immedat yükleme tedavileri yalnızca cerrahi ve biyolojik süreçlerden ibaret değildir. Tedavinin başarısı, implantların yerleştirilmesini takip eden geçici restorasyon döneminden başlayarak daimi protezin uygulanması ve uzun dönem bakım sürecine kadar uzanan çok aşamalı bir rehabilitasyon yaklaşımına dayanmaktadır. Bu nedenle geçici ve daimi protezler birbirinden bağımsız restorasyonlar olarak değil, aynı tedavi sürecinin farklı klinik amaçlara hizmet eden tamamlayıcı bileşenleri olarak değerlendirilmelidir (Heimes ve ark., 2025; Bahaa ve ark., 2024; Garza ve ark., 2025).

Geçici protezler osseointegrasyon sürecinde fonksiyon ve estetiğin korunmasının yanı sıra, yumuşak dokuların şekillendirilmesi, oklüzyonun değerlendirilmesi ve hastanın restorasyona adaptasyonunun sağlanması açısından önemli görevler üstlenmektedir. Ayrıca bu dönemde elde edilen klinik veriler, daimi restorasyonun tasarımına yön vererek daha öngörülebilir bir protetik rehabilitasyonun gerçekleştirilmesine katkıda bulunmaktadır (Bahaa ve ark., 2024; Garza ve ark., 2025). Buna karşılık daimi protezler, uzun dönem biyolojik stabilitenin korunmasını, mekanik dayanıklılığın sağlanmasını ve elde edilen fonksiyonel kazanımların sürdürülebilir hale getirilmesini amaçlamaktadır (Werbelow ve ark., 2020; Velasco-Ortega ve ark., 2022; Heimes ve ark., 2025).

Son yıllarda implant tedavisinin başarısına ilişkin değerlendirmelerde önemli bir değişim yaşanmıştır. İmplant sağkalımı ve marjinal kemik düzeyleri gibi geleneksel klinik göstergeler önemini korumakla birlikte, hasta tarafından bildirilen sonuçlar da tedavi başarısının ayrılmaz bir parçası olarak kabul

edilmektedir. Çiğneme fonksiyonu, konuşma, estetik memnuniyet, sosyal özgüven ve oral sağlıkla ilişkili yaşam kalitesi gibi parametreler, özellikle tam ark rehabilitasyonlarda tedavinin gerçek etkisini ortaya koyan temel ölçütler arasında yer almaktadır (Sánchez-Torres ve ark., 2024; Rohner, 2024).

Tam Ark İmmediat Yükleme Tedavisinde Geçici Protez Dönemi

Geçici protezler, tam ark immediat yükleme protokollerinin ayrılmaz bir parçasını oluşturmaktadır. İmplantların yerleştirilmesini takiben uygulanan bu restorasyonlar, osseointegrasyon süreci boyunca implantların fonksiyonel olarak yüklenmesine olanak sağlarken hastaların estetik, fonetik ve çiğneme gereksinimlerinin kesintisiz şekilde karşılanmasını amaçlamaktadır. Böylece tedavi sürecinde hareketli geçici protez kullanımına bağlı konfor kaybı önlenilmekte ve hastalar günlük yaşam aktivitelerini daha kısa sürede sürdürebilmektedir (Heimes ve ark., 2025).

Geçici restorasyonların temel görevi yalnızca implantları yüklemek değildir. Bu restorasyonlar aynı zamanda yumuşak dokuların şekillendirilmesi, oklüzal ilişkilerin değerlendirilmesi ve hastanın yeni protetik rehabilitasyona adaptasyonunun sağlanması açısından önemli bir klinik araç olarak kullanılmaktadır. Özellikle tam ark rehabilitasyonlarda estetik görünüm, dudak desteği, fonetik özellikler ve vertikal boyut gibi parametreler geçici protezler aracılığıyla klinik olarak test edilebilmekte, elde edilen bulgular daimi restorasyonun planlanmasına aktarılabilmektedir (Bahaa ve ark., 2024).

Günümüzde geçici tam ark protezlerin üretiminde konvansiyonel yöntemlerin yanı sıra dijital iş akışları da yaygın olarak kullanılmaktadır. İntrooral tarayıcılar, bilgisayarlı planlama sistemleri ve CAD/CAM teknolojileri sayesinde geçici restorasyonlar daha kontrollü biçimde üretilebilmekte, cerrahi ve protetik aşamalar arasındaki koordinasyon artırılabilir.

Dijital olarak prefabrike edilen geçici protezlerin klinik uygulama süresini azaltabildiği ve hasta konforuna katkı sağlayabildiği bildirilmiştir (Chen ve ark., 2022). Benzer şekilde, CAD/CAM ile üretilen PMMA esaslı geçici protezlerin erken dönem klinik performanslarının başarılı olduğu ve implant destekli tam ark rehabilitasyonlarda güvenle kullanılabilirliği gösterilmiştir (Garza ve ark., 2025).

Geçici protezler uzun dönem kullanım amacıyla tasarlanmış restorasyonlar değildir. Özellikle akrilik veya PMMA esaslı yapılarda protez dişi kırıkları, materyal çatlakları, bağlantı elemanlarına ilişkin problemler ve vida gevşemeleri gibi teknik komplikasyonlar görülebilmektedir. Ancak literatürde bu komplikasyonların büyük bölümünün klinik olarak yönetilebilir olduğu ve çoğu zaman protezin veya implantların kaybıyla sonuçlanmadığı bildirilmektedir (Garza ve ark., 2025; Wittcinski ve ark., 2025).

Sonuç olarak geçici protez dönemi, implantların biyolojik iyileşme süreci ile daimi restorasyon arasındaki bekleme aşaması olarak değerlendirilmemelidir. Aksine bu dönem, hem implantların kontrollü fonksiyonel yüklenmesinin sağlandığı hem de nihai restorasyonun estetik, fonksiyonel ve biyomekanik özelliklerinin şekillendirildiği aktif bir rehabilitasyon sürecini temsil etmektedir. (Heimes ve ark., 2025; Chen ve ark., 2022; Bahaa ve ark., 2024; Garza ve ark., 2025).

Tam Ark İmmediat Yükleme Tedavisinde Daimi Protez Dönemi

Daimi protez dönemi, tam ark immedat yükleme tedavisinin biyolojik ve protetik açıdan en kritik aşamasını oluşturmaktadır. Osseointegrasyonun tamamlanmasının ardından uygulanan bu restorasyonlar, yalnızca eksik dişlerin kalıcı olarak yerine konmasını değil, aynı zamanda uzun dönem fonksiyon, estetik ve mekanik stabilitenin sürdürülmesini amaçlamaktadır. Bu nedenle daimi

protezlerin planlanması ve uygulanması, tedavinin uzun dönem başarısını doğrudan etkileyen temel faktörlerden biri olarak kabul edilmektedir (Heimes ve ark., 2025; Velasco-Ortega ve ark., 2022).

Daimi restorasyonların tasarımında geçici protez döneminde elde edilen klinik veriler önemli bir rehber görevi görmektedir. Bu süreçte oklüzal ilişkiler, fonetik özellikler, vertikal boyut, dudak desteği ve estetik gereksinimler yeniden değerlendirilerek nihai restorasyona aktarılmaktadır. Böylece restorasyonun yalnızca implantlarla uyumu değil, aynı zamanda hastanın fonksiyonel ve estetik beklentileriyle olan uyumu da optimize edilebilmektedir (Bahaa ve ark., 2024).

Tam ark implant destekli daimi protezlerin üretiminde günümüzde metal-akrilik hibrit protezler, metal-seramik restorasyonlar ve monolitik zirkonya protezler gibi farklı materyal seçenekleri kullanılmaktadır. Materyal seçimi; karşıt dentisyonun özellikleri, oklüzal kuvvetler, estetik gereksinimler, interark mesafe ve hastaya özgü risk faktörleri dikkate alınarak yapılmaktadır. Özellikle CAD/CAM teknolojilerinin yaygınlaşmasıyla birlikte daha hassas uyum sağlayan ve mekanik dayanıklılığı artırılmış restorasyonların üretimi mümkün hale gelmiştir (Heimes ve ark., 2025).

Daimi protez döneminin temel hedeflerinden biri peri-implant dokuların sağlığının korunmasıdır. Uzun dönem takip çalışmalarında implant destekli tam ark rehabilitasyonların yüksek sağkalım oranları sergilediği ve marjinal kemik seviyelerinin büyük ölçüde stabil kaldığı bildirilmektedir. Werbelow ve ark. (2020) altı yılı aşan takip süresinde implant kaybı veya anlamlı kemik kaybı gözlemezken, Velasco-Ortega ve ark. (2022) benzer şekilde yüksek implant sağkalım oranları bildirmiştir. Bununla birlikte uzun dönem başarı yalnızca implantların ağızda kalmasıyla değil, peri-implant dokuların sağlıklı şekilde korunabilmesiyle de ilişkilidir.

Daimi protezler uzun süreli kullanım amacıyla tasarlansa da teknik ve biyolojik komplikasyonlar tamamen ortadan kalkmamaktadır. Protez materyalinde meydana gelen kırıklar, veneer ayrılmaları, bağlantı elemanlarında gevşeme veya peri-implant hastalıklar uzun dönem takiplerde karşılaşılabilen sorunlar arasında yer almaktadır. Bu nedenle düzenli bakım programları ve periyodik kontroller, daimi protezlerin sürdürülebilir başarısının ayrılmaz bir parçası olarak değerlendirilmektedir (Werbellow ve ark., 2020; Velasco-Ortega ve ark., 2022).

Sonuç olarak daimi protez dönemi, immedat yükleme tedavisinin yalnızca son aşaması değil, elde edilen cerrahi ve protetik kazanımların uzun yıllar boyunca korunmasını hedefleyen bir bakım ve takip sürecinin başlangıcıdır. Bu nedenle uzun dönem başarı; uygun materyal seçimi, doğru protetik tasarım, düzenli bakım uygulamaları ve hasta uyumunun birlikte değerlendirilmesini gerektirmektedir. (Werbellow ve ark., 2020; Velasco-Ortega ve ark., 2022; Heimes ve ark., 2025).

Geçici ve Daimi Protezlerin Klinik Sonuçlar Açısından Karşılaştırılması

Tam ark immedat yükleme tedavilerinde geçici ve daimi protezler farklı sürelerde ve farklı klinik amaçlarla kullanılsa da, her iki restorasyon dönemi tedavinin genel başarısına katkıda bulunmaktadır. Klinik sonuçların değerlendirilmesinde implant sağkalımı, marjinal kemik seviyeleri, biyolojik komplikasyonlar ve teknik komplikasyonlar temel ölçütler olarak kabul edilmektedir. Güncel literatür, uygun hasta seçimi ve doğru tedavi planlaması ile uygulanan immedat yükleme protokollerinde hem geçici hem de daimi protez dönemlerinin yüksek başarı oranlarıyla ilişkilendirildiğini göstermektedir (Heimes ve ark., 2025).

İmplant sağkalımı açısından değerlendirildiğinde, geçici ve daimi protez dönemleri arasında belirgin bir farklılık

bildirilmemiştir. Geçici restorasyonların kullanıldığı erken iyileşme döneminde implant kayıpları oldukça düşük oranlarda görülmekte, birçok çalışmada implantların büyük çoğunluğunun başarılı şekilde osseointegre olduğu bildirilmektedir (Chen ve ark., 2022; Garza ve ark., 2025). Benzer şekilde uzun dönem takip çalışmalarında da implant sağkalım oranlarının yüksek seviyelerde korunduğu ve tam ark immedat yükleme protokollerinin öngörülebilir sonuçlar sunduğu gösterilmiştir (Werbelow ve ark., 2020; Velasco-Ortega ve ark., 2022; Bahaa ve ark., 2024).

Biyolojik komplikasyonlar açısından incelendiğinde, komplikasyonların görülme zamanı ve klinik görünümü tedavinin farklı aşamalarında değişiklik gösterebilmektedir. Geçici protez döneminde karşılaşılan biyolojik sorunlar çoğunlukla erken iyileşme süreci ile ilişkilirken, daimi protez döneminde peri-implant mukozitis, peri-implantitis ve marjinal kemik kaybı gibi uzun dönem takip gerektiren durumlar ön plana çıkmaktadır. Bununla birlikte mevcut veriler, biyolojik komplikasyonların yalnızca protez tipine bağlı olmadığını; hastanın oral hijyen düzeyi, sistemik sağlık durumu, sigara kullanımı ve bakım programlarına uyumu gibi birçok faktörden etkilendiğini göstermektedir (Velasco-Ortega ve ark., 2022; Werbelow ve ark., 2020).

Teknik komplikasyonlar ise geçici ve daimi protez dönemleri arasındaki en belirgin farklılıklardan birini oluşturmaktadır. Geçici restorasyonlarda daha çok akrilik veya PMMA esaslı materyallere bağlı kırıklar, protez dişi ayrılmaları ve vida gevşemeleri görülürken, uzun dönem kullanılan daimi protezlerde materyal yorgunluğuna bağlı veneer kırıkları, protez bileşenlerinde aşınma ve bağlantı elemanlarına ilişkin mekanik problemler rapor edilmektedir. Bununla birlikte literatürde bildirilen teknik komplikasyonların büyük çoğunluğunun onarılabilir olduğu ve implantların veya restorasyonların tamamen kaybıyla sonuçlanmadığı belirtilmektedir

(Garza ve ark., 2025; Wittcinski ve ark., 2025; Werbelow ve ark., 2020).

Genel olarak değerlendirildiğinde, geçici ve daimi protez dönemleri birbirinin alternatifi değil, aynı rehabilitasyon sürecinin farklı aşamalarıdır. Geçici protezler implantların iyileşme döneminde fonksiyon ve estetiğin korunmasını sağlarken, daimi protezler bu kazanımların uzun dönem sürdürülebilirliğini hedeflemektedir. Klinik sonuçlar açısından her iki dönemde de yüksek implant sağkalımı ve kabul edilebilir komplikasyon oranları bildirilmekte olup, tedavinin başarısı büyük ölçüde hasta seçimi, protetik planlama ve düzenli bakım süreçlerinin etkin yönetimine bağlı görünmektedir. (Heimes ve ark., 2025; Werbelow ve ark., 2020; Velasco-Ortega ve ark., 2022; Wittcinski ve ark., 2025).

Tablo 1. İncelenen Çalışmalarda Bildirilen Klinik Sonuçların Özeti

Çalışma	Takip Süresi	İmplant Sağkalımı	Öne Çıkan Bulgular
Werbelow ve ark., 2020	6–9 yıl	%100	Anlamli kemik kaybı gözlenmemiş
Velasco-Ortega ve ark., 2022	41 ay	%100	Teknik komplikasyon %18,5
Chen ve ark., 2022	3–6 ay	%100	Erken dönem sonuçlar başarılı
Bahaa ve ark., 2024	3 yıl	%100	İmplant kaybı bildirilmemiş
Wittcinski ve ark., 2025	Uzun dönem	Yüksek	En sık komplikasyon protez dişi/veneer kırığı

Kaynak: Werbelow ve ark., 2020; Velasco-Ortega ve ark., 2022; Chen ve ark., 2022; Bahaa ve ark., 2024; Wittcinski ve ark., 2025.

Geçici ve Daimi Protezlerin Hasta Merkezli Sonuçlar Açısından Karşılaştırılması

İmplant destekli tam ark rehabilitasyonlarda tedavi başarısının değerlendirilmesi yalnızca klinik ve radyografik bulgularla sınırlı değildir. Son yıllarda hasta tarafından bildirilen sonuçlar implant tedavisinin etkinliğini değerlendirmede önemli ölçütler arasında yer almaya başlamıştır. Özellikle tam dişsiz bireylerde gerçekleştirilen rehabilitasyonların etkisi; çiğneme fonksiyonu, konuşma, estetik memnuniyet, sosyal etkileşim ve oral sağlıkla ilişkili yaşam kalitesi gibi çok boyutlu parametreler üzerinden değerlendirilmektedir (Heimes ve ark., 2025; Sánchez-Torres ve ark., 2024).

Geçici protez dönemi, hastaların implant tedavisinin sonuçlarını ilk kez deneyimlediği aşamayı temsil etmektedir. Uzun süreli dişsizlik veya hareketli protez kullanımının ardından sabit bir restorasyona kavuşmak, çoğu hastada fonksiyonel ve psikolojik açıdan belirgin bir rahatlama sağlamaktadır. Erken dönemde çiğneme fonksiyonunun yeniden kazanılması, estetik görünümün düzelmesi ve sosyal ortamlarda daha rahat iletişim kurulabilmesi, hasta memnuniyetinin artmasına katkıda bulunmaktadır. Nitekim çeşitli çalışmalarda immedat yükleme sonrasında oral sağlıkla ilişkili yaşam kalitesinde anlamlı iyileşmeler rapor edilmiştir (Chen ve ark., 2022; Sánchez-Torres ve ark., 2024).

Daimi protez döneminde ise hasta değerlendirmeleri daha çok restorasyonun uzun dönem kullanım performansına odaklanmaktadır. Bu aşamada estetik görünümün sürekliliği, çiğneme etkinliği, konuşma konforu ve protezin günlük yaşam içerisindeki işlevselliği ön plana çıkmaktadır. Uzun dönem takip çalışmalarında implant destekli tam ark restorasyonların hastaların özgüvenini artırdığı, sosyal yaşamlarını olumlu etkilediği ve genel yaşam kalitesine katkı sağladığı bildirilmektedir (Rohner, 2024; Werbelow ve ark., 2020). Özellikle sabit restorasyonların sağladığı

güven hissi, birçok hastanın tedavi sonucuna ilişkin olumlu değerlendirmelerinde belirleyici bir unsur olarak öne çıkmaktadır. (Rohner, 2024; Sánchez-Torres ve ark., 2024).

Hasta merkezli sonuçlar açısından geçici ve daimi protez dönemleri birbirini tamamlayan iki farklı deneyim sunmaktadır. Geçici protezler hastaların tedaviye hızlı uyum sağlamasına ve kaybedilen fonksiyonların kısa sürede geri kazanılmasına yardımcı olurken, daimi protezler bu kazanımların uzun dönem korunmasını hedeflemektedir. Bu nedenle hasta memnuniyeti yalnızca nihai restorasyonun başarısıyla değil, tedavi sürecinin bütününde elde edilen deneyimle ilişkilidir. (Chen ve ark., 2022; Sánchez-Torres ve ark., 2024; Rohner, 2024).

Mevcut literatür birlikte değerlendirildiğinde, tam ark immediat yükleme protokollerinin hasta merkezli sonuçlar açısından oldukça olumlu bir performans sergilediği görülmektedir. Bununla birlikte tedavi deneyiminin bireyler arasında farklılık gösterebileceği, estetik beklentiler, fonksiyonel gereksinimler, psikolojik durum ve bakım süreçlerine uyum gibi faktörlerin hasta tarafından algılanan başarı üzerinde etkili olduğu unutulmamalıdır. Bu nedenle güncel implant tedavisi yaklaşımlarında klinik başarı ile hasta memnuniyeti birbirinden ayrı değil, birbirini tamamlayan kavramlar olarak değerlendirilmektedir. (Abou-Ayash ve ark., 2023; Sánchez-Torres ve ark., 2024; Rohner, 2024; Heimes ve ark., 2025).

Tablo 2. Geçici ve Daimi Protez Dönemlerinde Bildirilen Hasta Merkezli Sonuçlar

Değerlendirilen Parametre	Geçici Protez Dönemi	Daimi Protez Dönemi
Hasta memnuniyeti	Belirgin artış	Yüksek düzeyde devam eder
Yaşam kalitesi	Tedavi sonrası erken dönemde iyileşir	Uzun dönemde korunur
Estetik algı	Olumlu	Daha stabil ve kalıcı
Fonksiyon	Erken dönemde geri kazandırılır	Uzun dönemde sürdürülür
Sosyal özgüven	Artış bildirilmektedir	Uzun dönem olumlu etki devam eder

Kaynak: Chen ve ark., 2022; Sánchez-Torres ve ark., 2024; Rohner, 2024; Garza ve ark., 2025.

Güncel Kanıtlar Işığında Klinik Değerlendirme

Tam ark immedat yükleme protokolleri, implant tedavisinde son yirmi yılda yaşanan en önemli değişimlerden birini temsil etmektedir. Geleneksel yükleme yaklaşımlarında osseointegrasyonun tamamlanması için uzun iyileşme süreleri beklenirken, günümüzde yeterli primer stabilitenin sağlandığı olgularda immedat yükleme güvenilir bir tedavi alternatifi olarak kabul edilmektedir. Güncel literatür, bu yaklaşımın yalnızca tedavi süresini kısaltmadığını, aynı zamanda fonksiyonel ve psikososyal rehabilitasyonun daha erken dönemde başlamasına olanak sağladığını göstermektedir (Heimes ve ark., 2025).

Mevcut çalışmaların ortak noktası, tam ark immedat yükleme tedavilerinde implant sağkalım oranlarının oldukça yüksek olmasıdır. Bununla birlikte güncel değerlendirmeler, tedavi başarısının yalnızca implantların ağızda kalmasıyla açıklanamayacağını ortaya koymaktadır. Özellikle peri-implant

doku sağlığı, teknik komplikasyonların yönetilebilirliği ve hasta tarafından bildirilen sonuçlar, uzun dönem başarının ayrılmaz bileşenleri olarak kabul edilmektedir. Bu durum implantolojide başarı kavramının biyolojik bütünleşmenin ötesine geçtiğini ve daha kapsamlı bir değerlendirme yaklaşımının benimsendiğini göstermektedir. (Heimes ve ark., 2025; Velasco-Ortega ve ark., 2022; Snchez-Torres ve ark., 2024).

Geçici ve daimi protezler arasındaki ilişki de bu bütüncül yaklaşımın önemli bir parçasıdır. Geleneksel olarak geçici restorasyonlar yalnızca iyileşme döneminde kullanılan ara restorasyonlar olarak değerlendirilmiş olsa da, güncel protetik anlayış bu dönemin tedavinin aktif bir parçası olduğunu ortaya koymaktadır. Geçici protezler aracılığıyla elde edilen estetik, fonetik ve oklüzal bilgiler, definitif restorasyonun şekillendirilmesinde önemli rol oynamaktadır. Bu nedenle geçici protez döneminin başarısı, çoğu zaman daimi restorasyonun başarısını doğrudan etkileyen bir faktör olarak değerlendirilmektedir (Bahaa ve ark., 2024).

Literatürde bildirilen komplikasyonlar incelendiğinde, biyolojik ve teknik sorunların tamamen ortadan kaldırılamadığı ancak çoğu durumda öngörülebilir ve yönetilebilir olduğu görülmektedir. Özellikle teknik komplikasyonlar, implant kaybından çok bakım gereksinimini artıran olaylar şeklinde karşımıza çıkmaktadır. Buna karşılık peri-implant hastalıkların gelişiminde hasta uyumu, oral hijyen alışkanlıkları ve düzenli bakım programlarının belirleyici rol oynadığı bildirilmektedir. Bu bulgular, uzun dönem başarının yalnızca cerrahi ve protetik uygulamaların kalitesine değil, tedavi sonrasında sürdürülen bakım sürecine de bağlı olduğunu göstermektedir (Werbellow ve ark., 2020; Velasco-Ortega ve ark., 2022).

Son yıllarda dijital planlama sistemleri, CAD/CAM teknolojileri ve prefabrike geçici restorasyonların kullanımındaki

artış da tam ark rehabilitasyonların uygulanış biçimini değiştirmiştir. Dijital iş akışları sayesinde cerrahi ve protetik aşamalar arasındaki koordinasyonun artırılması, klinik sürenin azaltılması ve restorasyonların daha kontrollü şekilde üretilmesi mümkün hale gelmiştir. Bununla birlikte mevcut veriler, tedavi başarısının kullanılan teknoloji kadar vaka seçimi, biyomekanik planlama ve klinik deneyimle de ilişkili olduğunu göstermektedir (Chen ve ark., 2022; Garza ve ark., 2025).

Tam ark immedat yükleme protokollerinin uygun endikasyonlarda yüksek klinik başarı ve hasta memnuniyeti sağlayan öngörülebilir tedavi seçenekleri olduğunu desteklemektedir. Bununla birlikte uzun dönem başarının tek bir faktöre indirgenemeyeceği; cerrahi planlama, protetik tasarım, bakım programları ve hasta uyumunun bir bütün olarak değerlendirilmesi gerektiği anlaşılmaktadır. (Heimes ve ark., 2025; Werbelow ve ark., 2020; Velasco-Ortega ve ark., 2022).

Sonuç

İmplant üstü tam ark immedat yükleme protokolleri, tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda fonksiyonel, estetik ve psikososyal gereksinimlerin kısa sürede karşılanmasına olanak sağlayan öngörülebilir tedavi yaklaşımları arasında yer almaktadır. Güncel literatür, uygun vaka seçimi ve doğru klinik uygulamalar ile desteklendiğinde bu protokollerin yüksek implant ve protez sağkalımı sağladığını, marjinal kemik seviyelerinin korunabildiğini ve kabul edilebilir komplikasyon oranlarıyla uzun dönem başarılı sonuçlar sunabildiğini göstermektedir (Heimes ve ark., 2025; Werbelow ve ark., 2020; Velasco-Ortega ve ark., 2022; Bahaa ve ark., 2024).

Geçici ve daimi protezler, tedavi sürecinin farklı aşamalarında farklı görevler üstlenmektedir. Geçici protezler yalnızca osseointegrasyon döneminde fonksiyon ve estetiğin

sürdürülmesini sağlamakla kalmayıp, aynı zamanda definitif restorasyonun planlanmasına yön veren önemli klinik bilgiler sunmaktadır. Daimi protezler ise bu kazanımların uzun dönem korunmasını hedefleyen restorasyonlar olarak biyolojik stabilite, mekanik dayanıklılık ve hasta konforunun sürdürülmesinde temel rol oynamaktadır. Bu nedenle başarılı bir tam ark rehabilitasyon, geçici ve daimi protezlerin birbirini tamamlayan özelliklerinden etkin biçimde yararlanılmasını gerektirmektedir (Bahaa ve ark., 2024; Garza ve ark., 2025; Chen ve ark., 2022).

Güncel kanıtlar, tedavi başarısının yalnızca implantların ağızda kalmasıyla değerlendirilemeyeceğini göstermektedir. Peri-implant doku sağlığının korunması, teknik komplikasyonların yönetilebilir düzeyde tutulması, fonksiyonel beklentilerin karşılanması ve hasta memnuniyetinin sürdürülebilmesi, modern implant tedavisinin temel hedefleri arasında yer almaktadır. Bu doğrultuda uzun dönem başarı; uygun cerrahi ve protetik planlama, düzenli bakım programları ve hasta uyumunun birlikte değerlendirildiği bütüncül bir yaklaşım ile mümkün olmaktadır (Heimes ve ark., 2025; Sánchez-Torres ve ark., 2024; Werbelow ve ark., 2020; Velasco-Ortega ve ark., 2022).

KAYNAKÇA

Bahaa, A., Bahaa, A., El-Bagoury, N., Khaled, N., El-Mohandes, W. A., & Ibrahim, A. M. (2024). Immediate loading implant-supported fixed full-arch rehabilitation using a new clinical decision-support system: A case series. *Cureus*, 16(8).

Chen, C., Lai, H., Zhu, H., & Gu, X. (2022). Digitally prefabricated versus conventionally fabricated implant-supported full-arch provisional prosthesis: A retrospective cohort study. *BMC Oral Health*, 22(1), 335.

Garza, L. C., Crooke, E., Vallés, M., Soliva, J., Rodríguez, X., Rodeja, M., & Roig, M. (2025). Evaluation of polymethyl methacrylate as a provisional material in a fully digital workflow for immediate-load complete-arch implant-supported prostheses over three months. *Materials*, 18(3), 562.

Heimes, D., Kämmerer, P. W., Beuer, F., & Pieralli, S. (2025). Current evidence in immediate implant placement and restoration in full-arch situations: A narrative review. *International Journal of Prosthodontics*, 38.

Rohner, D. (2024). Full-arch maxilla restoration with immediate implant loading: A 10-year follow-up. *International Dentistry – African Edition*, 14(6).

Sánchez-Torres, A., Moragón-Rodríguez, M., Agirre-Vitores, A., Cercadillo-Ibarguren, I., Figueiredo, R., & Valmaseda-Castellón, E. (2024). Early complications and quality of life in patients with immediately loaded implant-supported maxillary partial rehabilitations: A prospective cohort study. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 29(2), e172–e180.

Velasco-Ortega, E., Cracel-Lopes, J. L., Matos-Garrido, N., Jiménez-Guerra, A., Ortiz-García, I., Moreno-Muñoz, J., & Monsalve-Guil, L. (2022). Immediate functional loading with full-

arch fixed implant-retained rehabilitation in periodontal patients: Clinical study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(20), 13162.

Werbelow, L., Weiss, M., & Schramm, A. (2020). Long-term follow-up of full-arch immediate implant-supported restorations in edentulous jaws: A clinical study. *International Journal of Implant Dentistry*, 6(1), 34.

Wittcinski, C., Kubo, F. M., Teixeira, M. L., & Pelegrine, A. A. (2025). Complications in implant-supported full-arch immediate prostheses: A Brazilian retrospective, observational, longitudinal study. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 38(1), 76–81.

Abou-Ayash, S., Fonseca, M., Pieralli, S., & Reissmann, D. R. (2023). Treatment effect of implant-supported fixed complete dentures and implant overdentures on patient-reported outcomes: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 34(Suppl. 26), 177–195.

Formiga, M. C., et al. (2024). Immediate loading full-arch 3D-printed implant-supported fixed rehabilitation: A case report with 24-month follow-up. *Medicina*, 60(10), 1614.

Offord, D., et al. (2025). Four-year outcomes of immediately loaded full-arch implant-supported rehabilitations: Clinical outcomes and complications. *Journal of Clinical Medicine*.

Sabău, D. T., et al. (2025). Mechanical and biological complications two years after full-arch implant-supported prosthetic rehabilitation. *Journal of Clinical Medicine*.

Pannuti, C. M., et al. (2026). Patient- and clinician-reported outcomes and loading protocols in edentulous maxillary implant rehabilitation. *Clinical and Experimental Dental Research*.

Bahaa, A., El-Bagoury, N., Khaled, N., et al. (2024). Immediate loading implant-supported fixed full-arch rehabilitation

using the Caramês classification: Three-year clinical outcomes.
Cureus, 16(8).

BÖLÜM 7

TME Bozukluklarında Oklüzal Splintler: Dijital ve Geleneksel Yaklaşımlar

Giriş

Temporomandibular bozukluklar, çiğneme kasları, temporomandibular eklem ve bunlarla ilişkili yapıları etkileyen bir grup kas-iskelet sistemi rahatsızlığıdır (Kapos et al., 2020). Bu bozukluklar, genel toplumda %5-%12 oranında görülen yaygınlığıyla orofasiyal ağrı ve çene fonksiyon kısıtlılığının önemli bir nedeni olarak kabul edilmektedir.(István Somoskövi et al., 2023) TMD hastalarında genellikle çene ağrısı, eklemde sesler, mandibula hareketlerinde kısıtlanma, baş ağrısı ve yaşam kalitesinde düşüş gibi belirtiler ortaya çıkar(Matheson et al., 2023) Mevcut konservatif tedavi seçenekleri arasında oklüzal splintler, invaziv olmayan ve yaygın olarak tercih edilen yöntemler arasında yer almaktadır. (Albagieh et al., 2023; Chahrour & Reda, 2025) Oklüzal splint terapisinin temel amacı, temporomandibular eklem disklerinin fonksiyonel bozukluklardan kaynaklanan perforasyon veya kalıcı yer değiştirme risklerine karşı korunmasını sağlamaktır. Bu aparatlar, çiğneme kaslarını rahatlatmak, TME'yi aşırı stresten korumak ve dişlerde travmayı önlemek için sıklıkla kullanılır (Yadav, S., & Karani, J. T. 2011)

Oklüzal splintlerin geleneksel üretim teknikleri genellikle vakum enjeksiyon kalıplama veya akrilik reçine uygulamasını içerir ve üretimde her iki yöntemin kombinasyonu da kullanılmaktadır.

Bununla birlikte dijital diş hekimliğindeki gelişmeler, oklüzal splintlerin üretiminde bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) tekniklerinin kullanılmasını mümkün kılmıştır. Bu yaklaşım, üretim sürecinin tamamen dijital bir iş akışına entegre edilmesini sağlar (Schmeiser et al., 2022) ve splint üretiminde yenilikçi yöntemlerin uygulanmasına olanak sağlayarak seçeneklerin kapsamını genişletir.(Nassif et al., 2023a) Dijital olarak üretilen splintler artırılmış hassasiyet, tekrarlanabilirlik, laboratuvar kaynaklı değişkenliğin azaltılması ve daha hızlı üretim süreçleri gibi çeşitli potansiyel avantajlar sunmaktadır.(Akhter, 2019; Tang et al., 2018)

Temporomandibular Eklem Bozukluklarının Nedenleri

Temporomandibular eklem bozukluğunun etiyolojisi oldukça karmaşık ve çok faktörlüdür. Bu bozukluğun ortaya çıkmasına katkıda bulunabilecek çok sayıda faktör bulunmakta olup, genellikle üç ana kategori altında sınıflandırılır: önleyici faktörler, hastalığın gelişme riskini artıran etkenlerdir; başlatıcı faktörler, TME bozukluklarının ortaya çıkmasına yol açan tetikleyici unsurlardır; sürdürücü faktörler ise iyileşme sürecini engeller veya hastalığın ilerlemesini hızlandırır.(Chisnoiu et al., 2015)

TME bozukluklarında belirtilerin ortaya çıkmasına yol açan tetikleyici faktörler, çoğunlukla travma veya çiğneme sisteminin aşırı veya uygunsuz yüklenmesi ile ilişkilidir. Bu süreçleri devam ettiren faktörler ise çeşitli kategorilere ayrılabilir: Davranışsal faktörler: Diş gıcırdatma, diş sıkma ve anormal kafa duruşu gibi alışkanlıklar. Sosyal faktörler: Ağrı algısı ve ağrıya karşı öğrenilmiş davranışsal tepkiler üzerinde etkili olan sosyal çevresel etmenler. Duygusal faktörler: Depresyon ve kaygı gibi duygusal durumlar. Bilişsel faktörler: Bireyin ağrı ve rahatsızlık algısını şekillendiren düşünsel süreçler. Buna karşılık, önleyici faktörler, çiğneme

sistemini etkileyerek TME bozukluklarının gelişme riskini artıran patofizyolojik, psikolojik veya yapısal süreçleri ifade eder.

TME bozukluklarının etiyolojik faktörleri arasında oklüzal anormallikler, ortodontik tedaviler, brüksizm, makro veya mikrotravmalar ve dış kaynaklı östrojen kullanımı sayılabilir (Gage, 1985). Ayrıca, stres, zihinsel gerilim, kaygı ve depresyon gibi psikolojik faktörler de TME bozukluklarının gelişiminde önemli bir rol oynayabilir.

TME hastalıkları, temelde çiğneme kaslarını etkileyen bozukluklar ve alt çene eklemi ile ilişkili hastalıklar olmak üzere iki ana kategoriye ayrılmaktadır. Çiğneme kaslarından kaynaklanan TME bozuklukları, koruyucu ko-kontraksiyon, lokal kas ağrısı, miyofasyal ağrı, miyozit ve miyospazm gibi durumlar altında sınıflandırılabilir (J. Okeson, 2019). Öte yandan eklem kaynaklı bozukluklar, kondil-disk ünitesindeki anomaliler (disk deplasmanları, redüksiyonlu veya redüksiyonsuz), eklem yüzeylerinde meydana gelen yapısal değişiklikler (adherans, adezyon, yüzey formu farklılıkları, sublüksasyon, travma, inflamasyon) ve doğumsal anomaliler şeklinde kategorize edilmektedir (Okeson, 2019).

Temporomandibular Eklem Bozukluklarının Tedavisi

TME bozukluklarında başarılı bir tedavi için, hastadaki etiyolojik faktörlerin doğru şekilde tanımlanması ve altında yatan nedeni hedef alan uygun tedavi stratejilerinin uygulanması kritik öneme sahiptir. TME bozukluklarının tedavisinde, etiyolojik ve patojenik faktörlerin düzeltilmesi, semptomların giderilmesi, eklem hareketliliğinin yeniden kazandırılması ve postüral uyumun iyileştirilmesi temel hedefler arasında yer alır.

TME bozuklukları, konservatif veya cerrahi tedavi yaklaşımları ile yönetilebilir. TME bozukluklarının başlangıç

tedavisi, hasta eğitimi, yumuşak diyet uygulamaları, oral alışkanlıkların sınırlanması, hastanın evde uygulayabileceği fizik tedavi ve kas relaksasyonu, medikal tedavi, uyku kalitesinin artırılması ve oklüzal splint kullanımı gibi temel ve non-invaziv yaklaşımları kapsamaktadır(Alpaslan & Alpaslan, 2001; Dym & Israel, 2012). TME bozukluklarında cerrahi tedavi, genellikle yapısal bozuklukların varlığı veya ankiloz durumlarında tercih edilmektedir. Cerrahi tedavi seçenekleri arasında artroskopik uygulamalar, diskoplasti, diskektomi ve modifiye kondilotomi gibi yöntemler yer almaktadır (Dawson, 2007; J. Okeson, 2019). Bununla birlikte, açık cerrahi yöntemler ağız açmada kısıtlılık, ankiloz ve fasiyal sinir yaralanması gibi potansiyel komplikasyonlar taşıdığından, araştırmacılar ve klinisyenler daha güvenli ve minimal invaziv konservatif tedavi yaklaşımlarına yönelmiştir (Yaltırık & Palancıoğlu, 2018).

Temporomandibular Eklem Bozukluklarında Konservatif Yaklaşımlar

Farmakolojik Tedavi

TME bozukluklarının farmakolojik tedavisinde, ağrı kontrolünü sağlamak amacıyla analjezikler, antienflamatuvar ilaçlar, antidepresanlar, kas gevşeticiler, vitaminler ve gerektiğinde antibiyotikler kullanılabilir (Kavuncu V., 2002). Farmakolojik tedavi seçenekleri, genellikle kas kaynaklı TME bozukluklarının yönetiminde tercih edilmekte ve diğer konservatif yöntemlerin etkinliğini artırıcı destekleyici bir rol üstlenmektedir.(Simons et al., 1999)

Psikiyatrik tedavi destekleri

TME bozukluklarının ortaya çıkmasında duygusal etkenlerin de önemli rol oynadığı bilinmektedir. Bu nedenle, hastalarda emosyonel faktörlerin ele alınması ve yönetilmesi büyük önem taşır.

Endişe, stres ve depresyon gibi psikiyatrik durumlar çiğneme kaslarının aktivitesini artırarak TME bozukluklarının gelişimine katkıda bulunabilir. Hastalar, durumları hakkında bilgilendirilmeli ve stres düzeylerini azaltmaları için rehberlik sağlanmalıdır (Yaltrık & Palancıoğlu, 2018).

Fizik Tedavi

Fizik tedavi, kas-iskelet kaynaklı ağrıların azaltılmasında, normal fonksiyonların yeniden kazanılmasında ve dokuların rejenerasyonu ile onarım süreçlerinin desteklenmesinde etkili bir tedavi yaklaşımı olarak kabul edilmektedir(McNeill, 1997).

Fizik tedavi yöntemleri arasında en sık kullanılan uygulamalar; TENS, yüzeysel ve derin ısı uygulamaları, soğuk terapisi, masaj, biofeedback, iyontoforez, fonoforez, tetik nokta enjeksiyonları, akupunktur, terapötik egzersizler, postür eğitimi ve eklem mobilizasyonu şeklinde sıralanabilir(Karan & Aksoy, 2004; McNeill, 1997).

Oklüzal Splint Uygulamaları

Oklüzal splint tedavisi, diş hekimliğinde birden fazla hedef doğrultusunda uygulanmaktadır. Öncelikli amacı, diş sıkma veya gıcırdatma gibi oral parafonksiyon gösteren hastalarda ağız içi dokuları korumaktır. Splint, dişler üzerinde aşırı aşınmayı önleyen koruyucu bir bariyer işlevi görür. İkinci olarak, oklüzal splintler düzensiz oklüzyonları stabilize ederek uyumlu ve dengeli bir kapanışı sağlamada kullanılır. Stres kaynaklı ağrı semptomları yaşayan hastalarda örneğin gerilim tipi baş ağrısı veya boyun kas ağrısı durumlarında, splint çene kaslarının rahatlamasına yardımcı olur. (Yadav, S., & Karani, J. T. 2011)

Oklüzal Splintler

Oklüzal tedaviler, TME'nin stabilizasyonunu sağlamak, çiğneme fonksiyonunu optimize etmek, anormal kas aktivitelerini azaltmak, dişleri oklüzal travmalardan korumak ve genel mandibular fonksiyonu artırmak amacıyla uygulanır (J. Okeson, 2019; Yaltrık & Palancıoğlu, 2018). Oklüzal splintlerin kullanım endikasyonları arasında, TME bozukluklarına bağlı ağrı, eklemde klik veya krepitasyon sesi, disk deplasmanı veya dislokasyonu, retrodiskit osteoartriti, miyofasyal ağrı ve disfonksiyon sendromları, bruksizm, parafonksiyonel alışkanlıklar, yüz kaslarında hipertonisite, yutma ve konuşma güçlüğü, tekrarlayan kronik sinüzit ve postoperatif bakım yer almaktadır. (J. Okeson, 2019; Tekel N. & Kahraman S., 2006) Her ne kadar oklüzal splintlerin birçok endikasyonu bulunsa da, bazı kontrendikasyonlar da göz önünde bulundurulmalıdır. Özellikle ciddi iskeletsel uyumsuzluklar veya belirgin vertikal uyumsuzluk gösteren hastalarda, alternatif tedavi yaklaşımları gerekebileceği için splint kullanımı önerilmez. (Alqutaibi & Aboalrejal, 2015)

Oklüzal Splintlerin Çalışma Mekanizması

Oklüzal Ayırma Teorisi: İdeal oklüzyonun sağlanmasıyla kas hiperaktivitesine yol açan uyaranlar ortadan kaldırılır ve mandibula hareketleri ile eklem fonksiyonu desteklenir (Aksüzek et al., 2009; Kaplan & Assael, 1991).

Maksillomandibular Yeniden Düzenleme Teorisi: Kas aktivitesinin ideal oklüzyon aracılığıyla azaltılmasıyla nöromüsküler denge sağlanabileceği öne sürülür (Aksüzek et al., 2009; Kaplan & Assael, 1991).

Dikey Boyut Teorisi: Kaybolan dikey boyutun restore edilmesi, kasların doğal fonksiyonunu destekler; bununla ilgili başlıca yaklaşımlar sentrik ilişki, oral ortopedik teori ve miyosentrik pozisyonudur (Aksüzek et al., 2009; Kaplan & Assael, 1991).

TME'nin Yeniden Konumlanması Teorisi: Mandibular kondillerin glenoid fossadaki pozisyonunun değiştirilmesi, eklem fonksiyonunu artırarak semptomları azaltır (Aksüzek et al., 2009; Kaplan & Assael, 1991).

Zihinsel Farkındalık Teorisi: Splintin ağızda sürekli uyaran sağlaması, hastanın zararlı kas alışkanlıklarını değiştirmesine katkıda bulunur (Aksüzek et al., 2009; Kaplan & Assael, 1991).

Plasebo Etkisi: Hastanın plasebo splint kullandığını bilmesi veya bilmemesi, iyileşme oranlarını etkiler; plasebo bilinmediğinde iyileşme oranı artar ve bu durum "Hawthorne etkisi" olarak adlandırılır (Aksüzek et al., 2009).

Oklüzal Splintlerin Sınıflandırılması

Stabilizasyon Splinti

Stabilizasyon splintleri, Michigan splinti veya kas yenileme splinti olarak da adlandırılır ve çiğneme kaslarında yeniden denge oluşturarak kas aktivitesini düzenler. Kullanıldığı durumlarda hastanın bireysel sorumluluğunu artırmaya yardımcı olur ve eklem stabilitesini sağlamak için kuvvetleri eşit olarak dağıtır. Bu sayede diş aşınmaları, gıcırdatma sesleri ve ağrı gibi semptomların azaltılması hedeflenir. Splint, çiğneme sisteminde travma değerlendirmesi, tedavi planlaması ve ideal oklüzyon ayarlaması öncesinde mandibular kondillerin ideal pozisyonlarına yönlendirilmesinde de kullanılır (Alqutaibi & Aboalrejal, 2015; RAMFJORD & ASH, 1994).

Oklüzal splintler arasında en yaygın ve etkili tedavi yöntemlerinden biri olup, oklüzyonun tamamını kapsamaması, lateral hareketlerde kanin rehberliği sağlaması, ark boyunca oklüzal temaslarda denge oluşturması ve pürüzsüz oklüzal yüzeye sahip olması gibi özellikleriyle öne çıkar (Amorim et al., 2010; Beddis et al., 2018).

Splintin doğru biçimde yapılandırılması, üst çene dış kavsinde çalışıldığında daha kolay olduğundan, genellikle bu bölgeye uygulanması tercih edilmektedir. Stabilizasyon splintinin kullanım protokolleri, problemin kas kaynaklı mı yoksa eklem kaynaklı mı olduğuna bağlı olarak farklılık gösterir (J. Okeson, 2019). Buna göre, diş sıkma ve kas ağrısı vakalarında splint yalnızca gece boyunca kullanılırken, eklem içi bozukluklarda sürekli kullanım önerilmektedir.

Anterior Repozisyon Splinti

Anterior repozisyon splinti, uygulandığı çene arkındaki tüm diş yüzeylerini kapsayan ve mandibulayı interküspal pozisyonunda daha önde ve hafif aşağıda konumlandıran interoklüzal bir apanedir. Bu pozisyon sayesinde hasta ağzını açıp kapattığında klik sesi duyulmaz ve geçici olarak terapötik bir mandibular pozisyon sağlanır. Splint, retrodiskal dokulara binen yükü azaltarak adaptasyon veya iyileşme süreçlerine olanak verir (Kaya , 2022). Anterior repozisyon splinti, mandibulanın kranium ile olan pozisyonunu değiştirerek çalıştığından, aynı zamanda ortopedik repozisyon apaneyi olarak da adlandırılmaktadır.(Ozan O. et al., 2011)

Splint endikasyonunu belirlerken öncelikle tanısal bir test uygulanır: Mandibula protrüze konumdayken hastadan ağzını açıp kapatması istenir; klik sesi duyulmuyorsa anterior repozisyon splinti endikedir (Profozić, 2017). Bu apaney, brüksizmle birlikte veya bağımsız olarak oluşan redüksiyonlu disk deplasmanlarının tedavisinde, TME'deki ağrı, klik sesi ve ikincil kas ağrılarını azaltmak amacıyla kullanılır (Kaya N, 2022). Tedavinin amacı, mandibular pozisyonu geçici olarak değiştirerek retrodiskal dokuların adaptasyonunu artırmak ve ideal doku adaptasyonu sağlandıktan sonra kondilin uygun muskuloskeletal pozisyonunda işlev görmesini sağlamaktır (Farrar, 1972; Lundh et al., 1985).

Splintin kullanım süresi ve zamanlaması konusunda farklı görüşler mevcuttur: Bazı araştırmacılar splintin tüm gün ve yaklaşık 6–12 hafta boyunca kullanılmasını önerirken, bazıları yalnızca gece yatarken ve 3–6 ay boyunca kullanılmasını önermektedir (J. P. Okeson, 1988; Zamburlini & Austin, 1991). Hastaya ayrıca eklem yükünü azaltmak amacıyla sert gıdaları tüketmekten kaçınması ve bunun yerine yumuşak gıdalar tüketmesi önerilmeli, splint kullanımının sona erdirilmesi ise kontrollü ve kademeli bir şekilde gerçekteştirilmelidir.

Anterior ısıрма plağı

Anterior ısıрма plağı, üst çeneye uygulanan ve alt kesici dişlerin temasta olduğu sert akrilik reçineden hazırlanan bir apareydir. Temel amacı, posterior disklüzyon sağlayarak çiğneme sistemine binen fonksiyonel yükü azaltmaktır. Bu apareylerin ağız içinde daha az yer kaplaması, hastalar tarafından daha kolay tolere edilmelerini sağlamaktadır (Al Quran & Kamal, 2006). Kesici dişler hariç tüm dişlerde teması engellemesi, çiğneme kaslarındaki sıkma kuvvetini, parafonksiyonel aktiviteleri ve TME üzerine binen gerilimi azaltır (Alqutaibi & Aboalrejal, 2015; Kui et al., 2020). Posterior dişlerin fonksiyonel veya parafonksiyonel aktivitelerde yer almasını engelleyerek diş sıkmayı azaltır. Sadece anterior dişleri kapsayan bu tür splintlerin uzun süreli kullanımı, posterior dişlerde aşırı sürmeye yol açabilir ve bu durum anterior açık kapanış gelişimine neden olabilir. Bu nedenle, anterior ısıрма plağı ile uygulanan tedavi yakından izlenmeli ve kullanım süresi sınırlı tutulmalıdır (Wasinwasukul et al., 2022).

Posterior ısıрма plağı

Posterior bite veya ısıрма plağı, mandibular posterior dişlerin oklüzal yüzeylerini sert splint malzemesi ile kaplayarak üretilen ve sıklıkla alt çeneye uygulanan bir apareydir. Bu splintler, vertikal boyut ve mandibular pozisyonda önemli değişiklikler oluşturmayı

hedefler ve özellikle ciddi vertikal boyut kaybı ile diske bağılı bozuklukların tedavisinde endikedir (Alqutaibi & Aboalrejal, 2015; Zhang et al., 2021). Tasarım gereği anterior dişlerde disoklüzyon sağlanırken, posterior dişlerde teması dengeler ve mandibulayı yatay bir maksillomandibular ilişkide konumlandırır.

Bu apareylerin kullanımı sırasında temel risk, dental arkın yalnızca bir bölümünü kapsaması nedeniyle temas etmeyen dişlerde aşırı sürme ve oklüzyon içindeki dişlerde intrüzyon gelişebilme ihtimalidir. Bu nedenle, posterior splintlerin sürekli ve uzun süreli kullanımından kaçınılması ve tedavi sürecinin yakından izlenmesi önerilmektedir (SANCAKTAR & YANIKOĞLU, 2021; Wasinwasukul et al., 2022)

Pivot Apareyi

Pivot apareyi, mandibular posterior dişler üzerine yerleştirilen ve kondilleri fossa içinde aşağı yönde yönlendirerek eklem içi basıncı ve yükü azaltmayı hedefleyen bir apareydir. Bu splintler, özellikle TME'de basınç artışı, disk yer değişimi, kondil dejenerasyonu veya inflamatuvar süreçlerin varlığında endikedir ve ağrılı eklem semptomlarının kontrolü ile kas hiperaktivitesinin yönetiminde destekleyici olarak kullanılabilir (Albagieh et al., 2023; Alqutaibi & Aboalrejal, 2015; Greenberg et al., 1981).

Posterior dişlerde sınırlı temas noktaları aracılığıyla kondilin eklem fossasındaki konumunu düzenler ve anterior dişlerde disoklüzyon sağlar. Kullanım sırasında hastanın mandibulası pivot noktası etrafında yönlendirilir ve intra-artiküler basınç ile eklem yüzeylerine binen yük hafifletilir. Splint, küçük hacmi ve hasta konforu sayesinde genellikle kısa süreli uygulanır; uzun süreli kullanımda okluzal değişiklikler ve intrüzyon riski oluşabileceği için tedavi süresi dikkatle izlenmelidir (Albagieh et al., 2023; Alqutaibi & Aboalrejal, 2015; Greenberg et al., 1981).

Tablo 1. TME Bozukluklarında Splint Türlerinin Uygulama Alanları

Splint Türü	Endikasyonlar	Açıklama
Stabilizasyon Splinti	-Myofasial ağrı sendromu -Bruksizm - TME anatomik yapılarının korunması	Maksimum intercuspal pozisyonundan bağımsız, tüm dişlerle temasta olan düz splinttir.
Anterior Pozisyonlandırıcı Splint	-Disk dislokasyonu - Anterior disk yer değişikliği	Mandibulayı daha anterior konuma ilerleterek diskin redükte olmasını sağlar.
Anterior Isırma Plağı	-Kassal TME hastalıkları -Bruksizm - Geçici okluzal değişikliklerde	Anterior dişlerin maksimum teması sağlanır, posterior dişlerin birbirine değmesini engelleyerek kas aktivitesi azaltılır.
Posterior Isırma Plağı	-Derin kapanış - Posterior bölgede dikey rehberlik ihtiyacı	Posterior dişlerin maksimum teması sağlanır, anterior dişlerin birbirine değmesi engellenir. Böylece arka bölgeye yük dağılımı sağlanır.
Pivot Apareyi	- Eklem diskinde yer değişikliği -Kondilin konumunun değişikliği	Tek bir arka bölgede temas sağlayarak kondili yeniden konumlandırma amacı taşır.

Kaynak: (Kaygusuz et al., 2025)

Oklüzal Splint Üretim Yöntemleri

Geleneksel Üretim Yöntemleri

1.Muflalama Tekniği: Splint, önce alçı model üzerinde mum maket olarak şekillendirilir ve ardından seçilen splint malzemesi kullanılarak muflalama yöntemi ile üretilir (ISISAG et al., 2023). Bu yöntemde hem kimyasal hem de ısı ile polimerize edilen akrilikler kullanılabilir. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik basınç altında polimerize edilir, ısı ile polimerize olanlar ise firma önerilerine göre kaynatma kazanında uygulanır (Van Noort R. & Barbour M., 2013).

2.Toz-Likit Eklemeli Teknik: Polimetil metakrilat (PMMA) toz ve likit bileşenleri kullanılarak yapılan bu yöntemde, alçı model izole edildikten sonra toz ile kaplanır ve üzerine likit damlatılarak istenilen kalınlık elde edilene kadar işlem tekrarlanır. (Nassif et al., 2023b)

3.İsı-Vakum ile Şekillendirilen Plak Üzerine Otopolimerizan Akrilik Uygulama: Termoplastik plaklar ısı ve vakum altında hastanın diş kavsi üzerine yerleştirilir ve eşit kalınlıkta

şekillendirilir. Daha sonra plak yüzeyine otopolimerizan akrilik uygulanarak ideal oklüzal ilişkiler oluşturulur. Anterior jig hazırlanarak alt çene sentrik pozisyona yönlendirilir ve tüm oklüzal yüzey otopolimerize akrilik ile kaplanır.(ISISAG et al., 2023; J. Okeson, 2019)

Dijital Üretim Yöntemleri

Dijital üretim süreci, hasta kayıtlarının sanal ortama aktarılması ve splintin bilgisayar destekli tasarım ile üretimini kapsar. Öncelikle dijital sentrik ilişki kaydı alınır ve ağız içi tarayıcı ile mandibular ve maksiller kavsin ölçümleri dijital ortamda elde edilir. Bu veriler, hastanın kapanış ilişkilerini sanal model üzerinde birleştirmek için kullanılır. STL formatındaki modeller CAD yazılımına aktarılır ve sanal artikülatörde Bennet açısı, kesici yolu eğimi ile tüberkül açıları hastanın anatomisine göre ayarlanır. Splint, bu aşamadan sonra CAD programında tasarlanır ve üretim sürecine geçilir.

İki farklı dijital üretim yöntemi vardır:

Eksiltmeli Üretim (Freze Yöntemi)

Eksiltmeli üretim, tasarımı tamamlanmış restorasyonun çok eksenli freze makineleri aracılığıyla uygun frezeler kullanılarak işlenmesi esasına dayanır(Beuer et al., 2008). Bu yöntemde cihaz, blok veya disk şeklindeki malzemeyi bilgisayarda oluşturulan tasarıma uygun şekilde şekillendirir. İşlem sırasında istenmeyen materyal çıkarılır ve farklı boyutlardaki frezeler kullanılarak restorasyonun nihai geometrik formu elde edilir (Abduo et al., 2014).

Eksiltmeli yöntemde, önceden polimerize edilmiş bloklar frezelenerek ürünler elde edilir; bu, malzemenin homojenliğini artırır ve mekanik dayanımı yükseltir. Ayrıca, üretim sırasında deformasyon veya büzülme riski azalır, restorasyonun uyumu

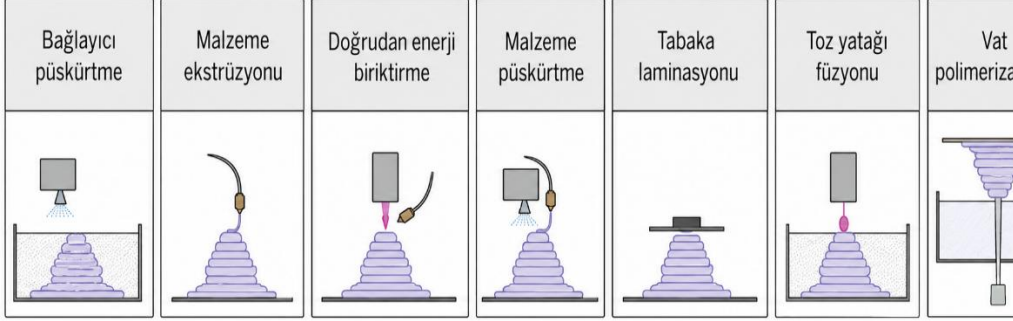
iyileştirilir (Perea-Lowery et al., 2021). Endüstriyel üretimde kullanılan bloklar yüksek basınç ve kontrollü koşullar altında üretilir; bu, kırılma direnci ve uzun ömür açısından avantaj sağlar (Barbur et al., 2023). Artan biyoyoum, residual monomer seviyesinin düşük olmasından kaynaklanır ve oral dokularda olumsuz reaksiyon riskini azaltır (GUIMARAES et al., 2023). CAD/CAM ile üretilen restorasyonlar pürüzsüz yüzey sunar, plak birikimini azaltır ve oral hijyeni destekler (Salmi et al., 2013). Ayrıca, hızlı üretim süresi ve klinik kullanım kolaylığı tedavi süresini kısaltır ve hasta memnuniyetini artırır (van Lingen & Tribst, 2025).

Buna karşın bazı dezavantajları vardır. Eksiltmeli yöntemde malzeme israfı yüksektir, çünkü blokların büyük bir kısmı frezeleme sırasında atılır. Karmaşık geometrilere frezelerin erişim sınırlılığı detayların yeterince üretilmesini engelleyebilir. Frezelerin zamanla aşınması yüzey kalitesini düşürebilir ve üretim süresini uzatabilir. Ayrıca, CAD/CAM sistemlerinin başlangıç yatırımı ve işletme maliyetleri yüksektir; etkili kullanım için kullanıcı eğitimi ve yazılım yeterliliği gereklidir.(Abduo et al., 2014)

Eklemeli Üretim (3B Baskı Yöntemi)

Katmanlı imalat, hızlı prototipleme veya katı-serbest form teknolojisi olarak da adlandırılır. Eklemeli üretim, sanal ortamda tasarlanan bir nesnenin katı formda üretilmesi sürecini ifade eder. Bu işlemi gerçekleştiren cihazlar 3B yazıcılar olarak bilinir. Üç boyutlu baskı, teknik olarak eklemeli üretim teknolojisi kapsamında değerlendirilir ve parçalar genellikle katman katman birleştirilerek oluşturulur. Eklemeli üretim, düşük ve orta maliyetli süreçlerde ekonomik avantaj sunmaktadır. Bu durum, malzeme israfının azaltılması ve işçilik giderlerinin minimuma indirilmesi ile açıklanabilir (Dawood et al., 2015; Kessler et al., 2020).

Şekil 1. 3 Boyutlu yazıcıların üretim teknolojilerine göre sınıflandırılması



Kaynak:(Strub et al., 2006)

Geleneksel ve Dijital Splint Üretim Yöntemlerinin Karşılaştırması

Model Oluşturma: Geleneksel yöntemde ölçü alımı klinik ortamda yapılır ve alçı model hazırlanır. Dijital yöntemde ağız içi tarayıcı ile doğrudan dijital model elde edilir.

İşlem Süresi: Geleneksel yöntem zaman alıcıdır ve manuel düzenlemeler gerektirir. Dijital üretim daha hızlıdır ve üretim sürecini kısaltır.

Uyum ve Hassasiyet: Geleneksel yöntemde uyum, uygulayıcının tecrübesine bağlı olarak değişir. Dijital yöntemde mikron düzeyinde hassasiyet sağlanır ve deneyimden bağımsızdır.

Malzeme Seçimi: Geleneksel üretimde termoplastik veya akrilik malzemeler manuel olarak şekillendirilir. Dijital üretimde CAD-CAM uyumlu bloklar frezeleme ile işlenir veya 3D yazıcı ile katmanlı üretim yapılır.

Değişiklik Yapma ve Kaydetme: Geleneksel yöntemde ekleme veya çıkarma yapmak zordur ve alçı modellerin saklanması

için ek alan gerekir. Dijital veriler kolayca arşivlenir ve tekrar üretim yapılabilir.

Ekonomik Maliyet: Geleneksel yöntem işçilik ve zaman gerektirdiği için maliyeti daha yüksektir. Dijital üretimde başlangıç yatırımı yüksek olsa da uzun vadede maliyet avantajı sağlar.

Klinik değerlendirmelerde, dijital ve konvansiyonel splintler TME kaynaklı ağrıyı azaltma ve çene fonksiyonunu iyileştirme açısından benzer etkilere sahiptir ve hastalar her iki yöntemde de yüksek memnuniyet göstermektedir (Piskin et al., 2024; Rabel et al., 2024). Freze yöntemi ile üretilen splintler genellikle daha yüksek doğruluk sağlarken, 3B baskı ile üretilenler dikey pozisyonda daha yüksek tekrarlanabilirlik sunar (Cameron et al., 2023; Marcel et al., 2020). Malzeme seçimi ve baskı açısı, özellikle 3B baskı splintlerin mekanik dayanımı ve uzun ömürlülüğü üzerinde belirleyici rol oynar (Maleki et al., 2024). Her iki yöntemle üretilen splintler klinik olarak kabul edilebilir uyum sağlasa da, freze splintler başlangıçta daha fazla ayar gerektirebilir. 3B baskı splintler aşınma direnci açısından freze splintlere benzer performans gösterir; ancak yüksek oklüzal yük altında kırılma riski bir miktar daha yüksektir (Schmeiser et al., 2022). Genel olarak, her iki üretim yöntemi de kullanıcılar tarafından memnuniyetle karşılanmaktadır (Rabel et al., 2024).

Oklüzal Splint Üretiminde Kullanılan Materyaller

TME bozukluklarının tedavisinde sert veya yumuşak splintler, yalnızca hastaların dişlerini değil, aynı zamanda mevcut restorasyonları da aşınma ve kırılmaya karşı korumak amacıyla kullanılır. Splintin tasarımı ve üretimi sırasında klinisyenin bilgi ve deneyimi önemli olmakla birlikte, uzun süreli tedavilerde malzeme seçimi kritik bir rol oynar (Steele et al., 1992).

Polimetil metakrilat (PMMA): Polimetil metakrilat (PMMA), diş hekimliğinde çeşitli protezlerin üretiminde yaygın olarak kullanılan biyomedikal bir malzemedir (Dorozhkin, 2011).

Cam ve polistiren ile kıyaslandığında darbe dayanımı yüksek, güçlü, tok ve hafif bir materyal olarak öne çıkar (Thompson, 2000). Ancak ester grupları nedeniyle bazı organik çözücülerde ve kimyasallarda şişme ve çözünme gibi sınırlamaları bulunmaktadır (Frazer et al., 2005). PMMA'nın polimerizasyonu, kimyasal, ışık, mikrodalga veya ısı ile serbest radikallerin oluşmasıyla başlar. Monomerin uygun oranda karıştırılması ve başlatıcıların etkinleşmesi için ısı enerjisi gereklidir (Alla et al., 2015). Polimerizasyon süreci aşamalar halinde ilerler: önce monomer malzemenin absorpsiyonu (ıslak kum fazı), ardından homojenleşme (akışkan faz) gerçekleşir ve yaklaşık 2–15 dakika içinde materyal polimer özelliğine göre şekil almaya başlar. Son aşamada monomer tamamen polimer tarafından tutulur ve hamur kıvamına ulaşır; ardından mufla içinde basınç ve sıcak su altında polimerizasyon tamamlanır. Bu işlem gerçekleştirilmezse, 40–50 dakika içinde sertleşme başlar ve materyal şekillendirmeye uygun olmaktan çıkar (Raszewski et al., 2021). PMMA, toz ve sıvı formda bulunur ve protez kaideleri ile oklüzal splintlerin üretiminde sıkça tercih edilir (Anusavice et al., 2012). Polimerizasyonun doğru yönetilmesi, materyalin mekanik özellikleri ve kullanım ömrü açısından kritik öneme sahiptir.

Polietereterketon (PEEK): PEEK, yüksek sıcaklık dayanımı ve mekanik ile kimyasal direnci ile öne çıkan yarı kristalin bir termoplastik polimerdir. Biyouyumluluk ve insan kemiğine yakın elastik modülü sayesinde diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılır. Sabit ve hareketli protezler, dental implantlar, iyileşme başlıkları ve oklüzal splintlerin üretiminde tercih edilmektedir. Doldurucusuz PEEK yaklaşık 4 GPa elastik modül ve 100 MPa gerilme dayanımı sunar; katkı maddeleri ile mekanik özellikler ayarlanabilir. İn vitro çalışmalar, PEEK'in 1200 N'dan yüksek kırılma dayanımı sağladığını göstermiştir (SEFERLİ & SARIDAĞ, 2020). Düşük bakteri yapışması ve hipoalerjenik yapısı, aşırı duyarlılık riskini

azaltır ve doğal hâliyle kortikal kemik ve dentine yakın mekanik davranış sergiler (Delrieu et al., 2022).

Polietilen tereftalat glikol (PET-G): Oklüzal apareyler ve ortodontik tutucularda kullanılan termoplastik polimerler genellikle şeffaf renktedir. Üretimi için vakum cihazı ve kızılötesi ısı kaynağı içeren bir termoform ünitesi gereklidir. Bu malzeme, oklüzal splintlerde de kullanılabilse de, daha çok ortodontik amaçlarla tercih edilmektedir. Malzemenin kalın kullanımı, dayanıklılığı artırır ve stresin daha iyi dağılımını sağlar (Cianci et al., 2020).

Polikarbonat (PC): Diş rengine üretilen bu polimer, hem frezeleme hem de 3B baskı ile hazırlanabilir. Geleneksel PMMA'ya kıyasla daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterir ve bu sayede daha iyi uyum sağlar. Yüksek esnekliği, malzemenin daha ince kullanılmasına izin verirken, dayanıklılığını korumasını sağlar (Edelhoff et al., 2017).

KAYNAKLAR

Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. *International Journal of Dentistry*, 2014, 1–15. <https://doi.org/10.1155/2014/783948>

Akhter, R. (2019). Epidemiology of Temporomandibular Disorder in the General Population: a Systematic Review. *Advances in Dentistry & Oral Health*, 10(3). <https://doi.org/10.19080/ADOH.2019.10.555787>

Aksüzek, Ö., Mumcu, E., Ceylan, G., Aktaş, B., Ünalın, F., Öğr, D., Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Total-Parsiyel Bilim Dalı, İ., & Gör, A. (2009). *TEMPOROMANDİBULAR RAHATSIZLIKLARIN TEDAVİSİNDE KULLANILAN OKLÜZAL SPLİNTLER OCCLUSAL APPLIANCE THERAPY IN TEMPOROMANDIBULAR DISORDERS.*

Al Quran, F. A. M., & Kamal, M. S. (2006). Anterior midline point stop device (AMPS) in the treatment of myogenous TMDs: Comparison with the stabilization splint and control group. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 101(6), 741–747. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.04.021>

Albagieh, H., Alomran, I., Binakresh, A., Alhatarisha, N., Almeteb, M., Khalaf, Y., Alqublan, A., & Alqahatany, M. (2023). Occlusal splints-types and effectiveness in temporomandibular disorder management. *The Saudi Dental Journal*, 35(1), 70–79. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2022.12.013>

Alla, R. K., Kn, R., Vyas, R., & Konakanchi, A. (2015). Conventional and Contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I - Overview, composition and properties. *International Journal of Applied Dental Sciences*, 1, 82–89.

Alpaslan, G. H., & Alpaslan, C. (2001). Efficacy of temporomandibular joint arthrocentesis with and without injection of sodium hyaluronate in treatment of internal derangements. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 59(6), 613–618. <https://doi.org/10.1053/joms.2001.23368>

Alqutaibi, A. Y., & Aboalrejal, A. N. (2015). Types of Occlusal Splint in Management of Temporomandibular Disorders (TMD). *Journal of Arthritis*, 04(04). <https://doi.org/10.4172/2167-7921.1000176>

Amorim, C. F., Giannasi, L. C., Ferreira, L. M. A., Magini, M., Oliveira, C. S., de Oliveira, L. V. F., Hirata, T., & Politti, F. (2010). Behavior analysis of electromyographic activity of the masseter muscle in sleep bruxers. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(3), 234–238. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.12.002>

Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.

Barbur, I., Opris, H., Colosi, H. A., Baciut, M., Opris, D., Cuc, S., Petean, I., Moldovan, M., Dinu, C. M., & Baciut, G. (2023). Improving the Mechanical Properties of Orthodontic Occlusal Splints Using Nanoparticles: Silver and Zinc Oxide. *Biomedicines*, 11(7). <https://doi.org/10.3390/biomedicines11071965>

Beddis, H., Pemberton, M., & Davies, S. (2018). Sleep bruxism: an overview for clinicians. *British Dental Journal*, 225(6), 497–501. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2018.757>

Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>

Cameron, A. B., Tong, K., Tadakamadla, S., Evans, J. L., & Abuzar, M. (2023). Effect of build orientation on the trueness of occlusal splints fabricated by three-dimensional printing. *Journal of Oral Science*, 65(4), 23–0115. <https://doi.org/10.2334/josnusd.23-0115>

Chahrour, M., & Reda, B. (2025). Assessment of Using Occlusal Splints Without Other Adjunctive Treatment Modules in the Management of Temporomandibular Disorders: A Systematic Review of Literature. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.89955>

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. *Clujul Medical (1957)*, 88(4), 473–478. <https://doi.org/10.15386/cjmed-485>

Cianci, C., Pappalettera, G., Renna, G., Casavola, C., Laurenziello, M., Battista, G., Pappalettere, C., & Ciavarella, D. (2020). Mechanical Behavior of PET-G Tooth Aligners Under Cyclic Loading. *Frontiers in Materials*, 7. <https://doi.org/10.3389/fmats.2020.00104>

Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521–529. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>

Dawson, P. E. (2007). *Functional occlusion : from TMJ to smile design*. St. Louis: Mosby Elsevier.

Delrieu, J., Joniot, S., Vergé, T., Destruhaut, F., Nasr, K., & Canceill, T. (2022). The use of PEEK as an occlusal splint in a patient with histaminosis: A case report. *Special Care in Dentistry*, 42(6), 646–650. <https://doi.org/10.1111/scd.12725>

Dorozhkin, S. V. (2011). Biocomposites and hybrid biomaterials based on calcium orthophosphates. *Biomatter*, 1(1), 3–56. <https://doi.org/10.4161/biom.1.1.16782>

Dym, H., & Israel, H. (2012). Diagnosis and Treatment of Temporomandibular Disorders. *Dental Clinics of North America*, 56(1), 149–161. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.08.002>

Edelhoff, D., Schweiger, J., Prandtner, O., Trimpl, J., Stimmelmayer, M., & Güth, J.-F. (2017). CAD/CAM splints for the functional and esthetic evaluation of newly defined occlusal dimensions. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 48(3), 181–191. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a37641>

Farrar, W. B. (1972). Differentiation of temporomandibular joint dysfunction to simplify treatment. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 28(6), 629–636. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(72\)90113-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(72)90113-8)

Frazer, R. Q., Byron, R. T., Osborne, P. B., & West, K. P. (2005). PMMA: An Essential Material in Medicine and Dentistry. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 15(6), 629–639. <https://doi.org/10.1615/JLongTermEffMedImplants.v15.i6.60>

Gage, J. P. (1985). Collagen biosynthesis related to temporomandibular joint clicking in childhood. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 53(5), 714–717. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(85\)90030-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(85)90030-7)

Greenberg, M. S., Cohen, S. G., Springer, P., Kotwick, J. E., & Vegso, J. J. (1981). Mandibular Position and Upper Body Strength: A Controlled Clinical Trial. *The Journal of the American Dental Association*, 103(4), 576–579. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1981.0306>

GUIMARAES, D. M., CAMPANER, M., SANTOS, R. W. dos, PESQUEIRA, A. A., & MEDEIROS, R. A. de. (2023).

Evaluation of the mechanical properties of different materials for manufacturing occlusal splints. *Brazilian Oral Research*, 37. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2023.vol37.0034>

ISISAG, O., KARAKAYA, K., GOKCIMEN, G., & KARAKUS, E. (2023). Evaluation of the effect of the strength of bonding of different cleaner solutions and sandblasting on between acrylic and copolyester plate. *Current Research in Dental Sciences*, 33(1), 3–8. <https://doi.org/10.5152/CRDS.2022.6264>

István Somoskövi, Márta Radnai, Richard Ohrbach, Tímea Dergez, & István Tiringér. (2023). Associations Between Temporomandibular Pain and Biobehavioral Variables in Dental Students in Response to an External Stressor. *Journal of Oral & Facial Pain and Headache*. <https://doi.org/10.11607/ofph.3239>

Kaplan, A. S. ., & Assael, L. A. . (1991). *Temporomandibular disorders : diagnosis and treatment*. W.B. Saunders.

Kapos, F. P., Exposto, F. G., Oyarzo, J. F., & Durham, J. (2020). Temporomandibular disorders: a review of current concepts in aetiology, diagnosis and management. *Oral Surgery*, 13(4), 321–334. <https://doi.org/10.1111/ors.12473>

Karan, A., & Aksoy, C. (2004). Temporomandibular eklem rehabilitasyonu. In *Tıbbi Rehabilitasyon* (pp. 1061–1079). Nobel Kitabevi.

Kavuncu V. (2002). *Romatizmal Hastalıkların Tanı ve Tedavisi. Temporomandibular Eklem Disfonksiyon Sendromu* (Göksoy T., Ed.).

Kaya, N. (n.d.). *Redüksiyonlu Disk Dislokasyonunda Anterior Repozisyone Splint Tedavisi*. <https://doi.org/10.15311/selcukdentj>

Kaygusuz, N. A., Mazlouminia, E., & Dumanli Gök, G. (2025). Okluzal Splintler ve Gelenekselden Dijitale Üretim

Teknikleri. *Biruni Health and Education Sciences Journal (BHESJ)*, 8(1), 13–33.

Kessler, A., Hickel, R., & Reymus, M. (2020). 3D Printing in Dentistry—State of the Art. *Operative Dentistry*, 45(1), 30–40. <https://doi.org/10.2341/18-229-L>

Kui, A., Pop, S., Buduru, S., & Negucioiu, M. (2020). The use of occlusal splints in temporomandibular disorders - an overview. *Acta Stomatologica Marisiensis Journal*, 3(2), 3–8. <https://doi.org/10.2478/asmj-2020-0008>

Lundh, H., Westesson, P.-L., Kopp, S., & Tillström, B. (1985). Anterior repositioning splint in the treatment of temporomandibular joints with reciprocal clicking: Comparison with a flat occlusal splint and an untreated control group. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 60(2), 131–136. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(85\)90280-4](https://doi.org/10.1016/0030-4220(85)90280-4)

Maleki, T., Meinen, J., Coldea, A., Reymus, M., Edelhoff, D., & Stawarczyk, B. (2024). Mechanical and physical properties of splint materials for oral appliances produced by additive, subtractive and conventional manufacturing. *Dental Materials*, 40(8), 1171–1183. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2024.05.030>

Marcel, R., Reinhard, H., & Andreas, K. (2020). Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: milling vs 3D printing. *Clinical Oral Investigations*, 24(12), 4607–4615. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03329-x>

Matheson, E. M., Fermo, J. D., & Blackwelder, R. S. (2023). Temporomandibular Disorders: Rapid Evidence Review. *American Family Physician*, 107(1), 52–58.

McNeill, C. (1997). Management of temporomandibular disorders: Concepts and controversies. *The Journal of Prosthetic*

Dentistry, 77(5), 510–522. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(97\)70145-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(97)70145-8)

Nassif, M., Haddad, C., Habli, L., & Zoghby, A. (2023a). Materials and manufacturing techniques for occlusal splints: A literature review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 50(11), 1348–1354. <https://doi.org/10.1111/joor.13550>

Nassif, M., Haddad, C., Habli, L., & Zoghby, A. (2023b). Materials and manufacturing techniques for occlusal splints: A literature review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 50(11), 1348–1354. <https://doi.org/10.1111/joor.13550>

Okeson, J. (2019). *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*, Missouri: Mosby.

Okeson, J. P. (1988). Long-term treatment of disk-interference disorders of the temporomandibular joint with anterior repositioning occlusal splints. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(5), 611–616. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(88\)90224-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(88)90224-7)

Ozan O., Aydın M., & Ramoğlu S. (2011). Temporomandibuler eklem bozukluklarında konservatif tedavi yaklaşımları: Okluzal splintler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 5(3), 913–923.

Perea-Lowery, L., Gibreel, M., Vallittu, P. K., & Lassila, L. (2021). Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 115, 104254. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104254>

Piskin, B., Yılmaz Savaş, T., Topal, S. C., Akbulut, K., Ezmek, B., Uyar, A., Sahin, N., & Karakoc, O. (2024). Comparison of efficacy and usability of custom mandibular advancement devices fabricated with the conventional method and digital workflow: A

pilot clinical study. *Journal of Prosthodontics*, 33(2), 123–131. <https://doi.org/10.1111/jopr.13720>

Profozić, A. (2017). Position of Mandibular Condyles during Stabilization Splint Wearing. *Acta Clinica Croatica*. <https://doi.org/10.20471/acc.2017.56.04.03>

Rabel, K., Lüchtenborg, J., Linke, M., Burkhardt, F., Roesner, A. J., Nold, J., Vach, K., Witkowski, S., Hillebrecht, A.-L., & Spies, B. C. (2024). 3D printed versus milled stabilization splints for the management of bruxism and temporomandibular disorders: study protocol for a randomized prospective single-blinded crossover trial. *Trials*, 25(1), 589. <https://doi.org/10.1186/s13063-024-08437-7>

RAMFJORD, S. P., & ASH, M. M. (1994). Reflections on the Michigan occlusal splint. *Journal of Oral Rehabilitation*, 21(5), 491–500. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1994.tb01164.x>

Raszewski, Z., Nowakowska-Toporowska, A., Nowakowska, D., & Wiğckiewicz, W. (2021). Update on Acrylic Resins Used in Dentistry. *Mini-Reviews in Medicinal Chemistry*, 21(15), 2130–2137. <https://doi.org/10.2174/1389557521666210226151214>

Salmi, M., Paloheimo, K.-S., Tuomi, J., Ingman, T., & Mäkitie, A. (2013). A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *Journal of The Royal Society Interface*, 10(84), 20130203. <https://doi.org/10.1098/rsif.2013.0203>

SANCAKTAR, Ö., & YANIKOĞLU, N. (2021). TEMPOROMANDİBULAR EKLEM HASTALIKLARINDA OKLUZAL SPLİNT ÇEŞİTLERİNİN KULLANIMI : DERLEME. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1–1. <https://doi.org/10.17567/ataunifd.743161>

Schmeiser, F., Baumert, U., & Stawarczyk, B. (2022). Two-body wear of occlusal splint materials from subtractive computer-aided manufacturing and three-dimensional printing. *Clinical Oral Investigations*, 26(9), 5857–5866. <https://doi.org/10.1007/s00784-022-04543-5>

SEFERLİ, Z., & SARIDAĞ, S. (2020). PEEK Polimerinin Dişhekimliğinde Kullanımı. *Selcuk Dental Journal*, 7(2), 354–363. <https://doi.org/10.15311/selcukdentj.476586>

Simons, D. G. ., Travell, J. G. ., & Simons, L. S. . (1999). *Travell & Simons' myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. Williams & Wilkins.

Steele, J. G., Wassell, R. W., & Walls, A. W. G. (1992). A comparative study of the fit and retention of interocclusal splints constructed from heat-cured and autopolymerized polymethylmethacrylate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(3), 328–330. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90240-B](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90240-B)

Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289–1296. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0389>

Tang, Y., Li, H., Chen, Y., Zhu, L., & Kang, H. (2018). Effect of Different Splint Thicknesses on Occlusal Function and Temporomandibular Joint Sounds: A Clinical Report. *Open Journal of Stomatology*, 08(12), 326–337. <https://doi.org/10.4236/ojst.2018.812031>

Tekel N., & Kahraman S. (2006). Temporomandibular Bozuklukların Tedavisinde Okluzal Splintlerin Kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 61–69.

Thompson, S. A. (2000). An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297–310. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2000.00339.x>

van Lingen, C., & Tribst, J. P. M. (2025). 3D-Printed Occlusal Splints: A Narrative Literature Review. *Journal of Advanced Oral Research*, 16(1), 25–33. <https://doi.org/10.1177/23202068251317825>

Van Noort R., & Barbour M. (2013). *Introduction to Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.

Wasinwasukul, P., Nalamliang, N., Pairatchawan, N., & Thongudomporn, U. (2022). Effects of anterior bite planes fabricated from acrylic resin and thermoplastic material on masticatory muscle responses and maximum bite force in children with a deep bite: A 6-month randomised controlled trial. *Journal of Oral Rehabilitation*, 49(10), 980–992. <https://doi.org/10.1111/joor.13351>

Yadav, S., & Karani, J. T. (2011). *The essentials of occlusal splint therapy*. *International Journal of Prosthetic Dentistry*, 2(1), 12+. <https://link.gale.com/apps/doc/A347293073/AONE?u=anon~1cfe5213&sid=googleScholar&xid=12720a5a>. (n.d.).

Yaltrık, M., & Palancıoğlu, A. (2018). Treatments of temporomandibular disorders. *Yeditepe Dental Journal*, 14, 71–80.

Zamburlini, I., & Austin, D. (1991). Long-Term Results of Appliance Therapies in Anterior Disk Displacement with Reduction: A Review of the Literature. *CRANIO®*, 9(4), 361–368. <https://doi.org/10.1080/08869634.1991.11678384>

Zhang, J., Yang, Y., Han, X., Lan, T., Bi, F., Qiao, X., & Guo, W. (2021). The application of a new clear removable appliance with

an occlusal splint in early anterior crossbite. *BMC Oral Health*,
21(1), 36. <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01393-7>

BÖLÜM 8

DENTAL EKLEMELİ ÜRETİMDE YENİ NESİL BİYOMALZEMELER VE BİOPRİNTİNG YAKLAŞIMLARI

EDA KURAT¹

Giriş

Son yıllarda diş hekimliği, dijital teknolojilerin hızla gelişmesiyle birlikte köklü bir dönüşüm sürecine girmiştir. Özellikle Additive Manufacturing teknolojilerinin klinik ve laboratuvar süreçlerine entegrasyonu, geleneksel üretim yöntemlerine kıyasla daha hassas, hızlı ve kişiye özgü çözümler sunulmasını mümkün kılmıştır (Ngo et al., 2018; Dawood et al., 2015). Bu dönüşüm yalnızca üretim teknikleriyle sınırlı kalmamış, aynı zamanda kullanılan materyallerin yapısı, performansı ve biyolojik etkileşimleri açısından da yeni araştırma alanlarının ortaya çıkmasına zemin hazırlamıştır (Chia & Wu, 2015; Guvendiren et al., 2016).

Dental eklemeli üretimde başlangıçta yaygın olarak kullanılan fotopolimer reçineler ve termoplastikler, temel prototipleme ve geçici restorasyonlar için yeterli performans

¹ Uzm Dt., Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid: 0009-0009-1532-4626

sunarken, günümüzde klinik beklentilerin artmasıyla birlikte daha gelişmiş biyomalzemelere olan ihtiyaç belirginleşmiştir (Javaid & Haleem, 2019). Bu bağlamda, yüksek mekanik dayanım, uzun dönem stabilite ve biyouyumluluk özellikleri geliştirilmiş seramikler, metal alaşımları ve hibrit kompozitler ön plana çıkmaktadır (Revilla-León & Özcan, 2019). Yeni nesil biyomalzemeler yalnızca fiziksel ve mekanik özellikleriyle değil, aynı zamanda hücresel düzeyde etkileşim kurabilme ve doku iyileşmesini destekleme potansiyelleriyle de dikkat çekmektedir (Guvendiren et al., 2016).

Bu gelişmelerin en ileri noktalarından biri ise Bioprinting teknolojileridir. Biyobaskı, canlı hücreler, büyüme faktörleri ve biyobozunur iskele materyallerinin kontrollü bir şekilde katmanlar halinde bir araya getirilmesini sağlayarak, fonksiyonel doku benzeri yapıların oluşturulmasını hedeflemektedir (Murphy & Atala, 2014). Diş hekimliği açısından değerlendirildiğinde, periodontal doku rejenerasyonu, kemik greftlerinin kişiye özel olarak üretilmesi ve hatta gelecekte tam diş dokularının yeniden oluşturulması gibi uygulamalar, biyobaskının potansiyel kullanım alanları arasında yer almaktadır (Huang et al., 2017).

Bununla birlikte, dental eklemeli üretimde kullanılan biyomalzemelerin klinik uygulamalara tam anlamıyla entegrasyonu hâlâ bazı zorlukları beraberinde getirmektedir. Üretim hassasiyeti, yüzey özelliklerinin kontrolü, sterilizasyon süreçleri ve uzun dönem biyolojik performans gibi faktörler, bu teknolojilerin rutin klinik kullanıma geçişinde kritik rol oynamaktadır (Alharbi et al., 2016). Ayrıca, biyobaskı uygulamalarında hücre canlılığının korunması, vaskülarizasyonun sağlanması ve fonksiyonel doku organizasyonunun sürdürülebilirliği gibi konular, multidisipliner araştırmaların odağında yer almaktadır (Murphy & Atala, 2014).

Bu bölümde, dental eklemeli üretimde kullanılan yeni nesil biyomalzemelerin türleri, özellikleri ve klinik potansiyelleri ele

alınacak; ayrıca biyobaskı teknolojilerinin temel prensipleri, güncel uygulamaları ve gelecekteki gelişim alanları kapsamlı bir şekilde değerlendirilecektir. Amaç, materyal bilimi ile klinik uygulamalar arasındaki ilişkiyi bütüncül bir bakış açısıyla ortaya koyarak, modern diş hekimliğinde eklemeli üretim teknolojilerinin sunduğu fırsatları ve karşılaşılan zorlukları tartışmaktır.

Üretim Teknolojileri

Aşındırıcı Üretim ve CAD CAM Gelişimi

Aşındırıcı üretim, istenen geometrinin elde edilmesi amacıyla torna, matkap, freze ve testere gibi kesici takımların kullanıldığı geleneksel bir imalat yöntemidir. CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) sistemleri de bu kapsamda değerlendirilen aşındırıcı üretim teknolojileri arasında yer almaktadır. Bu sistemlerde tasarım ve üretim süreçleri bilgisayar kontrolü altında yürütülmekte olup üretim genellikle bir malzeme bloğu ile başlamakta ve gerekli olmayan bölgelerin uzaklaştırılmasıyla tamamlanmaktadır.

CAD/CAM sistemleri temel olarak veri toplama, veri işleme ve imalat aşamalarından oluşmaktadır. Kapalı sistemlerde tarayıcı, yazılım ve üretim donanımı tek bir sistem içerisinde entegre şekilde bulunmakta ve kullanıcıya sınırlı seçim olanağı sunulmaktadır. Buna karşılık açık sistemlerde farklı tarayıcılar, tasarım yazılımları ve üretim merkezleri arasında seçim yapılabilmekte, böylece daha esnek bir çalışma ortamı sağlanmaktadır.

Açık sistemlere geçiş, dijital diş hekimliğinin gelişiminde önemli bir dönüm noktası olarak kabul edilmektedir. Bu sistemler sayesinde intraoral tarayıcılar, model tarayıcıları, manyetik rezonans görüntüleme (MRG), ultrasonografi (USG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi farklı veri kaynaklarından bilgi elde edilebilmekte ve veri toplama süreçlerinde önemli ölçüde esneklik sağlanabilmektedir (Van Noort, 2012).

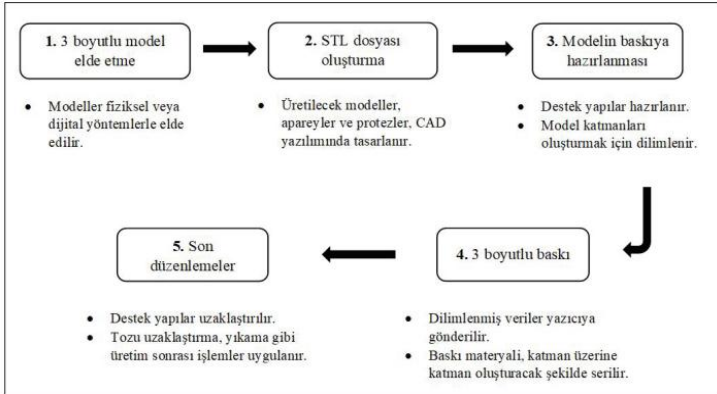
Eklmeli Üretim (3 Boyutlu Yazıcılar)

Eklmeli üretim (Additive Manufacturing), Amerikan Test ve Malzeme Kurumu (ASTM) tarafından üç boyutlu model verileri kullanılarak nesnelere katmanlar hâlinde oluşturulmasını sağlayan bir üretim yöntemi olarak tanımlanmaktadır (ASTM International, 2015). Bu yöntem, aşındırıcı üretimden farklı olarak malzemenin uzaklaştırılması yerine kontrollü biçimde katman katman eklenmesi prensibine dayanmaktadır.

Eklmeli üretim teknolojileri, karmaşık geometrilerin üretilebilmesi, malzeme kaybının azaltılması ve hasta özelinde tasarımların gerçekleştirilebilmesi gibi avantajları nedeniyle özellikle diş hekimliği alanında giderek daha fazla kullanılmaktadır. Günümüzde cerrahi rehberler, dental modeller, geçici restorasyonlar ve çeşitli protetik bileşenler bu yöntemlerle üretilebilmektedir.

Üç boyutlu yazıcı ile üretim sürecinin temel aşamaları Şekil 1'de gösterilmektedir (Dawood et al., 2015).

Şekil 1. 3B Yazıcı ile Üretim Süreci



Kaynak: Çakmakçı, M., & Kurt, M. (2021). Diş hekimliğinde yeni ve hızla ilerleyen üretim teknolojisi: 3 boyutlu yazıcılar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 31(Ek 2), 1-10.

Eklemleri Üretim Teknolojileri

Stereolitografi (SLA), 1986 yılında Charles W. Hull tarafından geliştirilen ve tanımlanan bir eklemeli üretim yöntemidir. Bu yöntemde, ultraviyole (UV) ışıkla sertleşebilen bir reçine kullanılarak, üç boyutlu nesnelere ince katmanlar halinde üst üste oluşturulur. Temel prensip, fotoreaktif sıvı malzemenin lazer yardımıyla katılaştırılmasıdır. (Van Noort R. The future of dental devices is digital. Dental Materials 2012; 28(1): 3-12.)

SLA sisteminde, reçine dolu bir tank ve bu tank içinde hareket edebilen bir platform bulunur. Platform, sertleştirilecek reçinenin hemen altında konumlanır. Bilgisayar kontrollü UV lazer, reçinenin yüzeyini tarayarak ilgili bölgeleri katılaştırır. Her katman oluşturulduktan sonra platform, bir katman kalınlığı kadar aşağı iner ve yeni katmanın oluşturulmasına geçilir. Bu işlem, model tamamen oluşana kadar tekrarlanır. (Çelik İ, Karakoç F, Çakır MC, Duysak A. Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi 2013; 031: 53-70.)

Her bir katmanın lazerle sertleştirilmesi yaklaşık 1–2 dakika sürmektedir. Üretim tamamlandığında model, artık reçine kalıntılarından temizlenir ve son sertleşme için fırınlama işlemine tabi tutulur. Tüm üretim süreci genellikle 6–12 saat arasında değişirken, daha büyük ve karmaşık parçaların üretimi birkaç günü bulabilmektedir. ((Van Noort R. The future of dental devices is digital. Dental Materials 2012; 28(1): 3-12.))

Eklemleri Üretimde Kullanılan Biyomalzemeler

Biyomalzemeler genel olarak metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olmak üzere dört ana sınıfta değerlendirilmektedir. Her bir malzeme grubunun sahip olduğu avantajlar ve sınırlılıklar Tablo 1’de karşılaştırmalı olarak sunulmuştur.

Tablo 1. Biyomalzemelerin sınıflandırılması

MALZEME TÜRÜ	AVANTAJLAR	DEZAVANTAJLAR
METAL	<ul style="list-style-type: none">- Yüksek dayanım- Yüksek gerilme direnci- Sert- Sünek	<ul style="list-style-type: none">- Yüksek yoğunluk- Korozyona uğrayabilme
SERAMİK	<ul style="list-style-type: none">- İyi biyouyumluluk- Korozyona dayanıklı- Bası kuvvetlerine dayanıklı	<ul style="list-style-type: none">- Esnek değildirler- Kırılgandırlar- Gerilme dayanımları düşüktür- Fabrikasyon zorlukları vardır
POLİMER	<ul style="list-style-type: none">- Esneklerirler- Düşük yoğunluk- Kolay fabrikasyon	<ul style="list-style-type: none">- Düşük dayanım- Zamanla deformasyona uğrayabilir
KOMPOZİT	<ul style="list-style-type: none">- İnerttirler- Yüksek dayanım- İyi biyouyumluluk- Korozyona dayanıklı- Gerilme dirençleri yüksektir- İhtiyaca göre hazırlanabilir	<ul style="list-style-type: none">- Malzeme fabrikasyonu zordur

Kaynak: Kayacan, M. C., Delikanlı, Y. E., Duman, B., & Özsoy, K. (2018). Ti6Al4V toz alaşımı kullanılarak SLS ile üretilen geçişli (değişken) gözenekli numunelerin mekanik özelliklerinin incelenmesi. Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, 33(1), 127–143.

Metalik biyomalzemeler, diğer adıyla biyometaller, yüksek mekanik dayanımları ile etkili termal ve elektriksel iletkenlik özellikleri nedeniyle biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Metal ve alaşımların kristal yapıları ile metalik bağlarının sağladığı üstün mekanik özellikler, bu malzemelerin biyomalzeme uygulamalarında önemli bir yer edinmesini sağlamaktadır (Gür & Taşkın, 2004). Metaller; kemik tespit elemanları, spinal implantlar, dental implantlar ve sert doku onarımında sıklıkla tercih edilmektedir. Bununla birlikte yüksek yoğunluk ve sertlik değerleri, korozyon riski ve bazı durumlarda alerjik reaksiyonlara neden olabilmeleri bu malzemelerin başlıca dezavantajları arasında yer almaktadır (Pasinli, 2004).

Titanyum, korozyon direnci bakımından oldukça başarılı bir performans sergilerken, magnezyum daha sınırlı bir direnç göstermektedir. Bununla birlikte, her iki metal de yüksek biyouyumluluk özellikleri nedeniyle biyomedikal uygulamalarda önemli bir yere sahiptir. Seramik biyomalzemeler ise biyolojik ortamla etkileşim düzeylerine göre biyoinert ve biyoaktif seramikler şeklinde sınıflandırılmaktadır. Bu kapsamda alumina ve zirkonya biyoinert; hidroksiapatit, β -trikalsiyum fosfat ve biyocamlar ise biyoaktif seramik örnekleri olarak gösterilebilir (Güner & Meran, 2019). Malzeme ve doku arasındaki etkileşimin son derece düşük olduğu biyoinert seramiklerde, biyolojik ortamla anlamlı bir reaksiyon meydana gelmez ve bu nedenle yüksek inertlik özelliği korunur. Bu tür seramiklerin doku ile bütünleşmesi, kimyasal bağlardan ziyade mekanik bağlanma mekanizması üzerinden gerçekleşir. Mekanik bağ sayesinde malzeme ve doku, herhangi bir olumsuz biyolojik etki oluşturmaksızın birlikte varlığını sürdürebilir (Çırak & Yakıncı, 2020). Kemik dokusuyla doğrudan etkileşime girerek bağlanabilme yeteneğine sahip olan biyoaktif seramikler, biyolojik bütünleşmeyi destekleyen önemli biyomalzemeler arasında yer almaktadır. Bu seramikler, içerik ve yapılarına göre kalsiyum temelli seramikler ile biyocamlar şeklinde iki ana kategori altında değerlendirilmektedir (Mahyudin et al., 2016). Yüksek biyoaktiviteye sahip olan biyoaktif seramikler, hücrelerin biyomalzeme ile etkileşimini ve malzeme içerisine doğru gelişimini teşvik etmektedir. Osseointegrasyon kapasitesi, biyouyumluluk ve üstün korozyon direnci bu malzemelerin başlıca avantajları arasında sayılabilir. Ancak düşük süneklik ve tokluk değerleri ile yüksek sertlik ve kırılabilirlik özellikleri önemli sınırlamalar oluşturmaktadır.

Polimerik malzemeler, tekrarlayan monomer birimlerinden meydana gelen büyük moleküler yapılardan oluşmaktadır. Biyopolimerler ise canlı sistemler tarafından doğal olarak üretilen ve organizmaların gelişim süreçlerinde oluşan polimerlerdir; bu

nedenle doğal kökenli polimerler olarak da bilinmektedir. (Chandra & Rustgi, 1998). Polimerler, sahip oldukları geniş mekanik, termal, elektriksel ve biyouyumluluk özellikleri sayesinde birçok farklı uygulama alanında yaygın olarak kullanılan malzemeler arasında yer almaktadır (Kafle et al., 2021). Tıbbi uygulamalarda kullanılan malzemeler içerisinde polimerler son yıllarda önemli bir yer edinmiştir. Bu durum, düşük yoğunluk, elastikiyet, biyoinert davranış, yüksek biyouyumluluk, kolay işlenebilirlik ve düşük maliyet gibi avantajlarından kaynaklanmaktadır. Yumuşak dokuya benzer mekanik özellikler sergilemeleri nedeniyle kırık, deri ve damar gibi dokuların yerine kullanılan implantlarda sıklıkla tercih edilmektedirler. Ancak ortopedik uygulamalarda mekanik dayanımlarının yetersiz kalması ve sterilizasyon süreçlerinde özelliklerinin olumsuz etkilenmesi önemli dezavantajlar arasında yer almaktadır (Vroman & Tighzert, 2009). Bununla birlikte polimerler, biyomedikal uygulamalar açısından önemli bir potansiyel sunan malzeme grubu olarak kabul edilmektedir. ABS, PCL, PLA, PLGA, PGA ve PEEK gibi polimerler bu alanda sıkça kullanılan örnekler arasında yer almaktadır.

Kompozitler, farklı fizikokimyasal özelliklere sahip iki veya daha fazla malzeme ya da fazın bir araya gelmesiyle oluşturulan çok bileşenli yapılardır. Bu tür malzemelerde ortaya çıkan özellikler, bileşenlerin özelliklerinin bir sentezi niteliğindedir

Kompozitlerin temel avantajı, bileşen oranları ve yapıları değiştirilerek özelliklerinin geniş bir aralıkta kontrol edilebilmesi ve uygulamaya özgü tasarımların mümkün olmasıdır (Turan, 2020). Kompozit yapılar, matris adı verilen temel malzeme içerisine farklı takviye fazlarının eklenmesiyle oluşturulmaktadır (Özkan et al., 2016). Yüksek mekanik dayanım ve düşük elastisite modülü gibi özellikleri, bu malzemelerin özellikle ortopedik alanlarda yaygın olarak kullanılmasını sağlamaktadır. İmplant uygulamalarında kullanılan kompozitlerin bileşimi, yerleştirilecekleri anatomik

bölgenin mekanik ve fizyolojik koşullarına uyum sağlayacak şekilde tasarlanabilmekte ve böylece uygulamaya özgü özellikler kazandırılabilir. Kompozit malzemelerin sağladığı diğer önemli avantajlar arasında korozyon direncinin yüksek olması ile metal yorgunluğu ve kırılabilirlik gibi olumsuzlukların azaltılması yer almaktadır. Bu özellikleri sayesinde kompozitler, yumuşak doku implantları başta olmak üzere ortopedik ve dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Özkan et al., 2016).

Bioprinting Yaklaşımları

Biyobaskı, hücreler, biyomalzemeler ve biyolojik aktif moleküllerin üç boyutlu (3B) katmanlı üretim teknikleri kullanılarak hassas şekilde yerleştirilmesini sağlayan ileri bir eklemeli üretim yöntemidir (Murphy & Atala, 2014). Bu teknoloji, geleneksel doku mühendisliği yaklaşımlarından farklı olarak hücrelerin uzaysal organizasyonunu yüksek kontrol ile gerçekleştirmeyi mümkün kılar (Zhang et al., 2019; Matai et al., 2020). Dental uygulamalarda biyobaskı, yalnızca yapısal implant ve protez üretimini değil aynı zamanda canlı doku benzeri yapıların oluşturulmasını da hedeflemektedir (Obregon et al., 2015). Ekstrüzyon tabanlı, inkjet ve lazer destekli biyobaskı teknikleri günümüzde en yaygın kullanılan yöntemlerdir (Matai et al., 2020). Bu süreçte kullanılan biyomürekkepler genellikle aljinat, kollajen ve jelatin metakrilat (GelMA) gibi biyouyumlu hidrojelardan oluşmaktadır (Zhang et al., 2019). Bu materyaller hücrelerin yaşaması ve çoğalması için uygun üç boyutlu mikroçevre sağlayarak doku oluşumunu destekler (Zhang et al., 2019). Dental biyobaskı özellikle periodontal doku rejenerasyonu, alveolar kemik onarımı ve dentin-pulpa kompleksinin yeniden oluşturulmasında araştırılmaktadır (Obregon et al., 2015; Mohd et al., 2022). Ancak vaskülarizasyon eksikliği, mekanik dayanım sınırlamaları ve klinik ölçeklendirme problemleri önemli engeller oluşturmaktadır (Murphy & Atala, 2014; Matai et al., 2020). Son yıllarda geliştirilen biyoaktif seramikler ve akıllı

biyomalzemeler bu sınırlamaları aşmak için umut vadetmektedir (Zhang et al., 2019). Gelecekte biyobaskının rejeneratif diş hekimliğinde standart tedavi yaklaşımlarından biri haline gelmesi beklenmektedir (Murphy & Atala, 2014; Obregon et al., 2015).

Sonuç

Diş hekimliğinde eklemeli üretim teknolojileri ve biyobaskı yaklaşımları, dijitalleşmenin etkisiyle hem klinik uygulamaları hem de materyal bilimini dönüştüren önemli bir araştırma alanı haline gelmiştir. CAD/CAM sistemlerinden başlayarak gelişen dijital üretim süreçleri, günümüzde hastaya özel tasarım ve üretimi standart hale getirerek tedavi süreçlerinde daha yüksek hassasiyet ve öngörülebilirlik sağlamaktadır. Bu gelişmeler, yalnızca protetik restorasyonların üretiminde değil, aynı zamanda biyomalzeme tasarımında da önemli yenilikleri beraberinde getirmiştir.

Yeni nesil biyomalzemeler; seramikler, metaller, polimerler ve kompozitler temelinde geliştirilerek mekanik dayanım, biyoyoumluluk ve uzun dönem stabilite açısından önemli ilerlemeler göstermiştir. Bununla birlikte bu malzemelerin hücresel düzeyde etkileşim kurabilen ve doku rejenerasyonunu destekleyebilen fonksiyonel yapılar haline gelmesi, rejeneratif diş hekimliği açısından yeni bir paradigma oluşturmuştur. Özellikle biyobaskı teknolojileri, hücrelerin ve biyomürekkeplerin kontrollü şekilde yerleştirilmesi sayesinde üç boyutlu doku benzeri yapıların oluşturulmasını mümkün kılmaktadır.

Biyobaskı yaklaşımı; periodontal doku rejenerasyonu, alveolar kemik onarımı ve dentin-pulpa kompleksinin yeniden oluşturulması gibi alanlarda umut vadeden sonuçlar ortaya koymaktadır. Ancak bu teknolojilerin klinik rutine tam anlamıyla entegre edilmesi için vaskülarizasyonun sağlanması, mekanik dayanımın artırılması, üretim standardizasyonunun geliştirilmesi ve

uzun dönem biyolojik performansın doğrulanması gibi önemli zorlukların aşılması gerekmektedir.

Sonuç olarak, eklemeli üretim ve biyobaskı teknolojileri diş hekimliğinde yalnızca üretim yöntemlerini değil, tedavi anlayışını da köklü şekilde değiştirme potansiyeline sahiptir. Gelecekte bu teknolojilerin yapay zekâ destekli tasarım, ileri biyomalzeme geliştirme ve hücre mühendisliği ile entegrasyonu sayesinde, daha fonksiyonel ve biyolojik olarak aktif dental yapıların klinik kullanıma girmesi beklenmektedir.

Kaynakça

Alharbi, N., Wismeijer, D., & Osman, R. B. (2016). Additive manufacturing techniques in prosthodontics: Where do we stand? *Journal of Prosthodontic Research*, 60(3), 164–172. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.001>

Chandra, R., & Rustgi, R. (1998). Biodegradable polymers. *Progress in Polymer Science*, 23(7), 1273–1335.

Chia, H. N., & Wu, B. M. (2015). Recent advances in 3D printing of biomaterials. *Journal of Biological Engineering*, 9(1), 4. <https://doi.org/10.1186/s13036-015-0001-4>

Çırak, Z. D., & Yakıncı, D. B. (2020). Tıbbi uygulamalarda kullanılan biyoyumlu biyomalzemeler. *İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Dergisi*, 8(2), 515–526.

Dawood, A., Marti Marti, B., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521–529. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>

Güner, A. T., & Meran, C. (2019). Ortopedik implantlarda kullanılan biyomalzemeler. *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 26(1), 54–67.

Gür, A. K., & Taşkın, M. (2004). Metalik biyomalzemeler ve biyoyumluluk. *Fırat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi*, 2(2), 106–113.

Guvendiren, M., Molde, J., Soares, R. M. D., & Kohn, J. (2016). Designing biomaterials for 3D printing. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 2(10), 1679–1693. <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.6b00121>

Huang, Y., Leu, M. C., Mazumder, J., & Donmez, A. (2017). Additive manufacturing: Current state, future potential, gaps and

needs. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, 139(1), 014001. <https://doi.org/10.1115/1.4035301>

Javaid, M., & Haleem, A. (2019). Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 9(3), 179–185. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2019.04.004>

Kafle, A., Luis, E., Silwal, R., Pan, H. M., Shrestha, P. L., & Bastola, A. K. (2021). 3D/4D printing of polymers: Fused deposition modelling (FDM), selective laser sintering (SLS), and stereolithography (SLA). *Polymers*, 13(18), 3101. <https://doi.org/10.3390/polym13183101>

Mahyudin, F., Widhiyanto, L., & Hermawan, H. (2016). *Biomaterials in orthopaedics*. In *Biomaterials and medical devices*. Springer.

Matai, I., Kaur, G., Seyedsalehi, A., McClinton, A., & Laurencin, C. T. (2020). Progress in 3D bioprinting technology for tissue/organ regenerative engineering. *Materials Today Bio*, 5, 100038. <https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2019.100038>

Mohd, N. H., Razali, M. N., Ghazali, M. J., & Abu Kasim, N. H. (2022). Current advances of three-dimensional bioprinting application in dentistry: A scoping review. *Materials*, 15(18), 6398. <https://doi.org/10.3390/ma15186398>

Murphy, S. V., & Atala, A. (2014). 3D bioprinting of tissues and organs. *Nature Biotechnology*, 32(8), 773–785. <https://doi.org/10.1038/nbt.2958>

Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T. Q., & Hui, D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172–196. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.02.012>

Obregon, F., Vaquette, C., Ivanovski, S., Hutmacher, D. W., & Bertassoni, L. E. (2015). Three-dimensional bioprinting for regenerative dentistry and craniofacial tissue engineering. *Journal of Dental Research*, 94(9_suppl), 143S–152S. <https://doi.org/10.1177/0022034515588885>

Özkan, A., Şişik, N., & Öztürk, U. (2016). Kompozit malzemelerin ağız, yüz, çene cerrahisinde kullanımı ve malzeme uygunluklarının belirlenmesi. *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 4(1), 227–242.

Pasinli, A. (2004). Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler. *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 4(4), 25–34.

Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive manufacturing technologies used for processing polymers: Current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146–158. <https://doi.org/10.1111/jopr.12801>

Turan, M. (2020). Seramik oksit katkılı nano sentetik hidroksiapatit kompozitlerin üretimi ve karakterizasyonu (Yüksek lisans tezi). *Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*.

Ventola, C. L. (2014). Medical applications for 3D printing: Current and projected uses. *Pharmacy and Therapeutics*, 39(10), 704–711.

Vroman, I., & Tighzert, L. (2009). Biodegradable polymers. *Materials*, 2(2), 307–344. <https://doi.org/10.3390/ma2020307>

Zhang, Y. S., Yue, K., & Aleman, J. (2019). 3D bioprinting for tissue and organ fabrication. *Annals of Biomedical Engineering*, 47(6), 1231–1240. <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02254-6>

BÖLÜM 9

PROTETİK DİŞ HEKİMLİĞİNDE YÜKSEK PERFORMANSLI POLİMERLER: POLİETERETERKETON VE POLİETERKETONKETONUN KLİNİK VE BİLİMSEL TEMELLERİ

Berna BİŞKİN DİNÇER¹
Ayşegül HAZIR²
Seda Nur BOZKURT³

Giriş

Protetik diş hekimliği, çeşitli nedenlerle kaybedilen dişlerin ve çevre dokuların fonksiyon, estetik ve fonasyon açısından yeniden kazandırılmasını hedefleyen bir uzmanlık alanıdır. Bu alanın temel taşlarından birini oluşturan materyal seçimi, klinik başarının belirleyicisi olarak her dönemde araştırmacıların ve klinisyenlerin ilgisini çekmiştir. Altın, gümüş gibi soy metallerin kullanımından başlayarak kobalt-krom (Co-Cr) ve nikel-krom (Ni-Cr) alaşımlarına,

¹ Öğr. Gör., Kırıkkale Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Dişçilik Hizmetleri Bölümü, Orcid: 0009-0000-1682-5718

² Öğr. Gör. Dr., Kırıkkale Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Dişçilik Hizmetleri Bölümü, Orcid: 0000-0002-7640-8243

³ Öğr. Gör., Kırıkkale Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Dişçilik Hizmetleri Bölümü, Orcid: 0009-0000-6121-4668

seramiklere ve ardından zirkonyaya uzanan bu tarihsel süreç, her materyalin kendine özgü avantajlar ve kısıtlılıklar içerdiğini göstermiştir (Alqurashi vd., 2021).

Metal alaşımlar, onlarca yıl boyunca protetik uygulamalarda temel materyal olarak kabul görmüş ancak metal iyonu salınımının yol açtığı biyolojik riskler, alerjik reaksiyonlar, galvanizm, estetik yetersizlik ve baskı altında diş sert dokularında meydana gelen çeşitli kırıklar bu materyallere yönelik klinik kaygıları beraberinde getirmiştir (Arakelyan vd., 2022). Zirkonya ise son 20 yılda metal içermeyen restorasyonların vazgeçilmezi haline gelmiş ancak camgeçiş sıcaklığı, sinterizasyon gereklilikleri, kırılabilirlik ve antagonist dişlerdeki aşındırıcı etki gibi özellikler bu materyali de tartışmalı kılmıştır (Sulaiman vd., 2024).

Bu tablonun arka planında, diş hekimliğinin bir bütün olarak daha hafif, biyouyumlu, estetik, düşük maliyetli ve metal içermeyen materyallere yönelik talebi artmıştır. Polimerik biyomateryaller, bu bağlamda önce geçici protez materyali olan polimetilmetakrilat (PMMA) ile sınırlı kalmış, ardından semikristalin termoplastik polimerlerin geliştirilmesiyle birlikte sabit ve hareketli protetik restorasyonlarda da kalıcı uygulama kapısı aralamıştır (Najeeb vd., 2016). Poliarileterketon (PAEK) aile üyelerinden polietereeterketonun (PEEK) 1990'lı yıllardan itibaren ortopedi alanında implant materyali olarak kullanımının genişlemesi ve elde edilen umut verici sonuçlar, diş hekimliğini de bu materyale yöneltmiştir (Kurtz & Devine, 2007).

Günümüz klinisyenlerinin protetik materyal seçiminde göz önünde bulundurması gereken kriterler giderek çoğalmaktadır: mekanik performans, biyouyumluluk, adezyona elverişlilik, dijital iş akışıyla uyum, hasta memnuniyeti ve uzun dönem klinik başarı bunların başında gelmektedir (Karayel Gerçek & Canay, 2026). PEEK ve polietereeterketon (PEKK), bu kriterlerin önemli bir bölümünü karşılaması beklenen materyaller olarak son 10 yılda

protetik diş hekimliğinin gündemine girmiştir. Bununla birlikte her yeni materyalde olduğu gibi, bu polimerlerin klinik pratiğe dahil edilmesi de dikkatli bir bilimsel değerlendirmeyi gerektirmektedir.

Yüksek Performanslı Polimerlerin Ortaya Çıkışı

Yüksek performanslı polimerlerin ortaya çıkışı, 20. yüzyılın ikinci yarısında havacılık ve savunma sanayiinin malzeme gereksinimlerini karşılamak üzere başlayan araştırma süreçleriyle mümkün olmuştur (Kurtz & Devine, 2007). Bu süreçte geliştirilen polimerlerin, metalik ve seramik materyallere kıyasla düşük yoğunluğa karşı olağanüstü mekanik, kimyasal ve termal dirençleri dikkat çekmiştir. PEEK, Imperial Chemical Industries (ICI) tarafından 1978 yılında ilk kez sentezlenmiş, ticari üretimi ise 1980'lerin başında başlamıştır. Materyal, kısa süre içinde özellikle otomotiv, havacılık ve elektronik sanayiinde kendine yer bulmuştur (Kurtz & Devine, 2007).

Biyomedikal alanda PEEK'in ilk kullanımları omurga implantları üzerine yoğunlaşmıştır. Titanyuma kıyasla çok daha düşük elastisite modülü, radyolüsentliği (Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans Görüntüleme artefakt oluşturmama özelliği) ve mükemmel kimyasal direnci, bu materyali spinal füzyon kafesleri için ideal kılmıştır. Bu deneyimlerin olumlu sonuçlanması, PEEK'in diş hekimliğine transferini hızlandırmıştır (Kurtz & Devine, 2007).

PEKK ise, PEEK'in daha sonra geliştirilen bir türevi olup özellikle amorf ve kristal yapı arasındaki geçiş kabiliyeti sayesinde işleme esnekliği açısından avantajlar sunmaktadır (Mishra vd., 2023). Alqurashi ve ark. (2021), PEKK'i dental implantlar ve protezler için umut verici bir biyomateryal olarak nitelendirmiş ve bu polimerin fiziksel, mekanik ve kimyasal özelliklerinin protetik uygulamalar için uygun olduğunu vurgulamıştır. Günümüzde her iki materyal de özellikle CAD/CAM teknolojisinin yaygınlaşmasıyla

birlikte çok daha kolay işlenebilir hale gelerek klinik kullanıma girmiştir.

PEEK ve PEKK'nin Klinik Önemi

PEEK ve PEKK'in protetik diş hekimliğindeki klinik önemi birkaç temel başlık altında ele alınabilir. Her şeyden önce, bu materyallerin metal içermemesi metal alerjisi olan hastalar için önemli bir alternatif sunmaktadır. Titanyum implantların neden olduğu hipersensitivite reaksiyonlarının daha iyi belgelenmesi ve hasta popülasyonunda metal alerjisi prevalansının azımsanamayacak seviyelerde olduğu düşünüldüğünde, metal içermeyen biyouyumlu materyallere duyulan ihtiyacın artan bir klinik gereklilik olduğu anlaşılmaktadır (Khurshid vd., 2022).

İkinci önemli klinik boyut biyomekanik performansla ilgilidir. Titanyum ve metal alaşımların elastisite modülü (100-110 GPa) kemiğin elastisite modülünün (7-30 GPa) üzerindedir (Maksimkin vd., 2020). Bu uyumsuzluk, implant çevresindeki kemiğin fizyolojik yüklenmesini bozarak stres kalkanı etkisine yol açmakta ve zamanla kemik rezorbsiyonunu tetikleyebilmektedir. PEEK'in elastisite modülü yaklaşık 3.6-4.0 GPa ile kemik değerlerine çok daha yakındır. Bu da biyomekanik açıdan daha uygun bir yük dağılımı sağlayabileceğine işaret etmektedir (Khurshid vd., 2022).

Üçüncü olarak, dijital iş akışıyla tam uyumluluk son derece önemli bir klinik avantajdır. PEEK ve PEKK, Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) sistemleriyle kolaylıkla frezelenilmekte, bu durum üretim sürecinde standardizasyonu artırmakta, insan kaynaklı hataları azaltmakta ve tekrarlanabilir klinik sonuçlar elde edilmesini kolaylaştırmaktadır (Papathanasiou vd., 2020).

PAEK Ailesi ve Yapısal Özellikleri

PAEK Polimerler

PAEK, aromatik halkalar içeren lineer zincir yapılı yüksek performanslı termoplastik polimerler ailesidir. Bu ailenin temel kimyasal özelliği, fenil halkalarının eter (-O-) ve keton (C=O) bağlantı grupları aracılığıyla birbirine bağlanmasıyla oluşan katı ve aromatik bir omurgaya sahip olmasıdır. Farklı eter-keton oranlarına ve sıralamalarına göre bu aile içinde polieterketon (PEK), PEEK, PEKK, polietereterketonketon (PEEKK) ve polieterketoneterketonketon (PEKEKK) gibi çeşitli alt üyeler tanımlanmıştır (Qin vd., 2021).

Tüm PAEK üyeleri, mükemmel mekanik dayanım, termal stabilite ve kimyasal direnç gibi ortak özellikleri paylaşmaktadır. Ancak her birinin spesifik eter ve keton oranı bu temel özellikleri önemli ölçüde modifiye etmektedir. PAEK polimerlerin yarı kristal yapısı, hem amorf hem de kristal fazların bir arada bulunmasına olanak tanımaktadır. Bu oran ise materyalin işleme parametrelerine, soğutma hızına ve üretim yöntemine bağlı olarak şekillenmektedir. Genel kural olarak kristallik derecesi arttıkça mekanik dayanıklılık ve kimyasal direnç artarken işleme güçlüğü de artmaktadır; azaldıkça ise esneklik ve adezyon potansiyeli iyileşmekte, mekanik özellikler relatif olarak azalmaktadır (Dawson vd., 2018).

Diş hekimliği uygulamalarında bu aile içinden öne çıkan iki materyal PEEK ve PEKK'tir. Bununla birlikte, araştırmacılar karbon fiber takviyeli (CFR) PEEK ve Biyolojik Yüksek Performanslı Polimer (BioHPP) gibi modifiye ticari formülasyonları da klinik performanslarını optimize etmek amacıyla geliştirmiştir. BioHPP, yüzeye işlenmiş 5-15 µm boyutunda seramik partiküller içeren bir PEEK türevi olup ticari diş hekimliği bloklarında yaygın biçimde kullanılmaktadır. Bu modifikasyonlar, saf PEEK'in adezyona

yönelik zayıflıklarını azaltmayı ve yüzey uyumluluğunu artırmayı hedeflemektedir (Rajamani vd., 2021).

PEEK'in Kimyasal ve Fiziksel Yapısı

PEEK, kimyasal olarak aromatik fenil halkalarının iki eter ve bir keton grubunun ardışık dizilişiyile oluşan tetrafonksiyonel bir monomer biriminin tekrarlayan polimerizasyonu sonucunda elde edilir. Yarı kristalin yapısı ile PEEK'in cam geçiş sıcaklığı (T_g) yaklaşık 143°C , kristal erime sıcaklığı (T_m) ise 343°C civarındadır (Zol vd., 2023). Bu değerler, materyalin yüksek sıcaklıklarda bile boyutsal stabilitesini koruduğuna ve buhar sterilizasyonu başta olmak üzere çeşitli dezenfeksiyon yöntemlerine dayanıklı olduğuna işaret etmektedir.

PEEK'in yoğunluğu yaklaşık $1.30\text{--}1.32\text{ g/cm}^3$ ile metal alaşımların ve seramiklerin çok altındadır; bu özellik önemli ağırlık avantajı sağlamaktadır. Materyalin elastisite modülü saf halde yaklaşık $3.6\text{--}4.0\text{ GPa}$ olarak ölçülmüştür; bu değer titanyum alaşımlarının ($\sim 110\text{ GPa}$) çok altında olup kortikal kemik değerlerine ($7\text{--}30\text{ GPa}$) göre de daha düşüktür. Trabeküler kemiğin doku düzeyindeki elastisite modülü ise $0.1\text{--}5\text{ GPa}$ aralığında olduğundan PEEK, trabeküler kemikten de mekanik olarak daha esnek bir materyal özelliği göstermektedir (Liao vd., 2020). CFR-PEEK (%30 karbon fiber içerikli), elastisite modülünü $\sim 18\text{ GPa}$ düzeyine çıkararak kortikal kemiğin modülüne daha yakın bir mekanik uyum sağlamaktadır (Najeeb vd., 2016).

Optik açıdan bakıldığında, PEEK doğal haliyle grimsi-beyaz tonlarında bir görünüme sahip opak bir materyaldir. Bu estetik kısıtlılık, özellikle anterior bölge uygulamalarında veneerleme zorunluluğunu doğurmaktadır. Kimyasal stabilite açısından PEEK, pek çok asit, baz, organik çözücü ve oral sıvılara karşı mükemmel direnç göstermektedir (Arslan & Caglar, 2025). Materyalin radyolüsentliği ise Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve Manyetik

Rezonans Görüntüleme (MRI) görüntülemesinde titanyumun aksine artefakt oluşturmaması nedeniyle önemli bir klinik avantaj olarak kabul görmektedir (Papathanasiou vd., 2020).

PEKK'nin Yapısal Özellikleri ve PEEK'ten Farkları

PEKK'nin en ayırt edici özelliği, tereftalloil (T, doğrusal) ve izoftalloil (I, kinked/kıvrımlı) segmentlerin farklı oranlarda bir arada bulunabilmesidir. T/I oranı PEKK'nin kristalizasyon davranışını belirleyen temel parametredir: T oranı yüksek formülasyonlar (örn. T:I = 80:20) daha kristalin bir yapıya sahip olmakla birlikte kristalizasyon hızları düşüktür; I oranı yüksek formülasyonlar ise amorf yapıya yaklaşmakta ve daha kolay işlenebilir hale gelmektedir. Dawson ve ark. (2018), amorf PEKK (T:I = 60:40) formülasyonunun klinik raporlarında kullandıkları Pekton materyalin tam ve hareketli protez iskeletleri için uygun özellikler sergilediğini bildirmiştir.

PEKK, PEEK'e kıyasla daha düşük bir kristalizasyon hızına sahip olduğundan 3 boyutlu (3B) baskı uygulamalarında katmanlar arası yapışmanın daha iyi sağlandığı ve ısıl büzülme ile çarpılma eğiliminin azaldığı gözlemlenmektedir. Bu durum eklemeli üretim süreçlerinde PEKK'e belirgin bir üretim avantajı sunmaktadır (Doyle vd., 2024). Ayrıca PEKK'in osteoblastik diferansiasyon ve mineralizasyon üzerinde PEEK'e kıyasla üstün biyolojik yanıt oluşturduğu bildirilmiştir. PEKK numunelerinin hücre yapışması ve alkalin fosfataz aktivitesi açısından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha iyi performans gösterdiği saptanmıştır (Alqurashi vd., 2021).

Mekanik ve Fiziksel Özellikler

Elastisite Modülü ve Kemik Benzerliği

Bir protetik materyalin elastisite modülü (Young modülü), o materyalin baskı veya gerilim kuvvetleri altında ne ölçüde

deformasyon gösterdiğini tanımlayan temel biyomekanik parametredir (Kurtz & Devine, 2007). İdeal bir dental biyomateryal için bu değerin, implant çevresindeki kemik dokusuna olabildiğince yakın olması, stres kalkanı etkisinin önlenmesi açısından büyük önem taşımaktadır. Stres kalkanı etkisi, implant etrafındaki kemiğin fizyolojik yükünün materyalin sertliği nedeniyle emilmesi ve kemiğin bu süreçte yeterli mekanik uyarım alamaması sonucunda atrofiye uğraması şeklinde tanımlanmaktadır (Verma vd., 2023).

PEEK'in elastisite modülü saf halde yaklaşık 3.6-4.0 GPa olarak ölçülmektedir. Bu değer titanyumun (102-110 GPa) ve zirkonyaların (200-210 GPa) çok altında olup trabeküler kemik değerlerine (0.1-5 GPa) çok daha yakındır. Kortikal kemik değerleri (7-30 GPa) ile karşılaştırıldığında ise PEEK biraz düşük kalmakta; ancak karbon fiber takviyeli PEEK (%30 CF) yaklaşık 18 GPa'ya ulaşarak kortikal kemikle daha uyumlu bir aralığa girmektedir (Khurshid ve ark., 2022). PEEK altyapıların titanyuma kıyasla implant çevresi kemiğe daha fizyolojik bir stres dağılımı sağladığını desteklemektedir (Villefort vd., 2022).

PEKK'in elastisite modülü de kemik değerleriyle benzer bir aralıkta kalmakla birlikte kristalizasyon derecesi ve T/I oranına göre önemli farklılıklar göstermektedir. Farklı PEEK ve PEKK altyapı materyallerinin implant destekli tam ark protezlerdeki stres dağılımının karşılaştırıldığı 3B sonlu elemanlar analizinde PEKK altyapıların CFR-PEEK'e göre daha yüksek stres konsantrasyonu oluşturduğu ancak her iki materyalin de kemik dokusuna daha az stres aktardığı ortaya koyulmuştur. Bu bulgu, kemik benzerliği argümanının özellikle implant destekli protezlerde güçlü bir klinik gerekçeye sahip olduğuna işaret etmektedir (Shash vd., 2023).

Bununla birlikte, kemik benzerliğinin her durumda mutlak bir klinik avantaj sağlamadığını da belirtmek gerekir. Örneğin köprü restorasyonlarında yüksek esneklik, marjinal uyum bozukluğuna ve simantasyon başarısızlığına zemin hazırlayabilmektedir. PEEK

implantların stres kalkanı etkisinin değerlendirildiği sistematik derlemede materyalin tüm implant uzunluğu boyunca homojen stres dağılımı sağlayamadığı sonucuna ulaşılmış ve bu konuda daha ileri çalışmalar yapılması gerektiği vurgulanmıştır (Verma vd., 2023).

Dayanıklılık ve Kırılma Direnci

PEEK'in fleksiyon dayanımı tipik olarak 110-170 MPa arasında bildirilmektedir. Bu değer, Co-Cr alaşımlarının (500-800 MPa) ve zirkonyaların (~900-1200 MPa) çok altında olmakla birlikte, protetik altyapı beklenen klinik yüklenme koşulları göz önünde bulundurulduğunda özellikle posterior sabit protezlerde yeterli eşiği sağlayabilmektedir (Schwitalla vd., 2015). Bununla birlikte, kantileverli köprü restorasyonları veya tam ark protezler gibi yüksek mekanik dayanıklılık gerektiren uygulamalarda bu değerlerin yetersizliği klinik başarısızlık riskini artırmaktadır.

PEKK'in fleksiyon dayanımı genellikle PEEK'in fleksiyon dayanımının üzerinde olduğu bildirilmektedir (Alqurashi vd., 2021). Alsadon ve ark. (2020), PEKK iki katmanlı kronlarda yorgunluk testi gerçekleştirerek materyalin belirlenen çığneme kuvveti eşiklerinde klinik açıdan kabul edilebilir performans sergilediğini saptamıştır. Bununla birlikte, yük altında katastrofik kırılma yerine plastisite gösteren daha güvenli bir başarısızlık modu sergilediği bildirilmektedir. Klur ve ark. (2019), klinik çalışmalarında PEKK köprü restorasyonlarındaki kırılmaların özellikle kantilever içeren olgularda bildirildiğini kayıt altına almış, bu nedenle PEKK'in köprü uygulamalarında kantilever içermemesi gerektiğini tavsiye etmiştir.

Karbon fiber gibi pekiştirici doldurucu maddeler eklendiğinde PEEK'in mekanik direnci belirgin biçimde artmaktadır. Li ve ark. (2019), farklı uzunluklarda CF içeren CFR-PEEK kompozitlerini karşılaştırdıkları çalışmada uzun CF içeren kompozitlerin bükülme, çekme ve baskı dayanımının kısa CF içerenlere göre iki kattan fazla yüksek olduğunu göstermiştir.

Aşınma Davranışı

Aşınma direnci, özellikle oklüzal yüzeyler açısından protetik materyallerde kritik bir parametredir. Yüksek aşınma direnci materyal ömrünü uzatırken antagonist diş dokularını ve karşı protetik yapıları koruma açısından da değer taşımaktadır. Buna karşın, yüksek aşınma direnci doğal diş dokularını aşındırarak iatrojenik bir sorun oluşturabilmektedir (Branco vd., 2020).

PEEK'in aşınma davranışı metal alaşımlarından farklı mekanizmalar içermektedir. Luo ve ark. (2023), PEEK ile insan mine/dentini arasındaki tribolojik etkileşimi inceledikleri çalışmada PEEK'in diş sert dokusundan minimal düzeyde madde uzaklaşmasına neden olduğunu göstermiştir. Bu bulgu PEEK'in antagonist diş dokusuna karşı koruyucu bir materyal profili sergilediğine işaret etmektedir.

Termal ve Kimyasal Stabilité

PEEK'in olağanüstü termal stabilitesi, materyalin 343°C'lik erime noktasına kadar mekanik özelliklerini korumasına olanak tanımaktadır. Bu özellik, otoklavlama dahil standart tıbbi sterilizasyon protokollerine uyum sağlayan bir materyal profili çizmektedir. Klinik açıdan, PEEK altyapılı protezlerin yüksek sıcaklıkta sterilizasyona tabi tutulabilmesi, özellikle cerrahi kurulumlarda ve implant bileşenlerinde önemli bir avantajdır (Wang vd., 2022).

Kimyasal direnç açısından PEEK, asitler (%98lik sülfirik asit dışında), bazlar ve organik çözücülere karşı üstün direnç göstermektedir. Ağız ortamının çeşitli kimyasal uyaranlara (tükürük, gıda asitleri, içecekler, ağız gargaraları) maruz kaldığı düşünüldüğünde bu özellik, materyalin uzun dönem boyutsal ve mekanik stabilitesini desteklemektedir. Moharil ve ark. (2023), PEEK'in su, buhar ve tuzlu su ortamlarına yönelik düşük geçirgenliğini ve minimal nem absorpsiyonunu ön plana çıkararak

materyalin uzun dönem klinik performansına bu özelliklerin katkısını vurgulamıştır. PEKK de benzer termal ve kimyasal stabilite özelliklerine sahip olup sıcaklıkla ilgili parametrelerin PEEK'e kıyasla farklı değerler gösterdiği bilinmektedir.

Biyolojik Özellikler ve Biyouyumluluk

Biyouyumluluk ve Doku Yanıtı

PEEK, uluslararası International Organization for Standardization (ISO) ve American Society for Testing and Materials (ASTM) standartları çerçevesinde gerekli biyouyumluluk testlerini başarıyla geçmiş ve Food and Drug Administration (FDA) tarafından tıbbi implant uygulamaları için onaylanmış bir materyal olarak kabul görmektedir (Kurtz & Devine, 2007). Sitotoksisite, genotoksisite ve sistemik toksisite açısından yürütülen kapsamlı çalışmalar ve klinik değerlendirmeler, saf PEEK'in biyoinert özelliğini desteklemektedir. In vitro koşullarda gerçekleştirilen hücre kültürü çalışmaları, PEEK yüzeylerinin MG-63 ve MC3T3-E1 osteoblast hücre dizileriyle biyouyumlu bir etkileşim sergilediğini ortaya koymuştur (Kurtz & Devine, 2007).

Bununla birlikte, PEEK'in biyoinertliği aynı zamanda en önemli kısıtlılığın birini oluşturmaktadır. Osseointegrasyona yatkınlığı titanyuma kıyasla belirgin biçimde düşüktür. Titanyum yüzeylerinde oluşan titanyumdioksit (TiO₂) tabakası, osteoblast tutunmasını ve kemik implant temasını artıran biyoaktif bir arayüz oluştururken saf PEEK yüzeyleri bu biyoaktiviteden yoksundur. Bu nedenle dental implant alanında saf PEEK yerine hidroksiapatit (HA), titanyum plazma kaplaması veya sulfonasyon gibi yüzey modifikasyon yöntemlerinin kullanıldığı modifiye versiyonlar araştırılmaktadır (Gurav & Bhola, 2024).

PEKK'in biyouyumluluk profili PEEK ile büyük ölçüde örtüşmektedir, ancak bazı in vitro bulgular PEKK'in osteoblast diferansiyasyonu ve mineralizasyonu destekleme kapasitesinin

PEEK'e kıyasla üstün olduğuna işaret etmektedir. Alqurashi ve ark. (2021), gözenekli PEKK numuneleriyle yürüttükleri çalışmada, PEKK'in MC3T3-E1 fare preosteoblastlarında anlamlı düzeyde artmış hücre tutunması, alkalin fosfataz aktivitesi ve osteoblastik mineralizasyon sergilediğini bildirmiştir. Bu bulgular, PEKK'in ileride yüzey modifikasyonlarıyla birlikte dental implant biyomateryal alanında güçlü bir aday olabileceğine işaret etmektedir.

Alerjik Reaksiyon ve Metal Alternatifi Olarak Kullanımı

Metal alerjisi, hem mesleki maruziyete bağlı hem de dental materyallerden kaynaklanan sistemik ve lokal hipersensitivite reaksiyonları bağlamında önemli bir klinik endişe kaynağıdır. Dental uygulamalarda kullanılan Ni-Cr alaşımlarındaki nikel, Co-Cr alaşımlarındaki kobalt ve hatta titanyum serbest iyonlarının çeşitli hastalarda alerjik kontakt dermatit ve mukozit başta olmak üzere hipersensitivite tepkilerine yol açtığı bilinmektedir (Arakelyan vd., 2022). PEEK ve PEKK ise metal içermemesi ve biyoinert yapısı sayesinde bu reaksiyonların yaşanma riskini ortadan kaldırmaktadır (Borgonovo vd., 2021).

Metal alerjisinin protetik diş hekimliği açısından pratikte ne denli önemli olduğu, bu hastalara sunulabilecek tedavi seçeneklerinin sınırlılığıyla da yakından ilişkilidir. Geçmişte zirkonya ve seramik restorasyonlar metal alternatifi olarak sunulmuş ancak bu materyallerin işleme güçlüğü, kırılma riski ve bazı klinik tablolardaki yetersizliği, özellikle hareketli protez altyapıları için uygun metal içermeyen çözüm arayışını sürdürmüştür (Chappa vd., 2025). PEEK ve PEKK, özellikle hareketli bölümlü protez ve implant destekli overdenture yapımında metal altyapılara alternatif olarak bu boşluğu doldurmaya aday bir konumdadır. Hegazi ve ark. (2025), yaptıkları klinik çalışmaların büyük bölümünde PEEK altyapıların periodontal doku sağlığı açısından metal altyapılardan üstün ya da eşdeğer sonuçlar verdiğini bildirmiştir.

Plak Tutulumu ve Oral Hijyen Açısından Değerlendirme

Bir protetik materyalin yüzey enerjisi ve pürüzlülüğü, bakteri adezyonu ve biyofilm oluşumu üzerindeki temel belirleyicilerdir. Düşük yüzey enerjisine sahip materyaller genellikle daha az plak tutma özelliği göstermekte; bu durum da periodontal doku sağlığı açısından avantaj sağlamaktadır. PEEK, düşük yüzey enerji değeriyle bilinmekle birlikte bu özelliğin adezyona da olumsuz yansıdağı unutulmamalıdır (Pidhatika vd., 2022).

PEEK altyapıların metal altyapılarla karşılaştırıldığı klinik alışmalar, PEEK kullanılan bireylerde daha düşük plak indeksi, daha düşük gingival indeks ve daha sığ sondlama derinliği değerleri elde edildiğini göstermiştir (Kortam vd., 2022). Bu bulgular, PEEK'in periodontal doku sağlığı üzerindeki olumlu etkisine ilişkin erken kanıtlar olarak yorumlanmaktadır. Ancak çalışmaların metodolojik heterojenliği ve kısa takip süreleri nedeniyle bu sonuçlar temkinlilik gerektirecek şekilde yorumlanmalıdır. PEKK ile ilgili plak tutulum verileri ise henüz çok sınırlıdır ve sistematik karşılaştırma yapabilmek için yeterli randomize kontrollü çalışma bulunmamaktadır.

Protetik Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

Sabit Protetik Restorasyonlar

Kron ve Köprü Altyapıları

PEEK ve PEKK'in sabit protetik restorasyonlarda kullanımı, özellikle veneer uygulamalarıyla birleştirildiğinde hem mekanik destek hem de estetik sunan bir hibrit yapı oluşturma üzerine yoğunlaşmıştır. PEEK altyapı üzerine kompozit rezin veya PMMA esaslı materyallerden oluşan veneer tabakası uygulanarak estetik kron ve köprü restorasyonları elde edilmektedir. Bu yaklaşım, özellikle metal alerjisi olan hastalarda, implant destekli

restorasyonlarda ve posterior bölgede düşük oklüzal kuvvetler beklenen vakalarda uygulanmaktadır.

PEEK altyapılı kronların marjinal uyum değerlerinin klinik kabul kriteri olarak belirlenen 120 µm eşiğinin altında kaldığı bildirilmekte, zirkonya kronlarla karşılaştırılabilir marjinal adaptasyon değerleri elde edildiği görülmektedir (Emam & Metwally, 2023). PEKK ile ilgili veriler daha sınırlı olmakla birlikte, Dawson ve ark. (2018), Pektkon materyaliyle hazırladıkları tam ve hareketli protez altyapılarını başarıyla yerleştirdiklerini bildirdikleri klinik raporda materyalin işlenme özelliklerini ve klinik uyum değerlerini olumlu bulmuşlardır. Kantileverlı köprü uygulamalarında ise her iki materyal için de kırılma riskinin belirgin biçimde arttığı vurgulanmaktadır (Klur vd., 2019).

Khurshid ve ark. (2022), PEEK dental protezlerin klinik performansını değerlendirdikleri sistematik derlemede incelenen 12 çalışmanın büyük bölümünün düşük veya orta kalitede kanıt içerdiğini ve uzun dönem hayatta kalma verilerini kesin biçimde ortaya koymak için yeterli olmadığını vurgulamıştır. Bu sınırlılık, PEEK sabit restorasyonlarının klinik kullanımını desteklemek için çok daha büyük ölçekli, çok merkezli ve uzun takip süreli randomize kontrollü çalışmalara ihtiyaç duyulduğuna işaret etmektedir.

İmplant Destekli Protezler

Abutment Kullanımı

İmplant abutment olarak PEEK, titanyum abutmentlerin gri tonuna karşı estetik üstünlük sağlamakta ve ince marjinal dokuların görsel olumsuz etkisini en aza indirmektedir. PEEK abutmentlerin biyomekanik açıdan değerlendirildiği sonlu elemanlar analizlerinde titanyum abutmentlere benzer stres dağılımı örüntüleri bildirilmiştir (Hong & Choi, 2024). Bununla birlikte, PEEK'in mekanik özellikleri abutment uygulamalarında belirli klinik koşullar altında yetersiz kalabilmekte ve uzun dönem yorgunluk direnci titanyumun

gerisinde kalmaktadır. Bu nedenle PEEK abutmentler özellikle ön bölge restorasyonlarında yüksek risk taşıyan koşullarda ihtiyatlı yaklaşımla kullanılmalıdır.

Tam ark implant destekli sabit protezler bağlamında yapılan sistematik derlemelerde PEEK altyapıların kısa dönem takipler için tatmin edici sağ kalım oranları sergilediği bildirilmiştir. PEEK ve PEKK altyapılı tam ark implant destekli sabit protezlerin değerlendirildiği sistematik bir derlemede 2018-2022 yılları arasında yayımlanan 12 çalışma incelenmiş ve destekleyici dokuların sağlığının korunduğu, en sık karşılaşılan protetik komplikasyonun ise özellikle PEEK altyapılarında adezyon sorunları olduğu saptanmıştır (Mishra vd., 2023).

Hareketli Protezlerde Kullanım

İskelet ve Ana Bağlayıcılar

Hareketli bölümlü protezlerde PEEK ve PEKK kullanımı, geleneksel Co-Cr iskelet sistemine alternatif oluşturma amacıyla araştırılmaktadır. Co-Cr alaşımlarının yüksek elastisite modülü ve ağırlığı bazı hastalarda olumsuz deneyimlere yol açmakta, metal alerjisi varlığında ise tamamen terk edilmek zorunda kalınmaktadır. PEEK iskeleti, hafifliği ve biyouyumluluğu nedeniyle teorik olarak cazip bir alternatif sunmaktadır. Ancak bu avantajlar bazı mekanik sınırlılıklarla dengelenmektedir.

Lee ve ark. (2024), PEEK ve PEKK kroşelerin farklı kalınlık ve undercut derinliklerinde retansiyon kuvveti ve deformasyon özelliklerini karşılaştırdıkları in vitro çalışmada her iki materyalin de klinik açıdan kabul edilebilir retansiyon kuvvetleri gösterdiğini, PEKK altyapıların daha iyi esneklik ve elastik geri dönüş özelliği sergilediğini bildirmiştir.

Tam protezlerde ise PEEK, doğrudan protez kadesi olarak kullanılabilen ya da PMMA kaidenin güçlendirilmesinde görev

üstlenebilmektedir. Overdenture uygulamalarında PEEK kaideli protezlerin biyomekanik stres dağılımı üzerindeki etkileri sonlu elemanlar analizlerinde araştırılmış, PEEK kaidenin, geleneksel PMMA'ya kıyasla implantlara ve alveol kemiğine aktarılan stresi daha uygun bir dağılımla iletmediği ileri sürülmüştür (Klur vd., 2019). Ancak bu bulguların klinik kanıtlarla desteklenmesi gerekmektedir.

Dijital İş Akışı ve Üretim Yöntemleri

CAD/CAM ile PEEK ve PEKK Üretimi

CAD/CAM, PEEK ve PEKK'in diş hekimliğinde yaygınlaşmasının temel motivasyonu olmuştur. Bu sistemler, önce dijital ölçü ya da tarama verilerinin işlenmesinden oluşan tasarım aşamasını, ardından frezeleme veya baskı yoluyla gerçekleştirilen üretim aşamasını kapsamaktadır. CAD/CAM teknolojisinin başlıca katkısı, manuel wax-up ve döküm tekniklerine bağlı insan kaynaklı hataları minimize etmesi, bunun yerine sayısal kontrollü ve tekrarlanabilir bir üretim sürecini hayata geçirmesidir (Papathanasiou vd., 2020).

PEEK ve PEKK için CAD/CAM frezeleme, ticari olarak kullanıma sunulan önceden polimerize edilmiş bloklardan gerçekleştirilmektedir. Piyasada PEEK için PEEK-OPTIMA (Invibio, İngiltere) ve BioHPP (Bredent, Almanya); PEKK için Pektkon (Cendres+Métaux, İsviçre) gibi ticari markalar bulunmaktadır. Bu bloklar, yüksek basınç ve sıcaklık altında endüstriyel koşullarda preslendiğinden içyapısal kusurları minimumda tutmakta ve homojen mekanik özellikler sunmaktadır. Frezeleme sonrasında üretilen restorasyonlar genellikle ek bir sinterleme işlemi gerektirmemekte, bu özelliği zirkonyaya kıyasla önemli bir üretim avantajı yaratmaktadır.

Frezeleme Parametreleri

PEEK ve PEKK frezelenirken kullanılan kesme parametreleri, bu polimerlerin termoplastik yapıları nedeniyle seramik ve metal materyallerden farklıdır. Frezeleme sırasında oluşabilecek ısı birikimi, materyalin yüzeyinde termal deformasyona ve yüzey kalitesinin bozulmasına yol açabileceğinden uygun kesme hızı, ilerleme hızı ve soğutma stratejisi büyük önem taşımaktadır. PEEK için kuru frezeleme genellikle tercih edilmekte, kesme hızı ve kesici alet seçiminin materyalin termal özelliklerine uygun şekilde ayarlanması gerekmektedir.

Kurahashi ve ark. (2020), PEEK'in işleme parametrelerine ilişkin kapsamlı derlemelerinde yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkili parametrelerin ilerleme hızı ve kesme derinliği olduğunu vurgulamış, optimum yüzey kalitesi için spesifik değer aralıkları önermiştir. Frezeleme sonrası yüzey parlatma işlemi, PEEK restorasyonlarında hem estetik görünümü iyileştirmekte hem de yüzey pürüzlülüğünü azaltarak plak tutulumunu minimize etmektedir.

3B Yazıcı Uygulamaları ve Güncel Durum

Eklmeli üretim, özellikle Fused Deposition Modeling (FDM) ve Selective Laser Sintering (SLS) yöntemleriyle PEEK ve PEKK'in işlenmesi aktif bir araştırma alanı olmaya devam etmektedir. FDM yöntemiyle PEEK baskısı için ideal nozzle sıcaklığının 360-440°C, PEKK için ise yaklaşık 380°C olduğu bildirilmektedir. PEKK'in daha düşük kristalizasyon hızı, FDM sırasında daha iyi katman adezyonu sağlamaktadır, bu durum 3B baskı açısından PEKK'i PEEK'e kıyasla daha avantajlı bir konuma yerleştirmektedir (Doyle vd., 2024).

Bununla birlikte, 3B baskılı PEEK ve PEKK restorasyonların frezelenmiş muadilleriyle karşılaştırılabilir mekanik ve biyolojik performans sergileyip sergilemediği henüz yeterince

aydınlatılamamıştır. 3B baskı parametrelerinin mekanik özellikler üzerinde belirgin etki yarattığını göstermektedir (Doyle vd., 2024). Klinik kullanım için gereken yüzey kalitesi ve kenar uyumunun 3B baskıyla tutarlı biçimde elde edilmesi ise henüz araştırma aşamasındadır. Bu nedenle bugün itibarıyla 3B baskılı PEEK/PEKK dental restorasyonların rutin klinik kullanım için hazır olduğu söylenemez.

Yüzey İşlemleri ve Adezyon

PEEK ve PEKK'de Adezyonun Zorlukları

PEEK ve PEKK'in en kritik klinik kısıtlılığında biri, bu materyallerin düşük yüzey enerjisine bağlı olarak zayıf adezyon özellikleri sergilemesidir. PEEK'in düşük yüzey enerjisi ve hidrofobik karakteri, adezyon güçlüğüne yol açmaktadır. Ayrıca PEEK, geleneksel silanizasyon yöntemlerine yanıt veren fonksiyonel gruplardan yoksundur. Bu özelliği zirkonya ve seramikler için kullanılan adezyon protokollerinin doğrudan PEEK'e uygulanamamasına yol açmaktadır (Pidhatika vd., 2022).

Düşük adezyonun klinik yansıması, veneer tabakalarının debonding riski ve rezin siman ile PEEK arayüzündeki koheziv veya adheziv başarısızlıklardır. PEEK altyapılı protezlerde rapor edilen en yaygın protetik komplikasyonun adezyon sorunları olduğu saptanmıştır. Bu durum, PEEK uygulamalarından önce etkili bir yüzey işlem protokolünün uygulanmasını zorunlu kılmaktadır.

Mekanik Yüzey İşlemleri

Mekanik yüzey işlemleri, PEEK'in yüzey alanını artırarak ve pürüzlülük yaratarak mikro-mekanik retansiyon sağlamayı hedefler. Bu kategorideki en yaygın yöntemler arasında alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleriyle kumlama, tribokimyasal silika kaplama, lazer uygulamaları ve özelleştirilmiş frezeleme geometrileri yer almaktadır. Al_2O_3 partikülleriyle kumlama uygulamasında

partiküllerin boyutu ve uygulama basıncı, oluşan yüzey topografyası üzerinde belirleyici rol oynamaktadır (Arslan & Caglar, 2025) .

Şahin ve ark. (2024), farklı partikül boyutları ve uygulama basıncının PEEK adezyonu üzerindeki etkisini değerlendirmiş, optimal parametrelerin tespitinin klinik başarı açısından kritik olduğunu vurgulamıştır. Silika kaplama yöntemi, sadece pürüzlü yüzey oluşturmakla kalmayıp silika partiküllerinin PEEK yüzeyine kimyasal olarak gömülmesini sağlayarak ardından uygulanacak silanın tutunacağı reaktif gruplar oluşturmaktadır, bu yolla mekanik ve kimyasal adezyon bir arada gerçekleştirilmiş olmaktadır.

Kimyasal Yüzey Modifikasyonları

Kimyasal yüzey modifikasyonları ile, PEEK'in yüzey kimyasını değiştirerek reaktif fonksiyonel grupların oluşturulması amaçlanmaktadır. Bu kategoride en çok çalışılan yöntemler arasında sülfürik asit (H_2SO_4) uygulaması ve piranha çözeltisi yer almaktadır. Sülfürik asit uygulaması, PEEK yüzeyini hidrofilik hale getirerek sulfonasyon gerçekleştirmekte, bu sayede artan yüzey enerjisi rezin materyallerle kimyasal etkileşimi kolaylaştırmaktadır (dos Santos vd., 2021).

Plazma işlemi ise PEEK yüzeyini aktive ederek polar fonksiyonel gruplar oluşturmakta ve yüzey enerjisini artırmaktadır. Gama ve ark. (2020), PEEK için mevcut yüzey işlemi ve adeziv kombinasyonlarını değerlendiren kapsamlı çalışmalarında, mekanik ve kimyasal işlemlerin kombinasyonunun tek başına her birine kıyasla genellikle daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde ettiğini ortaya koymuştur. Lazer uygulamalarına ilişkin bulgular ise PEEK ve PEKK için zıt sonuçlar bildirildiğinden (PEEK'te artış, PEKK'te azalış) bu iki materyale özgü farklılaşan yüzey reaktivitesine dikkat çekmektedir.

Rezin Simanlarla Bağlanma Protokolleri

PEEK restorasyonlarının simantasyonunda tercih edilen rezin siman türü ve uygulama protokolü, klinik başarının temel belirleyicilerinden biridir. 10-metakriloiloksi desil dihidrojen fosfat (MDP) içeren universal adezivler ve self-adeziv rezin simanların PEEK ile uyumunu değerlendiren çalışmalar, MDP'nin PEEK yüzeyindeki fonksiyonel gruplarla kimyasal etkileşim kurarak bağlanma kalitesini artırdığını göstermektedir (Hata vd., 2023).

Çeşitli klinik protokol kombinasyonlarını karşılaştıran çalışmalar, kumlama + sülfirik asit uygulaması + PEEK spesifik primer/adeziv kombinasyonunun PEEK için en tutarlı ve yüksek bağlanma değerlerini sağladığını ortaya koymaktadır (Hata vd., 2023). Öte yandan, elde edilen bağlanma değerlerinin su depolaması ve termal döngü testlerinde düşüş gösterdiği, bu nedenle uzun dönem klinik bağlanma stabilitesinin in vitro bulgulardan daha dikkatli yorumlanması gerektiği vurgulanmaktadır (Arvai vd., 2024). PEKK için de benzer protokoller önerilmekle birlikte materyal spesifik adezyon protokollerine ilişkin standardize edilmiş klinik kılavuzların henüz mevcut olmadığı belirtilmelidir (Chopra vd., 2023).

Klinik Avantajlar ve Sınırlılıklar

Klinik Avantajlar

PEEK ve PEKK'in protetik diş hekimliğine sunduğu başlıca klinik avantajlar şöyle sıralanabilir. Birincisi, mükemmel biyouyumluluk ve metal içermeme özelliği ile, metal alerjisi olan hastalara güvenli bir alternatif sunar. İkincisi, kemiğe yakın elastisite modülü sayesinde implant çevresi kemiğe aktarılan stres daha fizyolojik bir profilde dağıtılabilmektedir. Üçüncüsü, CAD/CAM sistemleriyle kolayca frezelenbilme özelliği, tekrarlanabilir ve standardize edilmiş üretim olanağı sağlamaktadır. Dördüncüsü, hafif yapısı sayesinde özellikle geniş sabit protez uygulamalarında total ağırlığı azaltmakta, bu durum hasta konforu ve implant üzerindeki

mekanik yükü olumlu etkileyebilmektedir. Beşincisi, radyolüsent özelliği postoperatif görüntüleme takibini kolaylaştırmakta ve özellikle implant çevresi değerlendirmelerde titanyumun yarattığı görüntü bozulmasından kaçınılmasını sağlamaktadır. Altıncısı, aşınma karakteristikleri doğal diş dokusuna uyumlu olup antagonist aşınmayı minimize edebilmektedir (Moharil vd., 2023). Son olarak, mevcut veriler PEEK altyapıların metal altyapılarla karşılaştırıldığında periodontal doku sağlığı açısından en azından eşdeğer, bazı göstergelerde ise üstün sonuçlar verdiğine işaret etmektedir (Gama ve ark., 2022).

Estetik ve Renklenme Problemleri

PEEK'in estetik açıdan en belirgin kısıtlılığı, doğal haliyle opak ve grimsi beyaz bir renk tonuna sahip olmasıdır. Bu renk, özellikle ön bölgede veneer tabakayla kaplanmadan kullanılmasının önünde önemli bir engel oluşturmaktadır. Veneer uygulamalarında ise veneer materyali ile PEEK altyapısı arasındaki renk uyumunu sağlamak teknik açıdan hassasiyet gerektirmektedir. PEKK ise biraz daha açık bir tona sahip olmakla birlikte estetik sınırlılıklar her iki materyal için de geçerlidir (Porojan vd., 2021).

Yüzey polisajı yeterince gerçekleştirilmediğinde PEEK restorasyonlarında kahve, çay ve diğer renklendirici gıdaların yol açtığı yüzey renklenmeleri klinik bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu renklenme eğilimi özellikle veneer tabakasının aşındığı veya kenar sızıntısı yaşandığı durumlarda daha da belirginleşmektedir (Porojan vd., 2021). Klinisyenlerin hasta seçiminde ve hasta eğitiminde bu potansiyel estetik kısıtlılıkları başlangıçtan itibaren ele alması, gerçekçi hasta beklentileri oluşturulması açısından büyük önem taşımaktadır.

Uzun Dönem Klinik Verilerin Değerlendirilmesi

PEEK ve PEKK'in protetik uygulamalarındaki en kritik kısıtlılık, uzun dönem klinik verilerin yetersizliğidir. Mevcut meta-

analizlerin büyük bölümü, randomize kontrollü çalışmaların azlığını, izleme sürelerinin kısalığını, örneklem büyüklüklerinin yetersizliğini ve çalışmalar arasındaki metodolojik heterojenliği temel sorunlar olarak vurgulamaktadır (Khurshid vd., 2022).

Khurshid ve ark. (2022), uzun dönem canlılığı değerlendirmek için gereken kanıtın henüz yeterli düzeyde birikmediği sonucuna ulaşmış ve PEEK dental protezlerin geleneksel uygulamalara karşı üstünlüğünü ya da eşdeğerliliğini ortaya koymak amacıyla büyük ölçekli, çok merkezli randomize kontrollü çalışmaların gerekliliğini bildirmiştir.

PEEK, PEKK ve Geleneksel Materyallerin Karşılaştırılması

Metal Altyapılar ile Karşılaştırma

Co-Cr ve Ni-Cr metal alaşımları, onlarca yıl boyunca sabit ve hareketli protetik restorasyonların altyapı materyali olarak altın standart kabul görmüştür. Bu materyallerin yüksek fleksiyon dayanımı (500-600 MPa), aşınma direnci ve kanıtlanmış uzun dönem klinik başarısı onları bugün hala yaygın bir tercih olarak konumlandırmaktadır. PEEK ve PEKK'in metal altyapılara göre temel üstünlükleri biyouyumluluk ve metal içermeme, daha düşük yoğunluk, kemik benzerliği ve daha iyi periodontal doku yanıtıdır. Dezavantajları ise daha düşük mekanik dayanıklılık, yetersiz uzun dönem veri, adezyon zorlukları ve estetik kısıtlılıklardır (Najeeb vd., 2016).

Klinik endikasyonlar açısından metal altyapılar; posterior bölgede uzun köprüler, brüksizm varlığı ve yüksek oklüzal kuvvet beklenen durumlarda PEEK ve PEKK'e göre daha güvenilir sonuçlar sunmaktadır. PEEK ve PEKK ise metal alerjisi, osteointegrasyon optimizasyonu, ağırlık minimizasyonu veya ileri görüntüleme gereksinimi gibi spesifik hasta profillerinde değerli bir seçenek olmaktadır.

Zirkonya ile Karşılaştırma

Zirkonya seramikler, özellikle monolitik zirkonya ve yüksek saydamlıklı (HT) versiyonları, son 10 yılın en önemli protetik materyal gelişmelerinden birini temsil etmektedir. Yüksek fleksiyon dayanımı, mükemmel biyouyumluluk ve estetik özellikleri zirkonyayı metal içermeyen restorasyonların öncü materyali haline getirmiştir (Sulaiman vd., 2024). PEEK ve PEKK'in zirkonyaya kıyasla kısıtlılıkları öncelikle mekanik performans, estetik ve uzun dönem veriler açısındandır. Ancak avantajlar elastisite modülünün kemikle uyumu, 3B yazıcı işlenebilirliği, maliyet ve ağırlık boyutlarında kendini göstermektedir (Chappa vd., 2025).

Atsü & Erol (2024), termomekanik yaşlanma testlerinden sonra PEEK, zirkonya ve titanyum implant destekli protez altyapılarının marjinal uyumunu ve kırılma direncini karşılaştırmış, PEEK altyapıların kabul edilebilir marjinal uyum değerleri sergilediğini bildirmiştir. Zirkonya antagonist dişlerde aşınma potansiyeli açısından endişe yaratmaya devam ederken PEEK'in aşınma profili doğal dişle daha uyumludur. Bu özellik, özellikle karşıt yapı sağlığı açısından değerli bir klinik avantajdır.

Klinik Endikasyonlara Göre Materyal Seçimi

Klinisyenler için kanıta dayalı bir materyal seçim rehberi oluşturmak mevcut literatür kısıtlılıkları nedeniyle güç olsa da bazı genel prensipler belirlenebilmektedir. Metal alerjisi olan hastalar için PEEK ve PEKK birincil tercih olabilir. Bruksizm varlığında her iki materyal de yüksek oklüzal yüklemeye maruz kalacak bölgelerde dikkatli kullanılmalı, kantilever içeren restorasyonlarda kullanımından kaçınılmalıdır. Anterior bölge restorasyonlarında estetik kısıtlılıklar göz önünde bulundurularak hasta seçimi dikkatli yapılmalıdır. İmplant destekli overdenture ve hareketli bölümlü protez altyapıları ise mevcut kanıt düzeyinin en güçlü olduğu klinik uygulamalar olarak öne çıkmaktadır (Gama vd., 2020).

Güncel Çalışmalar ve Klinik Bulgular

İn Vitro Çalışmaların Sonuçları

In vitro çalışmalar, PEEK ve PEKK'in mekanik, biyolojik ve adeziv özelliklerini sistematik biçimde değerlendirme imkanı sunmaktadır. Bu çalışmaların genel bulguları şöyle özetlenebilir. Mekanik testlerde PEEK ve PEKK, klinik açıdan kabul edilebilir yük taşıma kapasitesi göstermekte, ancak özellikle yorgunluk testlerinde ve uzun köprülerde metal ve zirkonyaya kıyasla daha erken başarısızlık bildirilmektedir (Barbosa-Júnior vd., 2020). Sonlu elemanlar analizleri, PEEK altyapıların implant çevresi kemiğe daha fizyolojik stres dağılımı sağladığını göstermektedir (Villemfort vd., 2022).

Biyolojik testlerde PEEK'in sitotoksik, genotoksik veya mutajenik etki göstermediği ve standart biyouyumluluk protokollerini geçtiği doğrulanmaktadır. Adezyon çalışmaları ise yüzey işlem yöntemi, siman türü ve uygulama protokolüne bağlı olarak geniş bir değer aralığı sunmaktadır, optimum protokol henüz standartlaştırılamamıştır. In vitro sonuçların in vivo koşullarla ne ölçüde örtüştüğü, literatürde hala tartışma konusu olmaya devam etmektedir (Najeeb vd., 2016).

Klinik Araştırmalar ve Başarı Oranları

Klinik çalışmalarda PEEK dental protezlerin başarı ve hayatta kalma oranları genellikle tatmin edici olarak bildirilmektedir, ancak bu sonuçların büyük çoğunluğu kısa izleme süreleri ve küçük örneklem büyüklükleri ile elde edilmiştir.

Gama ve ark. (2020), inceledikleri klinik çalışmalarda implant destekli sabit protez ve overdenture uygulamalarında PEEK grubunun metal grubuna kıyasla daha yüksek hayatta kalma oranları sergilediğini, biyolojik göstergelerin (plak indeksi, gingival indeks, marginal kemik kaybı) PEEK lehine olduğunu ortaya koymuştur.

PEEK ve PEKK altyapılı tam ark implant destekli sabit protezlerin değerlendirildiği sistematik derlemede 12 çalışmada destekleyici dokuların sağlığının korunduğu saptanmış, adezyon sorunlarının başlıca komplikasyon olduğu vurgulanmıştır (Mishra vd., 2023). PEKK'in tek başına değerlendirildiği klinik çalışma sayısı ise PEEK'in çok gerisinde kalmakta, bu durum PEKK için kesin klinik öneriler oluşturulmasını kısıtlamaktadır.

Klinik Başarısızlık Nedenleri

Mevcut klinik veriler değerlendirildiğinde PEEK ve PEKK restorasyonlarda karşılaşılan başlıca başarısızlık modları şöyle sıralanabilir: Birincisi, veneer tabakasının debonding, özellikle PEEK altyapı üzerindeki kompozit veneer katmanlarında sık bildirilen komplikasyondur ve yetersiz yüzey işleminde kaynaklanmaktadır (Arslan & Caglar, 2025). İkincisi, kırılma ve çatlama; özellikle kantilever içeren restorasyonlarda, posterior bölgedeki geniş köprülerde ve brüksizm varlığında bildirilen mekanik başarısızlıklardır (Mishra vd., 2023). Üçüncüsü, estetik sorunlar; yüzey renklenmesi ve veneer aşınması zamanla hasta memnuniyetini olumsuz etkileyebilmektedir (Arslan & Caglar, 2025).

Başarısızlıkların önlenmesinde klinisyen deneyimi, doğru endikasyon seçimi ve yüzey işlem protokolüne titizlikle uyulması belirleyici rol oynamaktadır. Özellikle yüzey işlemi yapılmamış PEEK'in simante edilmesi, erken dönem debonding için en güçlü risk faktörlerinden birini oluşturmaktadır. Hasta uyumu da uzun dönem başarı için kritik öneme sahiptir (Kwan & Kwan, 2021).

Sonuç

PEEK ve PEKK, protetik diş hekimliğinde geleneksel metal ve seramik materyallere alternatif ya da tamamlayıcı biyomateryal olarak son 10 yılda hızla gelişen bir araştırma ve klinik uygulama alanı haline gelmiştir. Bu materyallerin mükemmel

biyoyumlulukları, metal içermemeleri, kemiğe yakın elastisite modülleri, CAD/CAM sistemiyle uyumları ve potansiyel periodontal sağlık avantajları, başta metal alerjisi olan hastalar ve implant destekli restorasyonlar olmak üzere belirli klinik senaryolarda değerli seçenekler sunmaktadır.

Bununla birlikte, bu materyallerin yaygın klinik kullanıma geçişi bazı kritik engelleri aşmayı gerektirmektedir. Bunların başında adezyon sorunlarının çözüme kavuşturulması, estetik kısıtlılıkların giderilmesi, uzun dönem klinik performansın büyük ve iyi tasarlanmış randomize kontrollü çalışmalarla belgelenmesi ve klinik uygulama kılavuzlarının kanıta dayalı zemine oturtulması gerekmektedir. Mevcut kanıt düzeyinin düşük ya da çok düşük olduğu hatırlatıldığında klinisyenlerin bu materyalleri bilinçli bir hasta seçimiyle, kapsamlı bir aydınlatılmış onam süreci içinde ve kanıtlanmış üretim protokollerine uyarak kullanmaları gerekmektedir.

Gelecekteki araştırmaların öncelikli odak noktaları; biyoaktif yüzey modifikasyonlarının osseointegrasyon üzerindeki etkilerinin araştırılması, standardize edilmiş adezyon protokollerinin geliştirilmesi, 3B baskı teknolojisiyle PEEK/PEKK üretiminin optimize edilmesi ve en az 5 yıllık takip süresine sahip çok merkezli klinik çalışmaların tasarlanması olmalıdır. Ancak bu şartlar yerine getirildikten sonra PEEK ve PEKK'in protetik diş hekimliğindeki kesin yeri ve endikasyon sınırları kanıta dayalı biçimde tanımlanabilecektir.

Kaynakça

Alqurashi, H., Khurshid, Z., Syed, A. U. Y., Rashid Habib, S., Rokaya, D., & Zafar, M. S. (2021). Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *Journal of Advanced Research*, 28, 87-95. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2020.09.004>

Alsadon, O., Wood, D., Patrick, D., & Pollington, S. (2020). Fatigue behavior and damage modes of high performance polyether-ketone-ketone PEKK bilayered crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 110, 103957. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103957>

Arakelyan, M., Spagnuolo, G., Iaculli, F., Dikopova, N., Antoshin, A., Timashev, P., & Turkina, A. (2022). Minimization of Adverse Effects Associated with Dental Alloys. *Materials*, 15(21), 7476. <https://doi.org/10.3390/ma15217476>

Arslan, E., & Caglar, I. (2025). Enhancing PEEK bond strength: The impact of chemical and mechanical surface modifications on surface characteristics and phase transformation. *BMC Oral Health*, 25(1), 511. <https://doi.org/10.1186/s12903-025-05933-3>

Arvai, R., Baroudi, K., Duarte, L., Diamantino, P. S., Gimenez, M. G., Phillippi, A. G., Saavedra, G. de S. F. A., Waghon, Z. M. L., & Gonçalves, T. M. S. V. (2024). New adhesive protocol improves shear bond strength of Polyetherketoneketone (PEKK). *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 40(1), 3-8. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.10.001>

Atsu, S., & Erol, U. (2024). Marginal fit and fracture resistance of polyetheretherketone, zirconia, and titanium implant-supported prosthesis frameworks for a partially edentulous arch after

thermomechanical aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(2), 273-280. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.07.015>

Barbosa-Júnior, S. A., Pereira, G. K. R., Dapieve, K. S., Machado, P. S., Valandro, L. F., Schuh, C., Consani, R. L. X., & Bacchi, A. (2020). Mechanical Fatigue Analysis of PEEK as Alternative to Zirconia for Definitive Hybrid Abutments Supporting All-Ceramic Crowns. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 35(6), 1209-1217. <https://doi.org/10.11607/jomi.8262>

Borgonovo, A. E., Censi, R., Vavassori, V., Savio, M., & Re, D. (2021). A Possible Relationship between Peri-Implantitis, Titanium Hypersensitivity, and External Tooth Resorption: Metal-Free Alternative to Titanium Implants. *Case Reports in Dentistry*, 2021, 8879988. <https://doi.org/10.1155/2021/8879988>

Branco, A. C., Colaço, R., Figueiredo-Pina, C. G., & Serro, A. P. (2020). A State-of-the-Art Review on the Wear of the Occlusal Surfaces of Natural Teeth and Prosthetic Crowns. *Materials*, 13(16), 3525. <https://doi.org/10.3390/ma13163525>

Chappa, N., Valaparla, J., Gadde, H., Venkatapathi, A., Sree, H. V., Srija, S. C., & Parthiban, S. (2025). Metal-Free Dental Implants: A Narrative Review of Zirconia and Emerging Alternative Materials. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 17(Suppl 4), S2849-S2851. https://doi.org/10.4103/jpbs.jpbs_1163_25

Chopra, A., Goswami, R., Saxena, D., & Trivedi, A. (2023). To Evaluate and Compare the Effect of Various Surface Treatment Modalities on Shear Bond Strength of Composite to Polyetherketoneketone and SEM Analysis: An In vitro Study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 14(3), 206-212. https://doi.org/10.4103/ccd.ccd_420_22

Dawson, J. H., Hyde, B., Hurst, M., Harris, B. T., & Lin, W.-S. (2018). Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6), 867-872. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.09.008>

dos Santos, F. S. F., Vieira, M., da Silva, H. N., Tomás, H., & Fook, M. V. L. (2021). Surface Bioactivation of Polyether Ether Ketone (PEEK) by Sulfuric Acid and Piranha Solution: Influence of the Modification Route in Capacity for Inducing Cell Growth. *Biomolecules*, 11(9), 1260. <https://doi.org/10.3390/biom11091260>

Doyle, L., Pérez-Ferrero, X., García-Molleja, J., Losada, R., Romero-Rodríguez, P., & Fernández-Blázquez, J. P. (2024). Fused Filament Fabrication of Slow-Crystallizing Polyaryletherketones: Crystallinity and Mechanical Properties Linked to Processing and Post-Treatment Parameters. *Polymers*, 16(23), 3354. <https://doi.org/10.3390/polym16233354>

Emam, M., & Metwally, M. F. (2023). Effect of coping materials zirconia or polyetheretherketone with different techniques of fabrication on vertical marginal gap and fracture resistance of posterior crowns with composite veneering. *BMC Oral Health*, 23, 546. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03247-w>

Gama, L. T., Duque, T. M., Özcan, M., Philippi, A. G., Mezzomo, L. A. M., & Gonçalves, T. M. S. V. (2020). Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: A systematic review. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 36(4), e93-e108. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.01.002>

Gurav, T., & Bhola, R. D. (2024). Application of Polyether Ketone in Oral Implantology and Prosthodontics. *Cureus*, 16(5), e60175. <https://doi.org/10.7759/cureus.60175>

Hata, K., Komagata, Y., Nagamatsu, Y., Masaki, C., Hosokawa, R., & Ikeda, H. (2023). Bond Strength of Sandblasted PEEK with Dental Methyl Methacrylate-Based Cement or Composite-Based Resin Cement. *Polymers*, 15(8), 1830. <https://doi.org/10.3390/polym15081830>

Hegazi, H. M., Elkhadem, A., Fayyad, A., Elkady, D. M., Elkerdawy, M. W., & Sedky, A. (2025). Patient-centered outcomes of indirect CAD-CAM removable partial denture frameworks: A 2-year follow-up study. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 34(8), 818-826. <https://doi.org/10.1111/jopr.14100>

Hong, M.-H., & Choi, H. (2024). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution in Dental Implant Prosthesis and Surrounding Bone Using PEEK Abutments. *Biomimetics*, 9(8), 472. <https://doi.org/10.3390/biomimetics9080472>

Karayel Gerçek, A. B., & Canay, R. Ş. (2026). BioHPP in prosthetic dentistry: A narrative review of mechanical, biological, and clinical properties. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 12, 45303. <https://doi.org/10.2340/biid.v13.45303>

Khurshid, Z., Nedumgottil, B. M., Ali, R. M. M., Bencharit, S., & Najeeb, S. (2022). Insufficient Evidence to Ascertain the Long-Term Survival of PEEK Dental Prostheses: A Systematic Review of Clinical Studies. *Polymers*, 14(12), 2441. <https://doi.org/10.3390/polym14122441>

Klur, T., Hasan, I., Ottersbach, K., Stark, H., Fichte, M., Dirk, C., & Bourauel, C. (2019). PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: A clinical pilot study. *Clinical Oral Investigations*, 23(2), 771-777. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2493-z>

Kortam, S. A., ELSyad, M. A., Awad, S. S., & ElHelbawy, N. E. (2022). Metal-Ceramic and Polyether Ether Ketone-Composite

Maxillary Fixed Prosthesis Supported by Four Implants and Opposed by Removable Distal Extension Partial Dentures: A Comparative Study of Clinical and Prosthetic Outcomes. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 37(1), 181-189. <https://doi.org/10.11607/jomi.9189>

Kurahashi, K., Matsuda, T., Ishida, Y., & Ichikawa, T. (2020). Effect of polishing protocols on the surface roughness of polyetheretherketone. *Journal of Oral Science*, 62(1), 40-42. <https://doi.org/10.2334/josnusd.18-0473>

Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845-4869. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.07.013>

Kwan, J. C., & Kwan, N. (2021). Clinical Application of PEEK as a Provisional Fixed Dental Prosthesis Retained by Reciprocated Guide Surfaces of Healing Abutments During Dental Implant Treatment. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 36(3), 581-586. <https://doi.org/10.11607/jomi.8465>

Lee, W.-F., Chen, M.-S., Peng, T.-Y., Huang, P.-C., Nikawa, H., & Peng, P.-W. (2024). Comparative analysis of the retention force and deformation of PEEK and PEKK removable partial denture clasps with different thicknesses and undercut depths. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(2), 291.e1-291.e9. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.09.042>

Li, Y., Wang, D., Qin, W., Jia, H., Wu, Y., Ma, J., & Tang, B. (2019). Mechanical properties, hemocompatibility, cytotoxicity and systemic toxicity of carbon fibers/poly(ether-ether-ketone) composites with different fiber lengths as orthopedic implants. *Journal of Biomaterials Science. Polymer Edition*, 30(18), 1709-1724. <https://doi.org/10.1080/09205063.2019.1659711>

Liao, C., Li, Y., & Tjong, S. C. (2020). Polyetheretherketone and Its Composites for Bone Replacement and Regeneration. *Polymers*, 12(12), 2858. <https://doi.org/10.3390/polym12122858>

Luo, C., Liu, Y., Peng, B., Chen, M., Liu, Z., Li, Z., Kuang, H., Gong, B., Li, Z., & Sun, H. (2023). PEEK for Oral Applications: Recent Advances in Mechanical and Adhesive Properties. *Polymers*, 15(2), 386. <https://doi.org/10.3390/polym15020386>

Maksimkin, A. V., Senatov, F. S., Niaza, K., Dayyoub, T., & Kaloshkin, S. D. (2020). Ultra-High Molecular Weight Polyethylene/Titanium-Hybrid Implant for Bone-Defect Replacement. *Materials*, 13(13), 3010. <https://doi.org/10.3390/ma13133010>

Mishra, S. K., Bhasmey, S. R., & Chowdhary, R. (2023). Complete-arch implant-supported fixed dental prostheses fabricated with PEEK and PEKK framework: A systematic review. *Evidence-Based Dentistry*, 24(4), 193. <https://doi.org/10.1038/s41432-023-00928-x>

Moharil, S., Reche, A., & Durge, K. (2023). Polyetheretherketone (PEEK) as a Biomaterial: An Overview. *Cureus*, 15(8), e44307. <https://doi.org/10.7759/cureus.44307>

Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12-19. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2015.10.001>

Papathanasiou, I., Kamposiora, P., Papavasiliou, G., & Ferrari, M. (2020). The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health*, 20(1), 217. <https://doi.org/10.1186/s12903-020-01202-7>

Pidhatika, B., Widayaya, V. T., Nalam, P. C., Swasono, Y. A., & Ardhani, R. (2022). Surface Modifications of High-Performance

Polymer Polyetheretherketone (PEEK) to Improve Its Biological Performance in Dentistry. *Polymers*, 14(24), 5526. <https://doi.org/10.3390/polym14245526>

Porojan, L., Toma, F. R., Vasiliu, R. D., Topală, F.-I., Porojan, S. D., & Maticescu, A. (2021). Optical Properties and Color Stability of Dental PEEK Related to Artificial Ageing and Staining. *Polymers*, 13(23), 4102. <https://doi.org/10.3390/polym13234102>

Qin, L., Yao, S., Zhao, J., Zhou, C., Oates, T. W., Weir, M. D., Wu, J., & Xu, H. H. K. (2021). Review on Development and Dental Applications of Polyetheretherketone-Based Biomaterials and Restorations. *Materials*, 14(2), 408. <https://doi.org/10.3390/ma14020408>

Rajamani, V. K., Reyal, S. S., Gowda, E. M., & Shashidhar, M. P. (2021). Comparative prospective clinical evaluation of computer aided design/ computer aided manufacturing milled BioHPP PEEK inlays and Zirconia inlays. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 21(3), 240-248. https://doi.org/10.4103/jips.jips_57_21

Sahin, S. C., Mutlu-Sagesen, L., Karaokutan, I., & Özcan, M. (2024). Effect of Particle Size and Application Pressure in Air-Borne Particle Abrasion on the Adhesion of Polyetheretherketone. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 32(2), 219-226. https://doi.org/10.1922/EJPRD_2610Sahin08

Schwitalla, A. D., Spintig, T., Kallage, I., & Müller, W.-D. (2015). Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 31(11), 1377-1384. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.08.151>

Shash, Y. H., El-Wakad, M. T., El-Dosoky, M. A. A., & Dohiem, M. M. (2023). Evaluation of stresses on mandible bone and

prosthetic parts in fixed prosthesis by utilizing CFR-PEEK, PEKK and PEEK frameworks. *Scientific Reports*, 13(1), 11542. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-38288-2>

Sulaiman, T. A., Suliman, A. A., Abdulmajeed, A. A., & Zhang, Y. (2024). Zirconia restoration types, properties, tooth preparation design, and bonding. A narrative review. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 36(1), 78-84. <https://doi.org/10.1111/jerd.13151>

Verma, V., Hazari, P., & Verma, P. (2023). Do implants made of polyetheretherketone and its composites have reduced stress shielding effects compared to other dental implant materials? A systematic review. *Evidence-Based Dentistry*, 24(4), 193-194. <https://doi.org/10.1038/s41432-023-00935-y>

Villefort, R. F., Diamantino, P. J. S., Zeidler, S. L. V. von, Borges, A. L. S., Silva-Concílio, L. R., Saavedra, G. deSiqueira F. A., & Tribst, J. P. M. (2022). Mechanical Response of PEKK and PEEK As Frameworks for Implant-Supported Full-Arch Fixed Dental Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *European Journal of Dentistry*, 16(1), 115-121. <https://doi.org/10.1055/s-0041-1731833>

Wang, B., Huang, M., Dang, P., Xie, J., Zhang, X., & Yan, X. (2022). PEEK in Fixed Dental Prostheses: Application and Adhesion Improvement. *Polymers*, 14(12), 2323. <https://doi.org/10.3390/polym14122323>

Zol, S. M., Alauddin, M. S., Said, Z., Mohd Ghazali, M. I., Hao-Ern, L., Mohd Farid, D. A., Zahari, N. A. H., Al-Khadim, A. H. A., & Abdul Aziz, A. H. (2023). Description of Poly(aryl-etherketone) Materials (PAEKs), Polyetheretherketone (PEEK) and Polyetherketoneketone (PEKK) for Application as a Dental Material: A Materials Science Review. *Polymers*, 15(9), 2170. <https://doi.org/10.3390/polym15092170>

