

Protetik Diş Hekimliğine Farklı Açılardan Güncel Bir Bakış

Editör
EMİNE GÖNCÜ BAŞARAN



BİDGE Yayınları

Protetik Diş Hekimliğine Farklı Açılardan Güncel Bir Bakış

Editör: EMİNE GÖNCÜ BAŞARAN

ISBN: 978-625-8673-43-2

1. Baskı

Sayfa Düzeni: Gözde YÜCEL

Yayınlama Tarihi: 2025-12-25

BİDGE Yayınları

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

Sertifika No: 71374

Yayın hakları © BİDGE Yayınları

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

Krc Bilişim Ticaret ve Organizasyon Ltd. Şti.

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



İÇİNDEKİLER

DİŞ HEKİMLİĞİNDE FARKLI PRENSİPLERE DAYALI 3 BOYUTLU BASKILAMA TEKNOLOJİLERİ	1
---	---

RUMEYSA ATEŞ, GÜLBAHAR IŞIK ÖZKOL

TOTAL PROTEZLERDE CAD/CAM İLE ÜRETİLEN PMMA ESASLI KAİDELERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ ..	17
---	----

ÇAĞLA SERDAR, GÜLBAHAR IŞIK ÖZKOL

DİŞ HEKİMLİĞİNDE DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMLERİ	33
--	----

NURAY İSKEFLİ

DENTAL IMPLANTOLOGY AND PHOTOGRAMMETRY: DIGITAL PROTOCOLS AND PROSTHETIC APPLICATIONS	47
---	----

HAKAN DEMİR, SAFA ÖZDEN

İMLANT DESTEKLİ PROTETİK TEDAVİLERDE BAŞARISIZLIKLAR: ETİYOLOJİ, KOMPLİKASYONLAR VE RİSK FAKTÖRLERİ	77
---	----

BÜLENT KADİR TARTUK

İMLANT DESTEKLİ HİBRİT PROTEZLERDE ENDİKASYON–KONTRAENDİKASYON VE MALZEME SEÇİMİ	130
--	-----

MAHMUT SERTAÇ ÖZDOĞAN

PASSIVE FIT IN IMPLANT-SUPPORTED PROSTHESES: BIOMECHANICAL FOUNDATIONS AND CLINICAL EVALUATION	153
--	-----

HAKAN DEMİR, SAFA ÖZDEN

ZİRKONYA RESTORASYONLARIN POLİSAJININ YÜZEY ÖZELLİKLERİ, MEKANİK DAVRANIŞ, AŞINMA VE MİKROBİYAL TUTUNMA ÜZERİNE ETKİLERİ	172
--	-----

MAHMUT SERTAÇ ÖZDOĞAN

İÇİNDEKİLER

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE EKLEMELİ ÜRETİM	187
--	-----

ESRA NUR AVUKAT

BÖLÜM 1

DİŞ HEKİMLİĞİNDE FARKLI PRENSİPLERE DAYALI 3 BOYUTLU BASKILAMA TEKNOLOJİLERİ

RUMEYSA ATEŞ¹
GÜLBAHAR IŞIK-ÖZKOL²

Diş hekimliği, teknolojik gelişmelere hızlı adapte olan bir sağlık alanıdır. Son yıllarda, dijitalleşme ve ileri üretim teknikleri klinik uygulamalarda ve eğitim süreçlerinde gelişmelere neden olmuştur. Bu gelişmelerin en dikkat çeken, CAD/CAM (computer-aided-design and computer-aided-manufacturing) teknolojileridir. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM üretim yöntemleri, geleneksel çıkartmalı üretim (frezeleme) ve modern eklemeli üretim (3B baskı) olarak iki ana kategoriye ayrılabilir.(Azari & Nikzad, 2009). Çıkartmalı üretim, malzemenin kontrollü olarak çıkarılmasıyla nesnelerin şekillendirildiği bir yöntemdir sıkça uygulanmaktadır. (Miyazaki & Hotta, 2011) Bu yöntem, yüksek hassasiyetli çok eksenli frezeleme cihazlarıyla karmaşık geometrilerin işlenmesine olanak tanırken, süreç malzeme bloklarının sağlam yapısına, alet boyutlarına ve malzemenin fiziksel

¹ Diş Hekimi, Doktora Öğrencisi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Orcid: 0009-0004-5104-465X

² Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD, Orcid: 0000-0003-0538-5870

özelliklerine bağılı olarak yavaş ve zaman zaman israf içerici olabilmektedir.(Petzold, Zeilhofer, & Kalender, 1999). Üç boyutlu baskılama teknolojisi, nesneleri katman katman inşa ederek üç boyutlu fiziksel modeller oluşturabilen bir üretim yöntemidir. Bu süreç,dijital tasarımlardan başlayarak, somut ve işlevsel ürünler veya prototipler elde etmeyi mümkün kılar.

Üç Boyutlu Baskılama Teknolojisinin Tarihsel Gelişimi

Üç boyutlu baskılama teknolojisinin temelleri 1970’li yılların sonlarına dayansa da, ilk başarılı katı nesne üretimi 1982 yılında Hideo Kodama tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu gelişmeyi takiben, Charles Hull 1984 yılında dünyadaki ilk üç boyutlu yazıcıyı üretmiştir. O dönemin teknolojik imkânları göz önüne alındığında, bu cihazlar oldukça büyük boyutlara sahipti ve üretim maliyetleri yüksekti. Bu nedenle, başlangıçta yalnızca prototip üretiminde kullanılabılmıştır.(Shellabear, Lenz, & Junior, 2004)

1988 yılı itibarıyla, üç boyutlu yazıcılarda renkli baskı alınabilmesini mümkün kılan Selective Laser Sintering (SLS) ve Fused Deposition Modelling (FDM) gibi teknolojiler geliştirilmiştir. 1995 yılında ise 3D yazıcılar ticarileşerek genel pazara sunulmuştur. Bir yıl sonra, Z Corporation tarafından yüksek çözünürlükte üretim yapabilen ilk üç boyutlu yazıcı modeli tasarlanmıştır. 2007 yılı, üç boyutlu yazıcılar için önemli bir dönüm noktası olmuştur. Bu yılda açık kaynak kodlu ilk yazıcı olan RepRap tanıtılmış ve bu sayede geliştiriciler, cihazlar üzerinde değişiklik yapma ve yeni modeller üretme imkanına sahip olmuştur. 2008’de ise Object Geometries firması, aynı anda birden fazla malzeme kullanarak üretim yapabilen Connex500 modelini geliştirmiştir. 2009 yılından itibaren, başlangıçta yalnızca endüstriyel ve profesyonel kullanım alanlarına yönelik geliştirilen üç boyutlu yazıcılar, MakerBot ve 3D Systems gibi şirketlerin ürettiği Cubify benzeri modeller sayesinde ev kullanıcıları tarafından da erişilebilir hale gelmiştir.(Shellabear, Lenz, & Junior, 2004; Alcisto et al., 2011)

Bilgisayar ortamında oluşturulan veriler doğrultusunda malzemenin katmanlar halinde eklenmesiyle üç boyutlu nesnelerin üretilmesi, eklemeli üretim olarak tanımlanmaktadır. (Alammar, Kois, Revilla-León, & Att, 2022) Günümüzde üç boyutlu üretim kavramı, eklemeli üretimi de kapsamakta olup aynı zamanda hızlı prototipleme olarak da adlandırılmaktadır. (Murtezani, Sharma, & Thieringer, 2022)

Dijital ya da geleneksel yöntemlerle elde edilen hasta ölçülerinin kullanılmasıyla çeşitli tedavilerin uygulanmasına imkân tanıyan bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojileri, diş hekimliğinde önemli ilerlemelere zemin hazırlamaktadır. Bu sistemler, hasta bilgilerinin kaydedilebilir, saklanabilir ve gerektiğinde kolaylıkla aktarılabilir dijital verilere dönüşmesini sağlamaktadır. (Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama, & Tamaki, 2009; Shin, Doh, Lim, Kwon, Shim, & Kim, 2021)

Üç boyutlu yazıcı teknolojisi, günümüzde birçok sektörde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu teknolojinin uygulama alanları; tıp, uzay ve havacılık, kalıpcılık, otomotiv, diş hekimliği, askeri savunma, mimarlık, kişisel kullanım ürünleri, heykeltçilik, kuyumculuk ve eğitim gibi oldukça geniş bir yelpazeyi kapsamaktadır. Akademik literatürde yapılan çalışmalarda, özellikle ürün tasarımı ve geliştirme, canlı doku ve organ üretimi, kişiye özel cerrahi aparatların tasarımı, yüz ve ekstremitelere protezleri, işitme cihazları, dental uygulamalar ve ortopedik implantlar gibi tıbbın çeşitli alanlarında önemli gelişmelere olanak sağladığı görülmektedir. (Lohfeld, McHugh, Serban, Boyle, O'Donnell, & Peckitt, 2007)

Fotopolimerizasyon ile 3 Boyutlu Üretim Teknikleri

Fotopolimerizasyon, solvent içermeyen reçineleri oda sıcaklığında katı polimerlere dönüştürmede en etkili yöntemlerden biri olarak kabul edilmektedir. (Alifui-Segbaya, 2019) Bu süreçte

sıvı reçine, katmanlar halinde yüzeye yayılarak lazer ışınıyla taranır. Tarama işlemi sırasında reçine sertleşir ve bir katman oluşur; bu işlem tekrarlanarak üç boyutlu nesne üretilir. (Oliveira & Reis, 2019)

Fotopolimerizasyon; yüksek detay seviyesi, bilgisayar tasarımı ile üretilen nesne arasındaki düşük boyutsal fark (yaklaşık 50 µm) ve avantajlı fiziksel ile mekanik özellikleri ile öne çıkmaktadır. (Layani, Wang, & Magdassi, 2018) Bu yöntem, kullanıcıya yüksek hassasiyet, pürüzsüz yüzey kalitesi ve hızlı üretim imkânı sunmaktadır.

Diş hekimliğinde güncel uygulamalarda, lazer kaynaklı klasik stereolitografi (SLA) ve maskeleme temelli dijital ışık işleme (DLP) yöntemleri sıkça tercih edilmektedir. Her iki yöntemde de nesneler, fotopolimer reçinenin ışık ile aktive edilmesi sonucu oluşturulmaktadır. (Schweiger, Edelhoff, & Güth, 2021) Stereolitografi yöntemi, son derece hassas cihazlar kullanarak tasarım, geometrik şekil ve ölçeklendirmede yüksek esneklik sağlamaktadır. (Khorsandi et al., 2021)

Stereolitografi(SLA)

Stereolitografi (SLA) teknolojisi, 1980'li yıllarda Chuck W. Hull tarafından geliştirilmiştir. (Hull, 1986; Hull, Spence, Albert, et al., 1991) Bu yöntemde, yapı platformu, ultraviyole (UV) lazerle sertleştirilen ışığa duyarlı sıvı reçine içerisine daldırılır. Lazer ışını, nesnenin her bir katmanının kesitini çizerek fotopolimer reçineyi seçici olarak polimerize eder. Her katman oluştuktan sonra platform, bir katman kalınlığı kadar aşağı hareket eder ve reçine bir sonraki katman için yüzeyi kaplar. Bu işlem, nesne tamamen oluşana kadar ardışık olarak tekrarlanır.

Hull'un çalışmalarıyla aynı dönemde, Prof. Andre adlı Fransız bir araştırmacı da SLA teknolojisine benzer bir sistem için ayrı bir patent başvurusunda bulunmuştur. (Andre et al., 1985; Andre, Méhauté, & Witthe, 1984) Bu durum, SLA'nın küresel çapta

eş zamanlı olarak ilgi gören bir teknoloji olduğunu ortaya koymaktadır.

Lazer tabanlı Stereolitografi (SLA) yöntemi, nesnenin katmanlarını oluşturmak amacıyla ultraviyole (UV) lazer kullanır. Bu lazer ışını, özel mercekler aracılığıyla odaklanır ve ardından iki motorlu tarama aynası sistemi (galvanometre) üzerinden yansıtılarak, ışığa duyarlı reçine haznesine yönlendirilir. Lazerin hedeflenen noktalara isabet etmesiyle birlikte reçine katman katman polimerize olur.

Bu yöntemde, baskının dikey çözünürlüğünü (Z eksen) belirleyen temel unsur kürlenme derinliğidir. Kürlenme derinliği; kullanılan fotobaşlatıcıların kimyasal özellikleri, UV ışığının dalga boyu, ışık gücü, pozlama süresi ya da tarama hızı gibi ışınımına maruz kalma parametrelerinin yanı sıra; sistemde bulunan boya, pigment ve UV emici katkı maddeleri gibi faktörlerden de etkilenmektedir. (Stansbury & Idacavage, 2016; Liska, Schuster, Infuhr, et al., 2007; Infuhr, Pucher, Heller, et al., 2007)

SLA teknolojisinin önemli avantajlarından biri, yüksek sıcaklıklara dayanıklı malzemelerle çalışabilmesi ve karmaşık geometrik yapılar üretme yeteneğidir. Bu sayede hassas ve detaylı modellerin elde edilmesi mümkün olmaktadır. (Petrovic, Gonzalez, Ferrando, et al., 2011)

Dijital Işık İşleme (DLP)

Dijital Işık İşleme (DLP) teknolojisi, 1987 yılında Texas Instruments'tan Larry Hornbeck tarafından geliştirilmiştir. Katmanlı üretim (AM) kapsamında değerlendirilen DLP yöntemi, ASTM(International Association for Testing Materials) tarafından SLA teknolojisiyle aynı kategoriye dahil edilmiştir (ASTM, 2009), çünkü her iki yöntem de fotopolimer reçineleri ışık yardımıyla sertleştirme esasına dayanır.

DLP’de görüntü; bir ark lambası ya da bir yarı iletken çip üzerinde bulunan mikroskobik aynalar aracılığıyla oluşturulur. Bu yarı iletken yapı, Dijital Mikro Ayna Cihazı (DMD) olarak adlandırılır. DMD üzerindeki her bir ayna, projeksiyonla yansıtılan görüntüde bir veya birden fazla pikseli temsil eder. Aynaların sayısı, sistemin görüntü çözünürlüğünü belirleyen en önemli faktördür. (Groth, Kravitz, Jones, et al., 2014)

DLP tabanlı üretim sistemlerinde, ışığa duyarlı sıvı fotopolimer içeren bir küvet, kontrollü ve güvenli bir ışık ortamında bir projektör yardımıyla ışığa maruz bırakılır. Projektör, üç boyutlu dijital modelin her bir katmanını temsil eden görüntüyü doğrudan sıvı reçine yüzeyine yansıtarak eş zamanlı katman polimerizasyonu sağlar.

Bu yöntemde, oluşmakta olan fiziksel nesne, reçine içerisinden yukarı doğru kaldırılarak inşa edilir; yani yapı platformu her katmandan sonra yukarı hareket eder. Bu, SLA'dan farklı olarak, nesnenin sıvı içine daha fazla batırılması yerine yüzeyden yukarı doğru bir yapı oluşturulmasına olanak tanır. Kullanılan radyasyon, UV’ye dayanıklı özel bir pencere aracılığıyla sıvı reçineye yönlendirilir. (Groth, Kravitz, Jones, et al., 2014)

Bu işlem, her katmanın sertleştirilmesiyle birlikte ardışık olarak tekrar edilerek, nihai üç boyutlu nesne üretilene kadar devam eder. (Groth, Kravitz, Jones, et al., 2014)

Sıvı Kristal Ekran(LCD)

Işıkla polimerizasyon kullanılan tüm yöntemlerde, SLA’dan DLP’ye ve en son teknoloji LCD’ye, kontrol ve adım sistemi arasındaki temel fark ışık kaynağı ve görüntüleme sistemidir. DLP ve LCD teknikleri arasındaki en büyük fark görüntüleme sistemidir. LCD tekniğinde görüntüleme sistemi olarak likit kristal ekran kullanılmıştır. Sıvı kristale bir elektrik alanı uygulandığında, moleküler düzenini değiştirir ve ışığın geçmesini önler. Gelişmiş

likit kristal ekran teknolojisi sayesinde likit kristal ekranın çözünürlüğü çok yüksektir. (Chang, Li, & An, 2012) Baskı kalitesine ek olarak, DLP ve LCD arasındaki en büyük fark, kullanılan ışık yoğunluğudur. (Wu, Zhao, Jian, Mao, & Guo, 2018) Fotopolimerizasyon sürecinde ışık yoğunluğu, kürlenme hızını ve baskı süresini belirleyen kritik bir parametre olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle, DLP sistemleri için formüle edilmiş ışığa duyarlı reçineler, LCD yazıcılarda ancak başlatıcı konsantrasyonunun artırılması veya pozlama süresinin uzatılması durumunda uygun şekilde kürlenebilmektedir. (Ishii, Kawamura, Yamate, & Takabatake, 2005)

Gelişmiş sıvı kristal ekran teknolojisi sayesinde, sıvı kristal ekranın çözünürlüğü çok yüksektir. Ancak, elektrik alanı değişimleri sırasında az sayıda sıvı kristal molekülü yeniden düzenlenemez ve bu da zayıf ışık sızıntısına neden olur. Bu durum, LCD baskı teknolojisinin hassasiyetinin DLP'den daha düşük olmasına neden olur. (Moon, Kim, Lim, Park, Kim, & Chung, 2021)

Moon ve çalışma arkadaşları, DLP ve LCD baskı tekniklerini kullanarak 2, 3, 5 ve 6 üyeli ayrıca tam ark geçici restorasyonlar üretmiş ve bu restorasyonların çeşitli özelliklerini karşılaştırmıştır. Her iki teknolojide de restorasyonun boyutu büyüdükçe hata oranının arttığı belirlenmiştir. Araştırma sonuçlarına göre, DLP yöntemiyle üretilen 6 üyeli restorasyonlarda belirgin hatalar ortaya çıkarken, LCD yönteminde bu tür belirgin hataların 5 üyeli restorasyonlardan itibaren görülmeye başlandığı rapor edilmiştir. (Tumbleston et al., 2015)

Bu bulgular, büyük hacimli restorasyonlarda hem DLP hem de LCD baskı teknolojilerinin hata eğilimli olduğunu göstermektedir. Buna karşın, daha küçük restorasyonların üretiminde her iki tekniğin de kullanılabilir olduğu; ancak daha geniş kapsamlı restorasyonlarda daha yüksek doğruluk sağlayan alternatif

3B yazıcı teknolojilerinin tercih edilmesinin daha uygun olacağı sonucuna varılmıştır.

Devamlı Sıvı Arayüz Üretimi (CLIP)

20 Mart 2015 tarihinde Carbon 3D Corp. tarafından geliştirilen CLIP (Continuous Liquid Interface Production) teknolojisi, Science dergisinin kapağında tanıtılmıştır. (Balli, Kumpaty, & Anewenter, 2017) Bu yöntemin temel yeniliği, oksijen geçirgenliği kontrollü bir biçimde bastırılarak radikal polimerizasyonu sınırlandıran özel bir oksijen geçirgen membranın geliştirilmesine dayanmaktadır. CLIP, temelde DLP sistemlerinin ileri bir sürümü olarak kabul edilmektedir.

Tekniğin işleyiş prensibi oldukça basittir: nesne, klasik katman bazlı yazdırma yaklaşımından farklı olarak, oksijen geçirgenliği bulunan cam bir membran ve bunun altında yer alan ultraviyole görüntü projeksiyon düzlemi aracılığıyla oluşturulur. Bu yapı, nesnenin sürekli bir şekilde yukarı doğru çekilerek üç boyutlu formun elde edilmesine olanak tanır. (Balli, Kumpaty, & Anewenter, 2017)

CLIP teknolojisinin en belirgin üstünlüklerinden biri, nesnelerin geleneksel DLP yazıcılara kıyasla yaklaşık 25–100 kat daha hızlı üretilmesidir. Kuramsal olarak bu hız artışı, DLP'nin kapasitesinin 1000 katına ulaşabilir ve katman kalınlığı neredeyse sınırsız derecede inceltilebilir. Günümüzde kullanılan çoğu 3B baskı tekniği, modeli katmanlara bölerek üretim yaptığından, bu yaklaşım yüzey pürüzlülüğünü tamamen ortadan kaldıramamaktadır. CLIP yönteminde ise projeksiyon, ardışık sabit görüntüler yerine sürekli bir akış haline dönüşerek, üst üste binen slaytlar yerine akıcı bir video mantığıyla baskı gerçekleştirilir. Bu özellik, DLP projeksiyon sistemlerine göre önemli bir teknolojik sıçrama olarak değerlendirilmektedir. (Balli, Kumpaty, & Anewenter, 2017)

Polyjet (MJP)

MJP teknolojisiyle gerçekleştirilen üç boyutlu üretim, çok sayıda nozülün eşzamanlı çalışması sayesinde modellerin oldukça verimli biçimde oluşturulmasına olanak tanır. Model dosyasındaki verilere bağlı olarak nozüller, x-y düzleminde hareket ederek sıvı reçine damlacıklarını yüzeye püskürtür. Püskürtülen reçine, bir silindir yardımıyla düzgün bir tabaka haline getirilir ve ardından UV ışığıyla kürlenerek katılaştırılır. İlk katman sertleştirildikten sonra, sistem yüksek hassasiyetle yeni katman yüksekliğini ayarlar ve nozüller reçine uygulamaya devam ederek üretim sürecini katman katman ilerletir. (İbrahim et al., 2009)

SLA, DLP, LCD ve CLIP tabanlı 3B baskı yöntemlerinden farklı olarak MJP teknolojisinde görüntüleme kontrolü ile ışık kaynağı birbirinden bağımsız çalışmaktadır. Bu durum, teorik açıdan MJP sistemlerinde kullanılan ışık kaynağının dalga boyu açısından herhangi bir kısıtlama bulunmadığı anlamına gelir. Dolayısıyla MJP 3D baskıda radikal, katyonik veya hibrit fotopolimerizasyon mekanizmaları tercih edilebilir. Bunun yanında, mürekkep püskürtme prensibiyle çalışan MJP sistemleri için reçinenin viskozitesi kritik bir parametredir; enjektörlerin sorunsuz çalışabilmesi için düşük viskoziteye sahip reçineler gereklidir.

Günümüze kadar MJP, çok renkli model üretimine imkân tanıyan tek 3B baskı teknolojisi olarak öne çıkmıştır. Bu yöntem, 16 µm seviyesine kadar inebilen katman kalınlıklarıyla son derece yüksek bir işleme hassasiyeti sunmaktadır. Kullanılan destek malzemelerinin eriyebilir veya çözünebilir yapıda olması, desteklerin çıkarılmasını kolaylaştırmakta ve modele zarar vermeden temiz bir yüzey elde edilmesini sağlamaktadır. Bu nedenle MJP ile üretilen modeller oldukça pürüzsüz yüzeylere sahip olur. Teorik olarak, bu yöntemde baskı boyutu için belirli bir sınırlama bulunmamaktadır.

Bununla birlikte, MJP yazıcılarının donanım maliyetleri oldukça yüksektir. Ayrıca kullanılan malzemeler hem pahalıdır hem de püskürtme mekanizmasına uygun olabilmesi için düşük viskozite gerektirir. Yüksek işleme hassasiyetine ihtiyaç duyulan uygulamalarda tercih edilen MJP teknolojisi, günümüzde özellikle mücevher kalıp üretimi ve hassas tıbbi modeller gibi alanlarda yaygın şekilde kullanılmaktadır. (Sercer et al., 2019)

3D baskı teknolojileri; üretim süresini kısaltmakta, malzeme israfını azaltmakta ve hastaya özel çözümler sunmaktadır. Bununla birlikte, her yöntemin kendine özgü sınırlamaları bulunmaktadır; örneğin bazı yöntemlerde mekanik dayanım düşükken, bazıları maliyet ve son işlem gereksinimleri açısından dezavantajlıdır. Bu nedenle, uygulama türüne, malzemeye ve klinik ihtiyaçlara uygun yöntemin seçilmesi kritik öneme sahiptir.

Sonuç olarak, 3D baskı teknolojileri diş hekimliğinde hem klinik hem de eğitim amaçlı uygulamalarda önemli fırsatlar sunmakta, gelecekte daha geniş kapsamlı ve kişiselleştirilmiş tedavi çözümlerinin önünü açmaktadır.

Kaynakça

Alcisto, J., Enriquez, A., Garcia, H., Hinkson, S., Steelman, T., Silverman, E., Valdovino, P., Gigerenzer, H., Foyos, J., Ogren, J., Dorey, J., Karg, K., McDonald, T., & Es-Said, O. S. (2011). Tensile properties and microstructures of laser-formed Ti-6Al-4V. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 20(2), 203–212.

Alammar, A., Kois, J. C., Revilla-León, M., & Att, W. (2022). Additive manufacturing technologies: Current status and future perspectives. *Journal of Prosthodontics*, 31(S1), 4–12.

Alifui-Segbaya, F. (2019). Biomedical photopolymers in 3D printing. *Rapid Prototyping Journal*.

Andre, J. C., Cabrera, M., Jezequel, J. Y., et al. (1985). French Patent 2,583,333. France: National Intellectual Property Institute.

Andre, J. C., Méhauté, A., & Witthe, O. (1984). Dispositif pour réaliser un module de pièce industrielle (French Patent 8,411,241). France: National Intellectual Property Institute.

ASTM, Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies. (2009). Standard terminology for additive manufacturing—General principles and terminology (ISO/ASTM 52900-15). West Conshohocken, PA: ASTM International.

Balli, J., Kumpaty, S., & Anewenter, V. (Eds.). (2017). Continuous liquid interface production of 3D objects: An unconventional technology and its challenges and opportunities. In *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*. American Society of Mechanical Engineers.

Chang, D. G., Li, S., & An, C. F. (Eds.). (2012). The influence analysis of globular indexing cam mechanism size parameters on transmission performance. In *Advanced Materials Research*. Trans Tech Publications.

Çelik, İ., Karakoç, F., Çakır, M. C., & Duysak, A. (2013). Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 31, 53–69.

Groth, C., Kravitz, N. D., Jones, P. E., et al. (2014). Three-dimensional printing technology. *Journal of Clinical Orthodontics*, 48, 475–485.

Hull, C. W. (1986). Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography (U.S. Patent No. 4,575,330). United States Patent and Trademark Office.

Hull, C. W., Spence, S. T., Albert, D. J., et al. (1991). Method and apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography (U.S. Patent No. 5,059,359). United States Patent and Trademark Office.

Ibrahim, D., Broilo, T. L., Heitz, C., de Oliveira, M. G., de Oliveira, H. W., Nobre, S. M. W., et al. (2009). Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet™ models in the reproduction of mandibular anatomy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 37(3), 167–173.

Ishii, M., Kawamura, T., Yamate, H., & Takabatake, M. (2005). Liquid crystal display (U.S. Patent No. 6,934,000 B1). United States Patent and Trademark Office.

Khorsandi, D., Fahimipour, A., Abasian, P., Saber, S. S., Seyedi, M., Ghanavati, S., et al. (2021). 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomaterialia*, 122, 26–49.

Layani, M., Wang, X., & Magdassi, S. (2018). Novel materials for 3D printing by photopolymerization. *Advanced Materials*, 30(41), 1706344.

Liska, R., Schuster, M., Infuhr, R., et al. (2007). Photopolymers for rapid prototyping. *Journal of Coatings Technology Research*, 4, 505–510.

Lohfeld, S., McHugh, P., Serban, D., Boyle, D., O'Donnell, G., & Peckitt, N. (2007). Engineering Assisted Surgery™: A route for digital design and manufacturing of customised maxillofacial implants. *Journal of Materials Processing Technology*, 183, 333–338.

Lipson, H., & Kurman, M. (2013). *Fabricated: The new world of 3D printing* (1st ed., pp. 25–32). Indianapolis, IN: John Wiley & Sons.

Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44–56.

Miyazaki, T., & Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56, 97–106.

Moon, W., Kim, S., Lim, B.-S., Park, Y.-S., Kim, R. J.-Y., & Chung, S. H. (2021). Dimensional accuracy evaluation of temporary dental restorations with different 3D printing systems. *Materials*, 14(6), 1487.

Murtezani, I., Sharma, N., & Thieringer, F. M. (2022). Medical 3D printing with a focus on point-of-care in cranio- and maxillofacial surgery: A systematic review of literature. *Annals of 3D Printed Medicine*, 100059.

Oliveira, T. T., & Reis, A. C. (2019). Fabrication of dental implants by the additive manufacturing method: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(3), 270–274.

Petrovic, V., Gonzalez, J. V. H., Ferrando, O. J., et al. (2011). Additive layered manufacturing: Sectors of industrial application shown through case studies. *International Journal of Production Research*, 49, 1061–1079.

Petzold, R., Zeilhofer, H. F., & Kalender, W. A. (1999). Rapid prototyping technology in medicine—Basics and applications. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 23, 277–284.

Schweiger, J., Edelhoff, D., & Güth, J.-F. (2021). 3D printing in digital prosthetic dentistry: An overview of recent developments in additive manufacturing. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 2010.

Shin, S.-H., Doh, R.-M., Lim, J.-H., Kwon, J.-S., Shim, J.-S., & Kim, J.-E. (2021). Evaluation of dimensional changes according to aging period and postcuring time of 3D-printed denture base prostheses: An in vitro study. *Materials*, 14(20), 6185.

Shellabear, M., Lenz, J., & Junior, V. (2004). E-manufacturing with laser sintering—to series production and beyond. In *Proceedings of the Fourth Laser Assisted Net Shape Engineering* (Vol. 1, pp. 435–444). Erlangen, Germany.

Sercer, M., Rezić, T., Godec, D., Oros, D., Pilipovic, A., Ivusic, F., et al. (2019). Microreactor production by PolyJet matrix 3D-printing technology: Hydrodynamic characterization. *Food Technology and Biotechnology*, 57(2), 272–281.

Stansbury, J. W., & Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32, 54–64.

Tumbleston, J. R., Shirvanyants, D., Ermoshkin, N., Januszewicz, R., Johnson, A. R., Kelly, D., Chen, K., Pinschmidt, R., Rolland, J. P., Ermoshkin, A., Samulski, E. T., & DeSimone, J. M. (2015).

Continuous liquid interface production of 3D objects. *Science*, 347, 1349–1352.

Witkowski, S., Komine, F., & Gerds, T. (2006). Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96, 47–52.

Wu, L., Zhao, L., Jian, M., Mao, Y., & Guo, X. (2018). EHMP-DLP: Multi-projector DLP with energy homogenization for large-size 3D printing. *Rapid Prototyping Journal*, 24, 1500-1510.

BÖLÜM 2

Total Protezlerde CAD/CAM ile Üretilen PMMA Esaslı Kaidelerin Mekanik Özellikleri

**ÇAĞLA SERDAR¹
GÜLBAHAR IŞIK-ÖZKOL²**

Total protezler, tam dişsizliğin rehabilitasyonunda fonksiyon, estetik ve fonasyonun hastalara yeniden kazandırılmasında en sık tercih edilen tedavi yöntemlerinden biridir. Protez kaidesi, yapay dişler ile birleşen ve ağız boşluğundaki yumuşak dokular üzerine yerleşen temel protez bileşenidir (Layton ve ark., 2023).

Protez kaidesi, ağız boşluğunun dinamik ve karmaşık koşullarında sürekli olarak mekanik kuvvetlere, termal değişimlere ve kimyasal etkilere maruz kaldığı için kullanılacak materyalin çok yönlü özelliklere sahip olması gerekmektedir (Hassan ve ark., 2019). Kullanılan kaide materyali hem protezin biyomekanik özelliklerini hem de hasta memnuniyetini doğrudan etkilemektedir. Günümüzde polimetil metakrilat (PMMA), estetik özellikleri, biyouyumlu ve işlenebilir oluşu ve nispeten düşük maliyeti sebebiyle altın standart

¹ Diş Hekimi, Doktora Öğrencisi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Orcid: 0009-0005-5196-0719

² Prof.Dr., İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD Orcid: 0000-0003-0538-5870

kaide materyali olarak kabul edilmektedir. Bununla birlikte PMMA bazı dezavantajlara da sahiptir. Bunlar; polimerizasyon büzülmesi, gözenek oluşumu, düşük darbe dayanımı ve artık monomer varlığı şeklinde sıralanabilir. Bu problemler hem protezin uzun ömürlülüğünü hem de biyolojik uyumluluğunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Zafar. M. S. 2020; Alquitabi ve ark. 2023; Khan ve ark. 2022; Bilgin ve ark. 2015).

Bu nedenle, PMMA kaide materyallerinin üretim yöntemleri zamanla çeşitlenmiş; konvansiyonel teknikler yanında CAD/CAM tabanlı dijital yöntemler de klinik uygulamalara dâhil olmuştur.

Total Protezlerde PMMA Esaslı Kaide Üretim Yöntemleri

Konvansiyonel yöntemler uzun yıllardır klinik uygulamaların temelini oluşturmaktadır. Isıyla polimerize edilen PMMA bu yöntemler arasında en yaygın kullanılan çeşididir. Toz ve likit karıştırılarak elde edilen akrilik hamuru mufla içine yerleştirildikten sonra sıcak su banyosunda polimerizasyon sağlanır. Bu teknik iyi mekanik özellikler göstermekle beraber renk stabilitesi de sunar. Uzun süreli işlem gerektirmesi, polimerizasyon sırasında ortaya çıkan büzülme ve porozite oluşumu dezavantajları arasında sayılabilir (Vincze ve ark. 2025). Otopolimerizan akrilikler ise kimyasal başlatıcılar sayesinde oda sıcaklığında polimerize olur. Uygulama kolaylığı ve sertleşme süresinin kısa olması nedeniyle özellikle protez tamirlerinde tercih edilir. Düşük mekanik dayanımı ve yüksek artık monomer içeriği nedeniyle total protezlerin ana kaide materyali olarak kullanımı sınırlıdır. Mikrodalga ile polimerizasyon yönteminde, PMMA karışımı mikrodalga enerjisiyle kısa sürede sertleştirilir. Bu yöntem hız ve enerji verimliliği sağlasa da özel cihaz gereksinimi ve polimerizasyon homojenliği ile ilgili kısıtlılıklar mevcuttur. Konvansiyonel yöntemlerden bir diğeri olan enjeksiyon kalıplama tekniğinde ise PMMA basınç altında muflaya enjekte edilir ve ısıyla sertleştirilir. Bu yöntem protezin boyutsal

stabilitesini artırmakta ve poroziteyi azaltmakta başarılıdır, fakat daha karmaşık laboratuvar işlemleri ve maliyetli bir uygulama gerektirmektedir (Vincze ve ark. 2025).

Son yıllarda diş hekimliği pratiğinde meydana gelen teknolojik gelişmeler, bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) sistemlerinin total protez üretiminde kullanılmasını sağlamıştır. CAD/CAM tabanlı total protez üretimine yönelik ilk girişimler 1990'lı yıllarda başlamıştır ve geçen süreçte donanım, yazılım ve malzeme teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte bu sistemler hızla ilerleme göstermiş ve günümüzde dünya genelinde çok sayıda üretici ve sistem alternatifleri ortaya çıkmıştır (Srinivasan ve ark. 2019). Bütün bu teknolojik ilerlemeler protez yapım sürecini hızlandırmaktadır. Aynı zamanda hata oranlarını ve hasta ziyaretlerini minimuma indirmektedir. Dijital yöntemler iki gruba ayrılmaktadır: eksiltmeli üretim yani frezeleme yöntemleri ve eklemeli üretim yani üç boyutlu (3D) baskı teknikleri. Eksiltmeli yöntemde yüksek basınç ve sıcaklık altında polimerize edilerek hazırlanmış PMMA blokları kullanılmaktadır. Bu bloklar CAD yazılımlarıyla tasarlanan protez kaide formuna uygun şekilde CAM cihazları ile frezelenmektedir. PMMA blokların üretimi sırasında polimerizasyon koşullarının kontrollü olması nedeniyle artık monomer miktarı oldukça düşüktür. Bu durum biyouyumluluk açısından önemli bir avantaj sağlamaktadır. Yapının homojen olması sayesinde mekanik dayanım yükselmekte, boyutsal stabilite ve uyum konvansiyonel yöntemlerle kıyaslandığında daha üstün bulunmaktadır. Bununla birlikte, frezeleme süreci sırasında gereğinden fazla materyal kullanımı ortaya çıkmakta ve konvansiyonel yöntemlere kıyasla daha yüksek maliyet gereksinimi doğmaktadır (Vincze ve ark. 2025).

Son yıllarda üç boyutlu (3D) baskı teknolojilerindeki gelişmeler, diş hekimliğinde dijital protezlerin üretiminde önemli yenilikler sağlamıştır. Bu yöntem, bilgisayar destekli tasarımın

ardından protezlerin katmanlı üretimini sağlar, bu da üretim süresini ve insan kaynaklı hataları önemli ölçüde azaltır (Dimitrova ve ark. 2022). Dijital total protezlerin 3D baskı ile üretilmesinde en sık kullanılan iki temel yöntem dijital ışık işleme (Digital Light Processing – DLP) ve stereolitografi (Stereolithography – SLA) olup, bu sistemler genel olarak vat-polimerizasyon teknolojileri olarak tanımlanmaktadır. Her iki yöntemde de, bir ışık kaynağı kullanılarak sıvı haldeki fotopolimer reçine katmanlı polimerize edilerek katı forma getirilmektedir. Üretim süreci, dijital ortamda tasarlanan protezin iki ayrı dosyaya ayrılmasıyla başlar: biri pembe renkli protez kaidesini, diğeri ise beyaz renkli yapay dişleri temsil eder. Mevcut baskı sistemleri günümüzde tek seferde yalnızca tek renk baskıya izin verdiği için, bu iki bileşen ayrı ayrı üretilmektedir.

Bu teknik protezin kısa sürede ve kişiye özel olarak üretilmesine imkan sağlamaktadır. Ayrıca tasarım dosyaları bilgisayar ortamında saklanabilmektedir. Bu da gerektiğinde protezin tekrar üretilmesine olanak tanıyarak klinik süreçleri basitleştirmektedir. Bununla birlikte, üç boyutlu baskı kullanılarak üretilen PMMA kaidelerinin mekanik özellikleri, geleneksel ısıyla polimerize edilen PMMA ile karşılaştırıldığında daha zayıf olduğu görülmektedir. Ayrıca uzun dönem biyouyumluluk ve klinik başarıya yönelik veriler sınırlıdır. Eklemeli üretim yöntemleri büyük bir potansiyel taşıyalar da, klinik uygulamalarda daha yaygın olarak kullanılabilmesi için materyal geliştirme çalışmalarının ve uzun süreli klinik araştırmaların devam etmesi gerekmektedir (Aguirre ve ark. 2020).

Sonuç olarak, PMMA akrilik uzun yıllardır total protez kaide materyali olarak başarısını kanıtlamış bir malzeme olmakla birlikte üretim yöntemleri; protezin kalitesi, dayanıklılığı ve hasta memnuniyetinde belirleyici olmaktadır. Konvansiyonel yöntemler geçerliliğini devam ettirmekte ve düşük maliyet avantajıyla özellikle diş hekimliği eğitimi ve rutin klinik uygulamalarda kullanılmaktadır.

Bununla birlikte CAD/CAM tabanlı dijital yöntemler, üretim koşullarının sağladığı yüksek mekanik dayanım, düşük artık monomer ve daha hassas uyum sayesinde zamanla daha fazla tercih edilmektedir. Dijital tekniklerin gelecekteki ekonomik avantajları ve klinik başarıları üzerine yapılacak araştırmalar, protez üretiminde yeni standartlar oluşturabilir (Goodacre, B. J., & Goodacre, C. J. 2022).

Mekanik Özellikler

Eğilme Dayanımı

Eğilme dayanımı, total protez kaidelerinin fonksiyon sırasında maruz kaldığı bükme ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı koyabilme kapasitesini belirleyen temel mekanik özelliklerdendir. Isıyla polimerize edilen geleneksel PMMA esaslı kaideler klinik kullanımı uzun yıllardır devam ettirmekle birlikte polimerizasyon büzülmesi, porozite ve düzenli olmayan polimer ağ yapısı gibi kısıtlılıkları bulunmaktadır. Bu da eğilme dayanımını olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Üretim yönteminin polimer zincir yapısı, çapraz bağlanma miktarı ve porozite düzeyi üzerinde belirleyici rol oynadığı bilinmektedir. Bu sebeple farklı yöntemlerle üretilen kaideler arasında dayanım yönünden farklılıklar ortaya çıktığı görülmektedir (de Oliveira Limírio ve ark. 2022).

Frezelenmiş CAD/CAM tabanlı protez kaideleri, eğilme dayanımı açısından hem konvansiyonel yöntemlerle hazırlanan kaidelerle hem de üç boyutlu baskı ile üretilen fotopolimer reçinelerle karşılaştırıldığında daha üstündür. Prepolimerize PMMA bloklardan yapıldıkları için daha homojen bir polimer ağına, daha az artık monomer içeriğine ve minimal porozitelere sahiptir (al-Qarni, F. D., & Gad, M. M. 2022). Yapılan Meta-analiz çalışmaları, dijital frezelenmiş kaidelerin eğilme dayanımı açısından bütün üretim yöntemlerinden daha üstün olduğunu göstermektedir. Enjeksiyon ve basınçla polimerize edilen konvansiyonel kaidelerin ise orta düzeyde

performans gösterdiği ortaya koyulmuştur (Vincze ve ark. 2025; Kunnath Menon ve ark. 2025; Abualsaud, R& Gad, M. M. 2022).

Üç boyutlu baskı ile üretilen kaidelerde fotopolimerizasyon derecesi sınırlıdır, tabakalar arasında zayıf bağlanma bölgeleri bulunur ve katmanlı üretim nedeniyle oluşan yapısal kesintiler nedeniyle eğilme dayanımı daha düşüktür (Falahchai ve ark. 2023; Janeva ve ark 2018; Lourinho ve ark. 2022).

Aynı zamanda CAD/CAM yönteminde pre-polimerize akrilik blokların boyutsal stabilitesi, polimerizasyon büzülmesini ortadan kaldırdığından, dijital protezlerin doku yüzeyine daha uyumlu olmasına ve daha fazla retansiyon ve dayanım göstermesini sağlamaktadır. Bu nedenle, dijital protezler, geleneksel yöntemlerle üretilen kaidelere kıyasla daha uzun vadeli performans gösterebilir (Janeva ve ark 2018).

Bu değerlendirme, eğilme dayanımı bakımından frezelenmiş CAD/CAM kaidelerin güncel üretim yöntemleri arasında en yüksek mekanik performansı sunduğunu ve klinik açıdan en dayanıklı seçeneklerden biri olduğunu göstermektedir.

Eğilme Modülü (Elastikiyet Modülü)

Eğilme modülü, protez kaidesinin elastik deformasyona karşı direncini ifade eden bir rijitlik parametresidir. Protezin yük altında şeklini koruyabilmesi açısından önemlidir. Bu özellik, protez kaidesinin fonksiyon sırasında çığneme kuvvetleri altında esnemenen stabil kalabilmesinde ve uzun dönemde boyutsal stabilitesini koruyabilmesinde etkilidir.

Pre-polimerize edilmiş CAD/CAM PMMA bloklar, düzenli zincir yapısı ve düşük porozite sayesinde geleneksel ısıyla polimerize PMMA'dan daha yüksek eğilme modülüne sahiptir (de Oliveira Limírio ve ark. 2022). Enjeksiyon yöntemiyle polimerize edilen konvansiyonel kaideler, polimerizasyon sırasında uygulanan

basınç nedeniyle yüksek zincir yoğunluğuna ulaşabildiği için, bazı durumlarda frezelenmiş CAD/CAM kaidelerle aynı veya daha yüksek rijitliğe sahip olabilmektedir (Kunnath Menon ve ark. 2025).

Bununla birlikte, fotopolimerizasyonun sınırlılığı ve tabakalı üretim yapısının zayıf mekanik yapısı nedeniyle üç boyutlu baskı ile üretilen kaidelerin elastikiyet modülü daha düşüktür (Lourinho ve ark. 2022).

CAD/CAM yöntemiyle üretilen kaidelerin yüksek elastik modülü, bazı klinik avantajlar da sunmaktadır. Kaide yapısının daha rijit olması, kaide deformasyonunu azaltarak protezin doku yüzeyine adaptasyonunu sağlar (Janeva ve ark. 2018).

Frezelenmiş CAD/CAM kaideler ve enjeksiyon yöntemiyle üretilen konvansiyonel kaideler genellikle eğilme modülü açısından üstün özellikler gösterirler. Üç boyutlu baskı ile üretilen kaideler ise tüm yöntemler arasında en düşük rijitlik göstermektedir (Alshali ve ark. 2024).

Sertlik

Sertlik, protez kaidesi materyalinin çizilme, aşınma ve deformasyona karşı ne kadar dayanıklı olduğunu gösteren önemli bir mekanik özelliktir.

Uzun dönem estetik stabilite ve yüzey bütünlüğüyle doğrudan ilişkili bir özelliktir. Yüksek sertlik değeri, çiğneme sırasında oluşan abrazyon kuvvetlere karşı dayanıklılığı artırır. Protezin yüzey morfolojisinin daha uzun süre korunmasını sağlamış olur. Frezelenmiş CAD/CAM kaideler, pre-polimerize edilmiş PMMA blokların homojen yapısı sayesinde sertlik bakımından hem üç boyutlu baskı hem de konvansiyonel yöntemlere kıyasla daha yüksek performans göstermektedir (Vincze ve ark. 2025). Pre-polimerize bloklarda zincir çapraz bağlanmasının ve polimerizasyon

derecesinin yüksek olması, aşınma direncini artırmakta ve yüzey yapılarını daha stabil hale getirmektedir.

Buna karşın üç boyutlu baskı ile üretilen fotopolimerize reçineler, daha düşük dönüşüm derecesi ve tabakalı yapı nedeniyle yüzey aşınmasına ve çizilmelere daha yatkın bir yapı sergilemektedir (Lourinho ve ar. 2022).

Sertlik değerlerindeki bu fark klinik açıdan önemlidir; dijital protezlerde yüzey bütünlüğünün daha uzun süre korunması, retansiyon bölgesindeki yüzey aşınmasını azaltarak protezin uzun dönem performansına katkı sağlayabilir. Ayrıca sertliğin yüksek oluşu, CAD/CAM protezlerin geleneksel yöntemlere kıyasla daha az düzenleme ihtiyacı duyması anlamına gelebilir (Janeva ve ark. 2018).

Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, protez kaidesi üzerinde biyofilmin tutulma olasılığını, hastanın konforunu, protezin hijyenini ve mukozaya uyumunu doğrudan etkileyen biyolojik ve mekanik bir değişkendir. Düzgün yüzey morfolojisi, biyofilm birikimini azaltır ve bu da protez stomatiti gelişme olasılığı azaltır (Altalla ve ark. 2025).

CAD/CAM yöntemiyle frezelenen protez kaideleri, pre-polimerize PMMA bloklardan frezelendiği için porozitenin son derece düşük olduğu, yüzey morfolojisinin daha homojen ve pürüzsüz bir yapı sergilediği bilinmektedir (de Oliveira Limírio ve ark. 2022). Bu durum biyofilm tutulumunu azaltarak uzun dönem biyolojik uyuma katkıda bulunur.

Buna karşın üç boyutlu baskı yöntemi katmanlı bir üretim tekniği olduğundan yüzeyde mikro düzeyde düzensizlikler ve katmanlar arası geçiş bölgeleri oluşturarak pürüzlülüğü artırır. Bu nedenle üç boyutlu baskı ile üretilmiş kaideler hem biyofilm

birikimine daha yatkın olup hem de temizlenmesi daha güç bir yüzey yapısı sergiler (Lourinho ve ark. 2022).

Dijital protezlerin geliştirilmiş yüzey morfolojisinin klinik retansiyona ve uyuma katkı sağladığına dair bulgular mevcuttur. Boyutsal stabilitenin artması ve polimerizasyon büzülmesinin ortadan kaldırılması CAD/CAM protezlerinin doku yüzeyine daha uyumlu olmasını sağlar. Bu da retansiyona katkı sağlar (Janeva ve ark. 2018).

Güncel literatürün kapsamlı bir incelemesi, CAD/CAM teknolojisiyle frezelenen pre-polimerize PMMA blokların, total protez kaide materyallerinin üretiminde kullanılan yöntemler arasında mekanik ve fiziksel olarak daha üstün olduğunu göstermektedir. Frezeleme tekniğinde kullanılan yüksek ısı ve basınç altında polimerize edilmiş PMMA bloklar, homojen polimer zincir yapısı, düşük artık monomer oranı ve düşük porozite sayesinde eğilme dayanımı, elastikiyet modülü, sertlik ve yüzey pürüzlülüğü gibi temel mekanik ve fiziksel parametrelerde yüksek performans göstermektedir. Üretim sürecinde polimerizasyon büzülmesinin ortadan kalkması ve materyalin boyutsal stabilitesinin artması, bu özelliklerle doğrudan ilişkilidir (de Oliveira Limirio ve ark. 2022).

Meta-analiz sonuçları, CAD/CAM ile üretilen frezelenmiş kaidelerin üstün performansını doğrulamaktadır. Frezelenen dijital protez kaidelerinin, üç boyutlu baskı ile üretilen fotopolimerize reçinelerden ve ısı ile polimerize edilmiş geleneksel PMMA'dan anlamlı şekilde daha yüksek eğilme dayanımı gösterdiği bildirilmektedir.

Bu bulgu, pre-polimerizasyonun sağladığı yüksek yoğunluk, homojen yapı ve daha gelişmiş polimerizasyon derecesi ile açıklanmaktadır (Vincze ve ark. 2025; Kunnath Menon ve ark. 2025).

Yüksek sıcaklık ve basınç altında işlendikten sonra frezelenen PMMA kaidelerinin daha düşük plastik deformasyon eğilimi gösterdikleri, aşınmaya karşı daha dirençli oldukları ve renk stabilitesini korudukları gözlemlenmektedir. Üç boyutlu baskı ile üretilen akrilik reçinelerin sertlik değerleri, tabakalı üretim yapısı, baskı yönüne bağlı yüzey heterojenliği, düşük artık monomer oranı ve sınırlı polimer zinciri çapraz bağlanması nedeniyle düşüktür (Lourinho ve ark. 2022).

3D baskı kaidelerinde baskı yönü ve katman kalınlığı, yüzey pürüzlülüğü nedeniyle görünümünü önemli ölçüde etkiler. Bununla birlikte, CAD/CAM frezelenmiş kaidelerin yüzey pürüzlülüğü nedeniyle daha düzgün ve homojen bir görünüme sahip olduğu bilinmektedir. 45° baskılama açısıyla üretilen 3D baskı örneklerinde pürüzlülük artışının sıklıkla görüldüğü ve bu yüzey artışının biyofilm tutulumunu artırma potansiyeline sahip olduğu belirtilmektedir (Alquitabi ve ark. 2025).

Konvansiyonel ısıyla polimerize PMMA kaide materyalleri estetik, işlenebilirlik ve biyouyumluluk açısından önemli avantajlara sahip olmakla birlikte; polimerizasyon büzülmesi, porozite oluşumu, daha yüksek artık monomer oranı ve mekanik dayanımın üretim koşullarına duyarlılığı gibi dezavantajları sebebiyle mekanik performans bakımından dijital yöntemlerin gerisinde kalmaktadır (Alquitabi ve ark. 2023).

Üç boyutlu baskı ile üretilen kaide materyalleri ise üretiminin hızlı olması, dijital ortamda arşivlenebilmesi, düşük maliyet ve kişiye özel tasarım avantajları bulunmaktadır. Buna rağmen, eğilme dayanımı, elastikiyet modülü, sertlik ve yüzey pürüzlülüğü gibi temel mekanik özelliklerde frezelenmiş CAD/CAM materyallere kıyasla daha düşük performans göstermektedir. Literatürde üç boyutlu baskı teknolojisinin özellikle baskı yönü, katman kalınlığı gibi üretim parametrelerine bağlı olduğu ve mekanik özelliklerin bu

değişkenlere bağlı olarak belirgin şekilde değiştiği bildirilmiştir (Janeva ve ark. 2018).

Sonuç olarak mevcut literatürün kapsamlı analizinde, CAD/CAM frezelenmiş PMMA materyallerin, protez kaide materyallerinin üretiminde kullanılan yöntemler arasında mekanik, fiziksel ve yüzey özellikleri bakımından çok daha üstün olduğunu göstermektedir.

Frezelenen kaideler; eğilme dayanımı, elastikiyet modülü, sertlik, yüzey pürüzlülüğü ve boyutsal stabilite açısından hem konvansiyonel ısıyla polimerize PMMA'ya hem de üç boyutlu baskı ile üretilen fotopolimerize reçinelere göre daha tutarlı ve yüksek performans ortaya koymaktadır. Bunun temel nedeni, yüksek derecede kontrollü polimerizasyon sürecinin materyalde homojen bir yapı sağlaması ve artık monomer oranını belirgin biçimde azaltmasıdır.

Konvansiyonel yöntemler halen düşük maliyet ve uygulanabilirlik açısından önemini korumaya devam etmekle birlikte, polimerizasyon büzülmesi, porozite ve mekanik dayanımdaki değişkenlik gibi yapısal sınırlamalar sebebiyle dijital frezeleme yöntemlerinin klinik performansına ulaşamamaktadır. Üç boyutlu baskı teknolojileri ise dijital arşivleme, üretim hızı ve kişiselleştirilmiş tasarım olanaklarıyla geleceğe yönelik büyük potansiyel taşımakla birlikte, mevcut mekanik özellikleri frezelenen CAD/CAM materyalleri ile kıyaslandığında henüz yeterli düzeye ulaşmamıştır.

Mevcut bilimsel verilere dayanarak CAD/CAM frezeleme teknolojisi, protez kaide materyalleri arasında en yüksek mekanik dayanım ve yüzey özelliklerini sunan üretim yöntemidir. Bununla birlikte, gelecekte üç boyutlu baskı teknolojilerinin daha güçlü ve klinik olarak daha güvenilir alternatifler haline gelmesi mümkündür,

Çünkü bu teknolojiler hızla gelişmekte ve uzun dönem klinik sonuçlara yönelik çalışmalar artmaktadır.

Bu nedenle, ilerleyen çalışmalarda özellikle materyal dayanıklılığı, biyouyumluluk ve klinik uzun dönem performansı üzerine kapsamlı klinik araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Kaynakça

Abualsaud, R., & Gad, M. M. (2022). Flexural strength of CAD/CAM denture base materials: Systematic review and meta-analysis of in-vitro studies. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 12(2), 160–170.

Aguirre, B. C., et al. Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(4), 641–646.

Alqutaibi, A. Y., Baik, A., Almuzaini, S. A., Farghal, A. E., Alnazzawi, A. A., Borzangy, S., Aboalrejal, A. N., AbdElaziz, M. H., Mahmoud, I. I., & Zafar, M. S. (2023). Polymeric denture base materials: A review. *Polymers*, 15(15), 3258.

Alqutaibi, A., Arzani, et al. (2025). Physical and mechanical properties of 3D printed denture base materials. *Journal of Prosthodontic Research*. 18;69(4):461-471. doi: 10.2186/jpr. JPR_D_24_00263

Alshali S, Basunbul G, Basunbul A, Giordano Ii R. (2024). Comparison of the flexural strength of printed and milled denture base materials. *BMC Oral Health*. 24(1):929. doi: 10.1186/s12903-024-04695-8.

Altalla, H., Alawawda, O., & Bayindir, F. (2025). Three-dimensionally printed versus conventional heat-polymerized PMMA denture base properties: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 134(6):2191.e1-2191.e12

al-Qarni, F. D., & Gad, M. M. (2022). Printing Accuracy and Flexural Properties of Different 3D-Printed Denture Base Resins. *Materials*, 15(7), 2410. <https://doi.org/10.3390/ma15072410>

Bilgin, M. S., Erdem, A., Aglarci, O. S., & Dilber, E. (2015). Fabricating complete dentures with CAD/CAM and RP technologies. *Journal of Prosthodontics*, 24, 576–579.

de Oliveira Limírio, J. P., de Luna Gomes, J. M., Alves Rezende, M. C. R., Lemos, C. A. A., da Rosa, C. D. D. R., & Pellizzer, E. P. (2022). Mechanical properties of polymethyl methacrylate as a denture base: Conventional versus CAD-CAM resin—A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(6), 1221–1229.

Dimitrova, M., Corsalini, M., Kazakova, R., Vlahova, A., Chuchulska, B., Barile, G., Capodiferro, S., & Kazakov, S. (2022). Comparison between conventional PMMA and 3D printed resins for denture bases: A narrative review. *Journal of Composite Science*, 6(3), 87.

Falahchai, M., Ghavami-Lahiji, M., Rasaie, V., Amin, M., & Neshandar Asli, H. (2023). Comparison of mechanical properties, surface roughness, and color stability of 3D-printed and conventional heat-polymerizing denture base materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(2), 266.e1–266.e8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.06.006>

Goodacre, B. J., & Goodacre, C. J. (2022). Additive manufacturing for complete denture fabrication: A narrative review. *Journal of Prosthodontics*, 31, 47–51.

Hassan, M., Asghar, M., Din, S. U., & Zafar, M. S. (2019). Thermoset polymethacrylate-based materials for dental applications. In *Materials for Biomedical Engineering* (pp. 273–308). Elsevier.

Janeva, N. M., Kovacevska, G., Elencevski, S., Panchevska, S., Mijoska, A., & Lazarevska, B. (2018). Advantages of CAD/CAM versus conventional complete dentures – A review. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6(8), 1498–1502.

Khan, A. A., Fareed, M. A., Alshehri, A. H., Aldegheishem, A., Alharthi, R., Saadaldin, S. A., & Zafar, M. S. (2022). Mechanical properties of the modified denture base materials and polymerization methods: A systematic review. *International Journal of Molecular Sciences*, 23(10), 5737.

Kunnath Menon, R., Yew, H. X., Chen Tze Wei, B., Mohammed Ramadan, F., Ibrahim Soliman, A., & Veettil, S. (2025). CAD-CAM vs. conventional denture bases: A systematic review with network meta-analysis. *Frontiers in Dental Medicine*. Volume 6 <https://doi.org/10.3389/fdmed.2025.1638794>

LAYTON, Danielle M. et al., (eds.). The Glossary of Prosthodontic Terms 2023 : Tenth Edition. In: The journal of Prosthetic Dentistry, 2023, 130 (4) Suppl. 1, p. e1–e126. doi: 10.1016/j.prosdent.2023.03.003

Lourinho, C., Salgado, H., Correia, A., & Fonseca, P. (2022). Mechanical properties of polymethyl methacrylate as denture base material: Heat-polymerized vs 3D-Printed. *Biomedicines*, 10(10), 2565.

Srinivasan, M., Schimmel, M., Naharro, M., O' Neill, C., McKenna, G., & Müller, F. (2019). CAD/CAM milled removable complete dentures: time and cost estimation study. *Journal of Dentistry*, 80, 75–79. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.09.003>

Vincze, Z. É., Nagy, L., Kelemen, K., Cavalcante, B. G. N., Gede, N., Hegyi, P., Bánya, D., Köles, L., & Márton, K. (2025). Milling has superior mechanical properties to other fabrication methods for PMMA denture bases: A systematic review and network meta-analysis. *Dental Materials*, 41(4), 366–382.

Zafar, M. S. (2020). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers*. 12(10):2299. doi: 10.3390/polym12102299

BÖLÜM 3

Diş Hekimliğinde Dijital Ölçü Yöntemleri

Nuray İskefli¹

Giriş

Hassas bir şekilde yerine oturan sabit veya hareketli bir dental protezin üretim sürecindeki en kritik adım ölçü aşamasıdır. Prepare edilmiş ve edilmemiş dişlerin, implantların, dişsiz kretlerin, ağız içi referans noktalarının veya defektlerin ölçüsünün alınması oldukça önemlidir (Birnbaum & Aaronson, 2008).

Geleneksel ölçü alınması ve alçı modellerin elde edilmesi, kümülatif hatalara yol açabilecek klinik ve laboratuvar basamakları içerir. Bu işlemlerde oluşan hatalarının büyük bir kısmı, dental materyallerin özelliklerinden ve kullanımından kaynaklanan içsel sınırlamalardır. Elastomerik ölçü maddeleriyle elde edilen fiziksel ölçülerin kullanıldığı geleneksel yöntemler; doğruluk, verimlilik ve hastanın konfor düzeyi gibi tedavi sonuçlarını etkileyebilmektedir (Joda, Katsoulis & Bragger, 2016).

1950'lerde geliştirilen dijital teknolojilerin diş hekimliğindeki kullanımı, son birkaç on yıl içinde hızla ilerlemiştir. Mevcut CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided

¹ Öğr. Gör. Dr., İstanbul Medeniyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, Orcid: 0009-0007-5713-093X

manufacture - bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) teknolojileri, dental modellerin ve restorasyonların modellenmesini, tasarımını ve üretimini desteklemektedir (Lee & ark., 2020). CAD/CAM sistemleri üç ana bileşenden oluşur: Preparasyon yapılmış dişler ve komşu yapılar bölgesinden verileri toplayan ve bunları sanal ölçülere dönüştüren bir veri toplama ünitesi (bu aşamada doğrudan ya da dolaylı olarak optik bir ölçü oluşturulur), sanal ölçülere dayalı sanal restorasyonların tasarlanmasını ve tüm frezeleme parametrelerinin ayarlanmasını sağlayan bir yazılım ve seçilen restoratif materyalin solid bloklarını kullanarak restorasyonun üretilmesini sağlayan bilgisayarlı bir frezeleme cihazı. Sistemin ilk iki parçası CAD aşamasında rol oynarken, üçüncüsü CAM aşamasından sorumludur (Galhano, Pellizzer & Mazaro, 2012).

Dijital akışın veri toplama basamağını oluşturan intraoral görüntüleme sistemleri sayesinde diş hekimleri lazer ve diğer optik tarama cihazlarını kullanarak sert ve yumuşak dokuların bilgisayar tarafından oluşturulan sanal bir kopyasını elde edilebilmektedir (Giordano, 2006). Tanı ve çalışma modellerinin elde edilmesi, protetik restorasyonlar, rehberli implant cerrahisi ve ortodonti gibi farklı kullanım alanları sayesinde intraoral görüntüleme sistemleri diş hekimliği alanında giderek yaygınlaşmakta; artan sayıda diş hekimi bu teknolojiyi klinik uygulamalarına dâhil etmektedir (Mangano & ark., 2019).

Tarama Teknolojisi

Ağız içi tarayıcı, elde taşınabilir bir kamera (donanım), bir bilgisayar ve bir yazılımdan oluşan bir sistemdir. Ağız içi tarayıcıların amacı, bir nesnenin üç boyutlu geometrisini yüksek hassasiyetle kaydetmektir. Bu veriler kaydedilirken en yaygın kullanılan dijital format STL (Standard Tessellation Language) formattır. Bu format, hâlihazırda birçok endüstriyel alanda

kullanılmakta olup, her biri üç nokta ve bir yüzey normali ile tanımlanan üçgenlenmiş yüzeylerin ardışık bir dizisini tanımlar. Bununla birlikte, diş dokularının renk, saydamlık veya doku özelliklerini kaydedebilmek amacıyla PLY (Polygon File Format) dosyaları gibi başka dosya formatları da geliştirilmiştir. Kullanılan görüntüleme teknolojisinden bağımsız olarak tüm ağız içi tarayıcı kameraları yazılım tarafından, ilgi noktalarının (points of interest, POI) tanınmasının ardından bir araya getirilen, ışık projeksiyonu ile elde edilen tekil görüntülerin veya videoların kaydedilmesini gerektirir. Her bir noktanın ilk iki koordinatı (x ve y) görüntü üzerinde değerlendirilir; üçüncü koordinat (z) ise her kameranın nesneye olan mesafeyi belirleme teknolojisine bağlı olarak hesaplanır (Balıkcı & Kocacıklı, 2021; Richert & ark., 2017) .

Dijital ölçüler iki yöntemle alınabilir: Direk intaoral tarayıcılar ile (direct intraoral scanners –IOS) veya indirek ekstraoral tarayıcılar ile (indirect extraoral scanners - EOS). Direk intaoral tarayıcılar ile geleneksel ölçü alma ihtiyacı olmaksızın doğrudan ağız içi dokuları taranır. İndirek ekstraoral tarayıcılarda ise hastanın geleneksel ölçüsü veya geleneksel ölçüden elde edilmiş alçı modeli taranır. İndirek taramanın ölçü materyalinde ve modelde oluşan boyutsal değişimler, ölçü materyalinin kaşıktan ayrılması, ölçünün dezenfekte edilmesi gerekliliği, ölçünün tekrar alınması durumunda hastada oluşan rahatsızlık gibi bir takım dezavantajları mevcuttur. Öte yandan ağız içi alanın sınırlı olması nedeniyle ağız içi tarayıcılar, ekstraoral tarayıcılara kıyasla daha küçük bir ölçüm alanına sahiptir. İntraoral tarayıcılar sanal bir model oluşturabilmek için yazılım tarafından birleştirilen (stitching) daha fazla sayıda görüntüye ihtiyaç duyar. Bu durum, dijital ölçüde ve nihai restorasyonda hatalara sebep olabilmektedir (Ellakany, Tantawi & Mahrous 2022; Bosniac, Rehmann & Wöstmann, 2019). Ağız içi tarayıcılar, hedef yüzeyden yansıyan ışığın geri dönüş sürelerini ölçer. Verilere ve yazılıma entegre

edilmiş hesaplama algoritmalarına dayanan bu tanımlama sayesinde, ölçüsü alınmış alanın bilgisayar ekranında görüntüsü hesaplanır ve oluşturulur. Tarama işlemi için video tekniğini veya durağan fotoğraf tekniğini kullanır (Ahlholm & ark., 2016).

Dijital ölçüde kullanılan tarayıcılar kontak ve non-kontak tarayıcılar olarak da iki sınıfa ayrılabilir. Kontak tarayıcılar bir ölçüm probunu bir yüzey üzerinde hareket ettirmek ve yüzeyi oluşturan noktaların koordinatlarını belirlemek üzere tasarlanmış mekanik sistemler. Bu tarayıcılar laboratuvarlarda kullanılır. Non-kontak olanlar ise yüzeye ışık yansıtarak çalışan tarayıcıları oluşturur (Singh, Singh & Sethi 2022; Ireland & ark., 2008).

CAD/CAM sistemleri dijital veri paylaşım kapasitesine göre açık ve kapalı olmak üzere iki tipe ayrılabilir. Kapalı sistemler; veri elde edilmesi, sanal tasarım ve restorasyonun üretilmesi dâhil olmak üzere tüm CAD/CAM işlemlerini sunar. Tüm bu aşamalar tek ve özgün bir sistem içerisinde entegre edilmiştir. Farklı sistemler arasında herhangi bir veri transferi söz konusu değildir. Açık sistemler ise özgün dijital verilerin diğer CAD yazılımları ve CAM cihazları tarafından kullanılmasına olanak tanır (Ting-shu & Jian 2014).

Dijital ölçü;

- Geleneksel ölçü alma yöntemleriyle karşılaştırıldığında daha yüksek doğruluk sağlar
- Öğrenme sürecinden sonra kullanımı daha kolaydır
- Geleneksel ölçüden neden olduğu hasta rahatsızlığını önemli ölçüde azaltır, hasta konforu artar
- Toplam tedavi süresini kısaltır
- Diş hekimi ile laboratuvar arasındaki iletişimi kolaylaştırır

- Malzeme ve kaşık stoklama ihtiyacını ortadan kaldırır
- Dezenfeksiyon ihtiyacını ortadan kaldırır
- Çapraz enfeksiyon riskini ortadan kaldırır
- Verilerin laboratuvara kolay transferlerini sağlar
- Modellerin artikülatöre alınması ihtiyacını ortadan kaldırır
- Model dökme ve trimleme gibi işlemleri ortadan kaldırır
- Verilerin uzun süreli saklanmasına olanak sağlar (D'Ambrosio & ark., 2023; Cicci & ark., 2020; Ellakany & ark., 2022; Singh & ark., 2022) .

Bu avantajlarının yanında;

- Tükürük, kan ve nem kontaminasyonu IOS'ların doğruluğunu olumsuz etkileyebilir
- Derin konumlanmış subgingival marjinlerin belirlenmesi zordur
- Karışık dijital ekipmanlar gerektirir
- Maliyeti yüksektir.
- Diş hekimlerinin bu cihazlara aşına olmaması gibi dezavantajları mevcuttur (D'Ambrosio & ark., 2023; Cicci & ark., 2020; Ellakany & ark., 2022; Sharma & ark., 2014).

İntraoral Tarayıcıların Çalışma Prensipleri

Günümüzde yaygın olarak nonkontakt ölçü cihazları kullanılmaktadır. Bu cihazlarda ölçüsü alınacak alana ışık (lazer veya beyaz ışık) yansıtılır ve bu ışık tekrar sensör veya absorbe eden kaynağa geri döner (Logozzo & ark., 2014).

Triangular Tarama Yöntemi

Triangölasyon, bir üçgenin bir noktasının (nesnenin) konumunun, iki bakış noktasının konumları ve açıları bilindiğinde hesaplanabilmesi ilkesine dayanır. Bu iki bakış noktası, iki dedektör tarafından üretilebilir, bir prizma kullanan tek bir dedektör ile sağlanabilir veya iki farklı zaman noktasında elde edilen görüntülerden yakalanabilir. Böylece 3 noktadan referans alınarak objenin 3 boyutlu görüntüsü oluşturulmuş olur. Aktif triangölasyon yönteminde taranacak objeye ışık yansıtılmakta ve pozisyonunu hesaplamak için yansıtılan ışığın geri yansıyan görüntüsü elde edilmektedir. Pasif yöntem de ise, tarayıcıdan yansıtılan herhangi bir ışık bulunmaz sistem çevresel yansımaları algılar (Balıkçı & Kocacıklı 2021; Richert & ark., 2017).

Paralel Konfokal Lazer Tarama Yöntemi

Bu teknoloji, konfokal mikroskopide kullanılan teknoloji ile aynı prensiplere dayanmaktadır. Numuneden yansıyan yalnızca odakta olan ışığın toplanmasını ve odak dışı ışığın dışlanması sağlayan bir mekanizmaya dayanır. Tarayıcı başlığında bulunan bir ışık kaynağından, bilinen (x, y) koordinatlarına sahip birden fazla paralel lazer ışını, farklı odak düzlemlerinde taranacak yüzeye yönlendirilir. Yansıyan ışığın şiddeti, tarayıcı sistemi tarafından z-ekseninde (z boyutu) değiştirilebilen çeşitli odak düzlemlerinde, bir kamera tarafından algılanır. Bu kamera, her biri görüntüde bir pikseli (x, y koordinatları) temsil eden bir dizi ışık algılayıcı elemana sahiptir. Bir işlemci, her bir yansıyan ışık noktası için nokta-özgül konumu (Spot-Specific Position, SSP) hesaplar. Tüm SSP'lerin x-y-z koordinatlarının bir araya gelmesi taranan yüzeyin üç boyutlu koordinatlarını oluşturur (Logozzo & ark., 2014; Reich & ark., 2013).

Optikal Koherans Tomografi Yöntemi (O.C.T)

OCT, biyolojik dokular gibi hedef nesnelerin yüzey altı mikroyapısının kesitsel görüntülerini sağlayan interferometrik bir görüntüleme tekniğidir. Bu teknikte aynı fazda ışık dalgaları kullanılır. Yayılan ışık fazları birbirleri arasına geçerek ilerler. Objeden yansıyan ışın fazlarından algoritma oluşturulur (Logozzo & ark., 2014).

Aktif Wavefront Yöntemi (Aktif Dalga Örneklendirilmesi)

Active Wavefront Sampling (AWS), yalnızca tek bir kamera ve bir AWS modülü kullanan bir üç boyutlu yüzey görüntüleme tekniğidir. En basit biçimiyle bir AWS modülü, optik eksen etrafında dairesel bir yol üzerinde hareket eden eksen dışı bir açıklıktan oluşur. Bu hareket, hedef noktaların görüntü düzleminde bir çember üzerinde dönmesine neden olur. Hedef noktaların derinlik bilgisi, her bir nokta tarafından oluşturulan dairesel nokta deseninin yarıçapından elde edilebilir (Logozzo & ark., 2014).

Akordeon Saçak İnterferometri Yöntemi (A.F.I)

İnterferometrik teknikte lazer ya da beyaz ışık kullanılır. İnterferometri, dalgaların birbirleriyle etkileşerek girişime neden olması ilkesine dayanır. Dalgalar tamamen aynı fazda olduklarında birbirlerini güçlendirirler; tamamen zıt fazda olduklarında ise birbirlerini yok ederler. Bu teknikte, farklı dalga boylarına sahip ışık tek bir demet boyunca bir yüzeye yönlendirilir. Dalga boyları arasındaki girişim, ışık kaynağı ile yüzey arasındaki mesafeye bağlıdır; bu nedenle nesne üzerinde yüzey topografisiyle ilişkili koyu ve açık saçaklar oluşur. Kamera aracılığı ile yüzeyin geometrisi elde edilir. İnterferometrinin avantajları arasında yüksek çözünürlük, geniş ölçüm aralığı ve mekanik titreşimlere karşı göreceli olarak düşük hassasiyet yer almaktadır (Yue, Su & Liu, 2007).

Yakın Kızılötesi (NIR) Görüntüleme Teknolojisi

Yakın kızılötesi teknolojisi kızıl ötesi görüntüleme olarak adlandırılabilir. İnsan gözünün göremediği 700 nm üzeri dalga boylarına kızıl ötesi denmektedir. Bu teknoloji yüksek dalga boyundaki ışınların doku üzerinde farklı enerji miktarını depolamasını kullanarak geliştirilmiştir (Balıkçı & Kocacıklı, 2021).

Yapısal Işık Görüntüleme (Structured-light 3D Surface Imaging)

İncelenecek yüzeye iyi tanımlanmış basit bir görüntünün yansıtılmasına dayanır. Bu görüntü çoğunlukla siyah (koyu) ve beyaz (parlak) çizgilerden oluşan bir dizi ya da siyah-beyaz karelerden oluşan bir dama tahtası desenidir. Yüzey tamamen düz olmadıkça, yansıtılan görüntü deforme olmuş şekilde görünür. Görüntü yakalandıktan sonra, projekte edilen görüntü ile orijinal görüntü arasındaki farktan yüzey topografisini çözümlmek için bir bilgisayar algoritması kullanılır. Bu yönteminin maliyeti düşüktür. Yüksek hızda ve yüksek doğruluktur tarama sağlar ancak tamamen sorunsuz değildir. Gölgeleme ile yüzeydeki delikler veya çatlaklar gibi durumlar, görüntünün projeksiyonu ve sonrasında yakalanması sırasında problemlere yol açabilmektedir (Singh & ark., 2022; Geng, 2011).

Fotogrametri

Günümüzde, tam ark implant ölçülerini kaydetmek için küresel pazarda iki dijital teknoloji mevcuttur: intraoral optik yüzey taraması ve ekstraoral stereofotogrametri (SPG) (Pozzi & ark., 2025; Pereira, Medeiros & Carreiro, 2021).

Fotogrametri, aynı nesnenin farklı açılardan elde edilmiş birden fazla görüntüsünde tekrarlanan noktaların belirlenmesi yoluyla üç boyutlu koordinatlar üreterek bir nesnenin uzamsal

konfigürasyonunu tanımlamaya yönelik matematiksel bir tekniktir (Sanchez-Monesillo & ark., 2016).

Bu teknik, kültür ortamındaki biyolojik örneklerin büyümesinin değerlendirilmesi, bitki yapılarının gelişiminin incelenmesi ve hastalardan medikal parametrelerin elde edilmesi gibi bilimsel çalışmalarda büyük bir güvenilirlikle kullanılmaktadır. Diş hekimliği alanında ise fotogrametri, hem ağız içi hem de ağız dışı görüntüler alınarak dijital modellerin elde edilmesinde kullanılmakta olup, yumuşak dokuların doğru bir şekilde kaydedilmesini sağlayarak maksillofasiyal cerrahileri işlemlerin planlanmasında ve sonuçlarının değerlendirilmesinde de oldukça yararlı bir araçtır (Stuani & ark., 2019).

İntraoral tarayıcıların doğruluğunun tek kronlar ve kısa köprü protezleri için güvenilir olduğu kanıtlanmıştır. Ancak, ardışık 3D (üç boyutlu) görüntüleri elde edip birleştiren intraoral tarayıcıların 3D rekonstrüksiyon algoritması; referans noktalarının stabil olmadığı klinik durumlarda, uzun süreli dişsizlik bölgelerinde veya tamamen dişsiz ark yapılarında daha az verimli ve potansiyel olarak daha az doğru olabilir. Bu nedenlerle, tam ark implant ölçülerinde intraoral tarayıcıların uygulanabilirliği hâlâ tartışmalı kabul edilmektedir (Pozzi & ark., 2025).

SPG dijital ölçüler, belirli tarama parçaları (scan bodies) üzerindeki optik işaretleyicilerin (fiducial geometries) üç boyutlu konumlarını ve bunların uzamsal ilişkilerini eşzamanlı olarak belirleyen ve kaydeden iki stereo kameraya sahip ekstraoral bir cihaza dayanır. SPG yalnızca implant koordinatlarını tespit eder; ağız içi diş ve yumuşak doku anatomisi kaydedilemez. SPG teknolojisinde birleştirme (stitching) işleminin bulunmaması ve kaydın ekstraoral olarak gerçekleştirilmesi, tam ark implant dijital ölçülerinde SPG'nin intraoral tarayıcılara göre daha doğru bir alternatif olarak potansiyel klinik kullanımını düşündürmektedir (Pozzi & ark., 2025; Gómez-Polo & ark., 2018).

Dijital ölçü yöntemleri, diş hekimliğinde ölçü alma sürecini daha öngörülebilir, verimli ve hasta odaklı hâle getiren önemli teknolojik gelişmeler arasında yer almaktadır. İntraoral tarayıcılar ve ilişkili görüntüleme teknikleri, geleneksel ölçü yöntemlerine kıyasla klinik ve laboratuvar aşamalarındaki hata riskini azaltmakta, hasta konforunu artırmakta ve dijital iş akışının etkin bir şekilde uygulanmasına olanak sağlamaktadır. Bununla birlikte, dijital ölçü sistemlerinin doğruluğu klinik koşullar, operatör deneyimi ve kullanılan teknolojiye bağlı olarak değişkenlik gösterebilmekte; özellikle tam ark ve implant destekli restorasyonlarda bazı sınırlılıklar devam etmektedir. Bu nedenle, dijital ölçü yöntemlerinin ardındaki teknolojilerin, avantaj ve dezavantajlarının iyi değerlendirilmesi, uygun endikasyonlarda ve doğru şekilde kullanılması oldukça önemlidir.

Kaynakça

Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. 2018. Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont.* Jan;27(1):35-41. doi: 10.1111/jopr.12527. Epub 2016 Aug 2. PMID: 27483210.

Balıkçı, H., Kocacıklı, M. 2021. “Diş Hekimliğinde Güncel İntraoral Tarayıcılar.” 31(2):289–304.

Birnbaum NS, Aaronson HB. 2008. Dental impressions using 3D digital scanners: Virtual becomes reality. *Compend Contin Educ Dent*;29:494-505.

Bosniac P, Rehmann P, Wöstmann B. 2019. Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo. *Clin Oral Investig.* 23:2421-2427

Cicci, Marco, Luca Fiorillo, Cesare D. Amico, Dario Gambino, Emanuele Mario Amantia, Luigi Laino, Salvatore Crimi, Paola Campagna, Alberto Bianchi, Alan Scott Herford, and Gabriele Cervino. 2020. “3D Digital Impression Systems Compared with Traditional Techniques in Dentistry : A Recent Data Systematic Review.” 13(8):1–18.

D’Ambrosio, F., Giordano, F., Sangiovanni, G., Di Palo, M. P., & Amato, M. (2023). Conventional versus Digital Dental Impression Techniques: What Is the Future? An Umbrella Review. *Prosthesis*, 5(3), 851-875. <https://doi.org/10.3390/prosthesis5030060>

Ellakany, Passent, Maha El Tantawi, and Amr A. Mahrous. 2022. “Evaluation of the Accuracy of Digital Impressions Obtained from Intraoral and Extraoral Dental Scanners with Different CAD / CAM Scanning Technologies : An In Vitro Study.” 31:314–19. doi: 10.1111/jopr.13400.

Galhano GA´ , Pellizzer EP, Mazaro JV. 2012. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. J Craniofac Surg. 23:e575-e579

Geng J. 2011. Structured-light 3d surface imaging: A tutorial. Adv Opt Photon. 3: 130-33.

Giordano, R. 2006. “Materials for Chairside CAD/CAM–Produced Restorations.” The Journal of the American Dental Association 137(September):14S-21S. doi: 10.14219/jada.archive.2006.0397.

Gómez-Polo M., C. Gómez-Polo, J. del Río, and R. Ortega. 2018. “Stereophotogrammetric Impression Making for Polyoxymethylene, Milled Immediate Partial Fixed Dental Prostheses,” Journal of Prosthetic Dentistry 119, no. 4. 506–510.

Ireland AJ, McNamara C, Clover MJ, House K, Wenger N, Barbour ME, et al. 2008. 3D surface imaging in dentistry-what we are looking at. Br Dent J. 205:387-92.

Joda, T.; Katsoulis, J.; Bragger, U. 2016. Clinical Fitting and Adjustment Time for Implant-Supported Crowns Comparing Digital and Conventional Workflows. Clin. Implant Dent. Relat. Res. 18, 946–954.

Lee SJ, Kim SW, Lee JJ, Cheong CW. 2020. Comparison of Intraoral and Extraoral Digital Scanners: Evaluation of Surface Topography and Precision. Dent J (Basel). May 20;8(2):52. doi: 10.3390/dj8020052. PMID: 32443865; PMCID: PMC7344681.

Logozzo, Silvia, Elisabetta M. Zanetti, Giordano Franceschini, and Ari Kilpelä. 2014. “Recent Advances in Dental Optics – Part I: 3D Intraoral Scanners for Restorative Dentistry.” Optics and Lasers in Engineering 54:203–21. doi: 10.1016/j.optlaseng.2013.07.017.

Mangano FG, Hauschild U, Veronesi G, Imburgia M, Mangano C, Admakin O. 2019. Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. BMC Oral Health. Jun 6;19(1):101. doi: 10.1186/s12903-019-0792-7.

Pereira A. L. C., V. R. Medeiros, and A. d. F. P. Carreiro. 2021. “Influence of Implant Position on the Accuracy of Intraoral Scanning in Fully Edentulous Arches: A Systematic Review,” Journal of Prosthetic Dentistry. 126, no. 6: 749–755.

Pozzi A, Arcuri L, Carosi P, Laureti A, Londono J, Wang HL. 2025. Photogrammetry Versus Intraoral Scanning in Complete-Arch Digital Implant Impression: A Systematic Review and Meta-Analysis. Clin Implant Dent Relat Res. Jun;27(3):e70059. doi: 10.1111/cid.70059. PMID: 40481748; PMCID: PMC12144927.

Reich S, Vollborn T, Mehl A, Zimmermann M. 2013. Intraoral optical impression systems—an overview. International journal of computerized dentistry. 16(2):143-62.

Richert, Raphaël, Alexis Goujat, Laurent Venet, Gilbert Viguie, Stéphane Viennot, Philip Robinson, Jean-christophe Farges, Michel Fages, Maxime Ducret. 2017. “Review Article Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression.” Journal of Healthcare Engineering <https://doi.org/10.1155/2017/84275952017>.

Sanchez-Monescillo A, Sanchez-Turrión A, Vellón-Domarco E, Salinas-Goodier C, Prados-Frutos JC. Photogrammetry impression technique: a case history report. Int J Prosthodont 2016;29:71–3.

Sharma S, Agarwal S, Sharma D, Kumar S, Glodha N. 2014. Impression; digital vs conventional: A review. Ann Dent Special. 2:9-10

Singh, Irina, Kavipal Singh, and Nimish Sethi. 2022. "Digital Impression in Dentistry-A Comprehensive Review." doi: 10.21276/apjhs.2022.9.2.27.

Stuani, Vitor T., Rafael Ferreira, Gustavo G. P. Manfredi, Matheus V Cardoso, and Adriana C. P. Sant Ana. 2019. "Photogrammetry as an Alternative for Acquiring Digital Dental Models : A Proof of Concept." *Medical Hypotheses* 128(May):43–49. doi: 10.1016/j.mehy.2019.05.015.

Ting-shu, Su, and Sun Jian. 2014. "Intraoral Digital Impression Technique : A Review." (3):313–21. doi: 10.1111/jopr.12218.

Yue HM, Su XY, Liu YZ. 2007. Fourier transform profilometry based on composite structured light pattern. *Opt Laser Technol.* 39:1170-5.

BÖLÜM 4

DENTAL IMPLANTOLOGY AND PHOTOGRAMMETRY: DIGITAL PROTOCOLS AND PROSTHETIC APPLICATIONS

**HAKAN DEMİR¹
SAFA ÖZDEN²**

Definition of Photogrammetry

Photogrammetry (PG) is a measurement technique that extracts the three-dimensional spatial coordinates of objects by analyzing the geometric relationships of the rays emitted from the objects' photographs. It is preferred in fields such as cartography and construction due to the speed and detailed analysis it offers. In the dental field, the principle of "Close-Range Photogrammetry" is applied (Yang, B. et al., 2023; Fu, X. et al., 2017). PG systems are fundamentally based on the Central Projection Principle. According to this principle, the rays emitted from an object in object space are collected at a point by the lens system and projected onto the image

¹ Prof. Dr., Sivas Cumhuriyet University, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Orcid: 0000-0002-1769-1667

² Asst. Prof. Dr., Afyonkarahisar Health Sciences University, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Orcid: 0000-0001-7485-068X

plane (sensor). Photogrammetric software analyzes the positional relationships of common points in multiple 2-dimensional images captured simultaneously or sequentially, and mathematically reconstructs the 3-dimensional geometry of the object from these 2D projections. Following the data acquisition phase, specialized software algorithms engage to match the common points located across multiple images (specifically the patterns on the scan bodies). The spatial coordinates of the matched points are determined using the core calculation methodologies of photogrammetry. The most significant among these methods are mathematical models such as Bundle Adjustment and the Collinearity Principle (Chen, Y. et al., 2023). Through these algorithms, the absolute X, Y, Z coordinates and angular rotations of the implants are calculated with high accuracy, a level that ensures the passive fit of the prosthetic restoration. This process highlights dental photogrammetry as a sophisticated software-based approach that guarantees high accuracy. The ability of photogrammetry to achieve micron-level accuracy is dependent on the mathematical modeling and correction (i.e., calibration) of the geometric distortions inherent in the camera system utilized.

The three-dimensional (3D) spatial coordinates of discrete points can be precisely ascertained through the analysis of photographic data captured from multiple viewpoints (Agustin-Panadero, R. et al., 2015). Consequently, Photogrammetry (PG) has seen growing adoption within prosthetic dentistry in recent years, specifically for the task of determining the 3D positioning of dental implants. Accurately locating implant positions is of critical importance for ensuring successful and predictable treatment outcomes, as inaccuracies may induce a misfit between the prosthetic restorations and the implants, potentially resulting in both mechanical and biological complications. Therefore, achieving the precise spatial determination of implant locations is instrumental in

establishing passive fit, thereby mitigating risks such as screw loosening, structural component failure, and functional or aesthetic compromises (Buzayan, M., & Yunus, N. B. 2014).

Current Applications of Photogrammetric Imaging Technologies in Dentistry

3D photogrammetry systems (such as stereophotogrammetry, structured light scanning, and laser scanning) have found applications, particularly in the dental field involving soft tissues and complex structures (Rivara, F. et al., 2016; Falih, M. R., & Abed, F. M., 2024).

a. Implantology and Prosthetic Dentistry

Full-Arch Digital Impression: Especially in full-arch implant-supported fixed prostheses, the accurate registration of implants using intraoral scanners (IOS) can be challenging. Stereophotogrammetry and photogrammetry (iCam, PIC system, etc.) operate extraorally, recording implant positions with micron-level accuracy. This is critical for ensuring the passive fit of the prosthesis onto the implants (Froimovici, F. O. et al. 2024)

Maxillofacial Prosthetics: Structured light scanners are utilized for the high-accuracy scanning of surrounding sound tissue contours during the restoration of missing facial parts (such as eyes, ears, or nose) with prostheses (epitheses) (Agustín-Panadero, R. et al., 2015).

b. Orthodontics and Craniofacial Analysis

Facial Aesthetics and Soft Tissue Evaluation: Unlike conventional 2D photographs, 3D systems provide volumetric and geometric information about the patient's face. This is used for initial diagnosis, treatment planning, and quantitative (numerical) evaluation of post-treatment outcomes. It enables detailed tracking of soft tissue contours, especially the lips, nose, and chin projection.⁹

Monitoring Growth and Development: This is used for the radiation-free, periodic recording of growth and development changes in facial and jaw structures in pediatric patients.

c. Maxillofacial Surgery

Orthognathic Surgery Planning: A 3D facial model of the patient is created before surgery to correct jaw positional anomalies. Surgical simulations are performed on this model, and a prediction (morphing) of the post-treatment facial appearance is generated (Hong, C. et al., 2017).

Post-Traumatic Reconstruction: It is used for the evaluation of facial bone fractures (fasiyal fraktürler) resulting from trauma and for monitoring the outcomes of post-surgical reconstructive procedures.

d. Other Applications

Digital Dentistry: Data obtained from 3D scanners (STL or PLY files) can be directly transferred to CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) systems to produce prostheses, splints, or surgical guides (Vilborn, P., & Bernitz, H., 2022).

Education and Research: They serve as fundamental tools for the 3D visualization of anatomical structures in student and resident education, and for the accurate measurement of geometric changes on the human body in scientific research.

The use of PG to determine implant positions was first initiated in the 1990s (Lie, A., & Jemt, T., 1994). Intraoral scanners (IOS) are also used for recording implant positions, yet their accuracy in the fabrication of full-arch implant-supported prostheses is debated (Albanchez-Gonzalez, M. I. et al., 2022). Furthermore, the variability of methods used in studies makes comparing the acquired data difficult (Hussein, M. O., 2023). Although IOS, which is widely

used in digital dentistry, offers speed and comfort, it generally relies on structured light or confocal microscopy technology principles and collects data by stitching together consecutive small-area scans (Diş, U. et al., 2024). Especially in full-arch implant impressions involving five or more implants, there is a risk of geometric error during the sequential stitching of scans. This error can lead to a deviation in the absolute geometric coordinates of the implants along the long axis distance (Bakıç, H., Kocacıklı, M., & Korkmaz, T., 2021).

Digital methods, specifically IOS and PG, have emerged as strong alternatives, demonstrating the potential to exceed the accuracy of conventional impression techniques. Nonetheless, the accuracy of IOS remains a persistent concern, particularly when recording full-arch cases involving multiple implants (Mutwalli et al., 2018). Several variables are known to negatively influence IOS performance, including the chosen scanning strategy, ambient light conditions, the necessity for re-scanning, and the presence of edentulous areas with scarce anatomical reference (Park, J. M., 2016). In contrast, PG systems exhibit less sensitivity to these influencing factors. Since PG does not rely on the process of sequential image stitching, it provides a digitalization pathway that is more direct and potentially less prone to cumulative errors. This issue of scanning (stitching) errors has been cited as a significant inherent limitation for IOS in long-span bridges or full-arch impressions (Revilla-León, M., Kois, D. E., & Kois, J. C., 2023).

Conventional impression techniques for implant-supported fixed prostheses rely on the use of elastomeric materials such as polysulfide, silicone, or polyether. These materials undergo physical deformations, such as shrinkage and expansion, due to environmental factors like polymerization reaction, stress during tray removal, or changes in temperature and humidity. While these deformations may remain clinically tolerable in single-tooth or

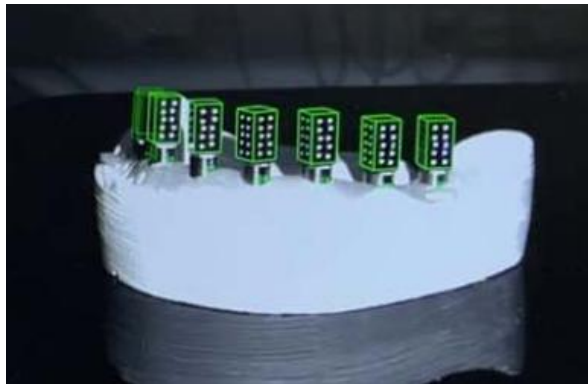
short-span restorations, dimensional changes are exacerbated in long-span restorations involving multiple implants, such as full-arch implant-supported fixed prostheses (Kiraz, M. S., & Çevik, P., 2022). This change causes discrepancies between the actual spatial locations and angular relationships of the implants and their positions in the resulting model. Consequently, the laboratory-fabricated framework cannot be seated passively and stress-free onto the implants, which clinically renders passive fit impossible. Photogrammetry aims to eliminate the passive fit problem by recording the positions of the implants relative to each other in the spatial plane (Santamaría-Laorden, A. et al., 2025).

The long-term clinical success of implant-supported fixed prostheses is contingent upon the absolute precision of the restoration's seating onto the implant or abutment surfaces (Michalakakis, K. et al., 2024). In Prosthetic Dentistry, this condition is expressed by the concept of "Passive Fit". Passive fit defines the necessity for the restoration to contact all implant-abutment interfaces simultaneously and without generating stress, regardless of the physiological chewing loads it is subjected to. The failure to achieve passive fit results in a discrepancy condition, termed "misfit" in the literature (Fernandez, M. et al., 2014). Even at a micrometric level, this misfit causes the restoration to remain under chronic stress. When these stresses are transferred to the bone tissue interface around the implant, they can lead to severe biological complications, such as marginal bone loss. Furthermore, chronic stress is the primary trigger for adverse mechanical outcomes, including screw loosening and fatigue fractures in the abutment or prosthetic material (Pan, Y. et al., 2021).

The accurate conveyance of implant spatial positions to the dental laboratory represents a critical phase in the fabrication workflow of implant-supported prostheses. Historically, this transfer process was executed utilizing conventional impression materials,

alongside impression posts and implant analogs. Nonetheless, recent advancements in digital dentistry have introduced alternative digital methods that are both more accessible and comfortable for both the clinician and the patient (Róth, I. et al., 2022). For PG systems to operate effectively and accurately, they mandate specific optical or reference components (Figure 1) featuring identifiable geometric characteristics, which the system software subsequently uses to determine implant positions. These components are commonly affixed to individual implants and may be manufactured from diverse materials, including metal or polymer (Revilla-León, M. et al., 2021). Similarly, IOS rely on purpose-designed scan bodies to capture the 3D position of the implants and transmit this information to Computer-Aided Design (CAD) software (Chen, Y. et al., 2022). Despite the widespread use of these digital tools, there remains no clear consensus regarding the optimal design or geometric features of scan bodies necessary to enhance overall scanning accuracy (Gómez-Polo, M. et al., 2022).

Figure 1. Optical scan parts with identifiable geometric features for PG



A crucial practical benefit of PG systems stems from their reliance on standardized optical component designs; this simplifies clinical choices and concurrently minimizes variability compared to

IOS. Conversely, PG systems are inherently unable to capture contiguous teeth or surrounding soft tissues directly; thus, supplementary registration steps are mandatory for comprehensive prosthetic planning (Agustín-Panadero, R. et al., 2015). Although various commercial PG devices are currently employed for documenting implant positions throughout the dental arch, there remains a notable insufficiency of comprehensive evaluations concerning their overall accuracy, scanning time, and patient satisfaction in the literature.

In studies comparing PG and IOS systems, both methods have been reported to exhibit clinically similar accuracy when compared to open-tray impressions (Mao, B. et al., 2023). However, it has been noted that the inter-abutment distance is negatively correlated with accuracy in both methods, meaning the error increases as the distance increases (Mao, B. et al., 2023). Regarding workflow efficiency, IOS has been reported as the fastest method, followed by PG and conventional open-tray impression methods (Fu, X. J. et al., 2024). One notable clinical advantage associated with Photogrammetry (PG) systems is their reduced susceptibility to restrictions in mouth opening (Bratos, M. et al., 2018). Supporting this, a recent investigation confirmed that the accuracy of implant positioning using PG was not adversely impacted by restricted jaw opening, a known challenge for both conventional and IOS-based techniques (Bratos, M. et al., 2018). Consequently, this feature makes PG an especially appropriate option for patients who are medically compromised or present with limited ability to open their mouths. Clinical protocols have also progressed to involve the use of screw-retained optical scan parts compatible with PG technology, which aids in the precise determination of intraoral implant positions during the fabrication of implant-supported prostheses (Rivara, F. et al., 2016). These specific scan components augment the system's accuracy by guaranteeing consistent reference points throughout the

entire scan acquisition. Furthermore, PG is reported to exhibit stability that is less dependent on the number and distribution of implants within the arch (Yan, Y. et al., 2023). The method maintains consistent accuracy even with varied implant configurations, thus rendering it highly suitable for complex treatments involving numerous implants (Yan, Y. et al., 2023). In contrast, IOS systems report increased deviations when the number of implants increases or when implants are placed at an angle, which can negatively affect registration accuracy (Tohme, H. et al., 2021). PG systems provide a superior solution in areas where standard IOS systems are inadequate by capturing the entire system simultaneously, recording the absolute X, Y, Z coordinates and angular rotations of the implants with global accuracy. This technology is optimized for indications requiring absolute geometric accuracy rather than high speed (Tohme, H. et al., 2021).

PG eliminates the necessity to stitch captured images to create an STL (standard tessellation language) file, as is required in IOS software (Vág, J. et al., 2019). This also eliminates potential errors during the best-fit alignment of the scan bodies with the library files when creating the working model. Furthermore, PG systems are not affected by factors that compromise IOS performance, such as scanning patterns, ambient light, the need for re-scanning, edentulous areas containing mobile soft tissues, and a lack of anatomical reference (Liu, M. et al., 2024; Tohme, H. et al., 2023). Given the risk of errors that can occur with conventional impression materials and standard digital scanning methods when taking impressions of long edentulous spans for implant-supported restorations, PG technology is positioned as a superior digital solution that minimizes impression errors. Stereophotogrammetry is a type of PG that enables the creation of a 3D image by analyzing points in the Cartesian plane (x, y, z coordinates) using two or more photographs taken from different positions (Layton, D. M. et al.,

2023). This technology is reported to offer a precise digital alternative for determining the 3D positions of implants within the patient's mouth (Revilla-León, M. et al., 2024). Measurements are obtained by identifying reference points within the photographs (Bergin, J. M. et al., 2013). Stereophotogrammetry is a method that uses multiple-camera synchronized capture, resulting in high accuracy and being unaffected by patient movement. Photogrammetry, on the other hand, provides lower-cost and more portable solutions by using single-camera sequential capture, but its accuracy potential is dependent on the system and the shooting conditions.

Working Mechanisms of Photogrammetric Imaging Technologies

Four main scanning methods are utilized by extraoral scanners: photogrammetry, stereophotogrammetry, structured light scanning, and laser scanning (Lee, J. D. et al., 2022).

These mechanisms are based on two fundamental methodologies: passive and active methods.

Passive Method: No artificial light pattern or laser beam is projected onto the object. The 3D image is created using the geometric relationship (triangulation) of two or more photographs taken under ambient light (photogrammetry and stereophotogrammetry).

Active Method: 3D sensors project a known light source (laser or light pattern) onto the object. The sensor detects the reflection or the deformation in the light pattern to calculate the 3D shape (laser beam and structured light).

Irrespective of the specific scanning method utilized (including photogrammetry, stereophotogrammetry, laser-beam scanning, or structured light) these techniques share the crucial

advantages of being noninvasive, accurate, and highly reproducible (Piedra-Cascón, W. et al., 2020). Photogrammetry, a technology that originated in topographic mapping, functions by acquiring data from multiple photographs, which are then compiled (stitched) to create a single 3D image. Similarly, stereophotogrammetry generates a 3D model by simultaneously photographing the object from two distinct planes. This technique facilitates the measurement of surface area, distance, and volume (Hong, C. et al., 2017). However, stereophotogrammetry exhibits a drawback in its inability to accurately capture hair and reflective or shiny skin surfaces, a limitation particularly relevant in maxillofacial prosthetics. Methodologically, stereophotogrammetry necessitates a dedicated physical space for installing at least two cameras viewing the subject from various viewpoints, supported by a specialized computer system (Heike, C. L. et al., 2010). Because the methodology relies on processing multiple images, it is inherently sensitive to lighting conditions and requires specialized, calibrated software for rendering the scan. Therefore, adequate lighting is mandatory, as distortions can arise from either insufficient light or excessive ambient illumination. Following the capture process, a computer algorithm synthesizes the multiple photographs to finalize the 3D model.

Structured light scanners utilize trigonometric triangulation to capture defined light patterns, subsequently deriving the 3D geometry of a subject's surface. This system configuration requires two components: a projector that casts a specific light pattern onto the object and a calibrated camera unit that records the projection's deformation (Tzou, C. H. J. et al., 2014). While both blue light and white light scanners are available, white light systems are progressively being discontinued. This shift is due to blue light emitting a shorter wavelength, which reduces susceptibility to reflection and ultimately facilitates more accurate data acquisition.

The system registers light from various angles, allowing a 3D mesh structure to be computed based on the displacement observed in the projected light pattern. Key benefits of structured light technology include its speed, high accuracy, and reliability (reproducibility). Nevertheless, the methodology is sensitive to environmental factors, as extraneous ambient light can potentially distort the acquired scan data.

Laser scanning employs a similar approach to structured light by capturing the reflection of a projected laser beam from the scanned object. The system's camera detects the geometry of the projected laser beam, enabling it to calculate the distance and three-dimensional shape of the subject (Gibelli, D. et al., 2018). Complete 3D acquisition using a laser scanner requires the object to be rotated into various positions to facilitate multiple, consecutive scans. Although laser scanning achieves high accuracy, its precision may be compromised by the presence of additional light sources. Furthermore, the overall speed of laser scanning is typically lower when compared to structured light scanning (Amornvit, P., & Sanohkan, S., 2019).

Accuracy and Limitations of Photogrammetric Imaging Systems

Extraoral PG systems furnish a dependable digital methodology for determining 3D implant positions by capturing external photographic records of intraoral optical markers that are affixed to the dental implants (Gómez-Polo, M. et al., 2023; Kosago, P. et al., 2023). Subsequently, the PG software programs utilize these extraoral images to ascertain the definitive 3D coordinates of the implants. Different studies have analyzed the accuracy of extraoral PG devices, reporting a mean trueness value ranging from 10 to 77 μm and a mean precision value ranging from 2 to 203 μm (Revilla-León, M. et al., 2023). However, extraoral PG systems are unable to

record all the necessary information required for the design and fabrication of an implant-supported prosthesis, such as soft tissue information, adjacent teeth, antagonist arch, and the maxillomandibular relationship (Tohme, H. et al., 2023).

The use of PG for full-arch implant registration was initiated in 2008 by a Spanish engineer with the Precise Implant Capture (PIC) system (Precise Implants Capture; PIC dental). The PIC camera (PIC system®, PIC dental) is an extraoral stereoscopic camera capable of capturing up to 64 photographs per second for implant pairs. This process continues until the 3D positions of all implants across the arch are inter-related (Estibalez-Recasens, M. et al., 2025). The metrological PG algorithm generates vector orientations containing the position and angulations of the implants for each optical scan body. Currently, various PG systems are available, including Imetric iCam4D®, ClaroNav MicronMapper®, x-navtech FastMap®, Scedent Palm®, OXO OxoFit®, and BlueSkyBio Grammee® (Santamaría-Laorden, A. et al., 2025). Furthermore, two IOS also record implant positions via intraoral photogrammetry (IPG) coded scan bodies: Shining 3D Aoralscan Elite® and DOF Freedom Air® (Santamaría-Laorden, A. et al., 2025). The Aoralscan Elite IPG® represents a technological advancement by combining both intraoral scanning (IOS) and photogrammetry (PG) capabilities within a singular unit. This device operates as a conventional IOS when documenting dentate cases, thereby facilitating detailed capture of the oral structures. Conversely, the system is engineered to transition into a PG system for fully edentulous patients, allowing for the accurate recording of dental implant positions (Nulty, A. B. (2024).

General Photogrammetry (PG) systems are constrained by several factors, including the necessity for a separate, secondary impression procedure to acquire soft tissue data, their limitation in recording the position of only a single implant, and the substantial

initial investment cost (Gómez-Polo, M. et al., 2023). The conventional PG workflow requires the implant location to be captured using a dedicated extraoral device, which must then be merged with an Intraoral Scan (IOS) of the adjacent tissues. This required integration results in greater financial investment for the dental professional, leading to prolonged processing times and heightened technical complexity. The Aoralscan Elite® mitigates this secondary registration problem due to its integrated IPG design. However, this system necessitates that the acquired mesh data of each optical scan body be matched with the implant library file, ensuring minimal error (Revilla-León, M. et al. (2025). Intraoral Photogrammetry (IPG) utilizes coded patterns on specific optical markers as intrinsic accuracy control points. The objective of this methodology is to ensure consistently high accuracy while simultaneously streamlining the clinical workflow and minimizing the necessity for extensive multi-angle scanning (Nulty, A. B., 2024). This technology is particularly advantageous over conventional PG due to its ability to merge distinct data sets using artificial intelligence, making it an effective solution for 'all-on-x' treatment modalities (Nulty, A. B., 2024).

The Role of Smartphones in Photogrammetric Imaging

A diverse range of devices, extending from standard mobile phones to sophisticated DSLR cameras, have been utilized as PG digitalizers (Liu, C., & Artopoulos, A., 2019). Since 2007, the evolution of smartphones into multifunctional platforms has led to a marked increase in their application within the medical domain. Within dentistry, their widespread use includes both photographic documentation and digital color matching (Liu, C., & Artopoulos, A., 2019; Aswehlee, A. et al., 2018; Elbashti, M. et al., 2019). Evidence suggests that the virtual facebow records captured via smartphone scanning exhibit enhanced accuracy when compared to conventional facebow techniques (Al Yousuf, H. et al., 2024).

Additionally, the performance of 3D scanner software tailored for mobile devices has been reported as clinically acceptable for facial scanning (Falih, M. R., & Abed, F. M., 2024). Leveraging mobile phone technology combined with PG algorithms for full-arch implant registration substantially improves the accessibility of PG, presenting an alternative that is both more economic and user-friendly (Santamaría-Laorden, A. et al., 2025). An example is the PIC app® (PIC Dental), a smartphone-based PG device. This application employs machine learning models to achieve real-time detection of reference points. Specialized PG measurement algorithms, supported by PIC Dental, process a sequence of 15 to 25 photographs captured sequentially to produce an STL file containing the inter-related implant positions and angulations. While the use of mobile PG for full-arch implant impressions facilitates a more accessible and cost-effective approach, the accuracy (trueness and precision) of smartphones for accurately registering the spatial location of multiple dental implants remains, as of yet, unknown (Santamaría-Laorden, A. et al., 2025).

Specific Features of Photogrammetric Scan Bodies

The design and material of the scan bodies used in photogrammetric measurement are critically important for the accuracy of the acquired data. These bodies must be designed to minimize the risk of deformation during the measurement process (Virani, A., & Jin, M., 2025).

Material Selection and Stability: It is recommended that scan bodies be fabricated from titanium to ensure longevity and dimensional stability. The selection of titanium is an effort to eliminate the risk of deformation that might arise from torquing forces or sterilization processes, such as autoclaving, encountered during the measurement procedure.

Radiopacity and Assurance: The requirement for scan bodies to be radiopaque and radiographable provides the clinician with the ability to radiographically verify the complete seating of the scan body onto the implant abutment, both before and after the impression. This serves as a clinical assurance mechanism developed against the "not visible to the eye" risk associated with digitalization. Radiopacity definitively eliminates seating errors that might originate from the measurement process.

Protocol and Efficiency of Full-Arch Implant Impression Taking with Photogrammetry

Photogrammetry systems simplify and standardize the complex multi-implant impression (Table 1) process (Vilborn, P., & Bernitz, H., 2022; Hussein, M. O., 2023)

Speed and Clinical Time: The placement of scan bodies and the rapid acquisition of the impression using photogrammetric devices, such as iCam4D, reduce the entire complex multi-implant impression procedure to just a few minutes.

Operator Influence: Unlike conventional impression techniques, photogrammetry is the only technology that guarantees predictable and accurate results regardless of the user's clinical skill level. This ensures clinical standardization and facilitates consistent results among different members of the clinical team.

Cost-Effectiveness: Photogrammetry eliminates the cost of extra materials required for multi-implant impressions. Furthermore, the assumption that the resulting restoration will achieve a perfect fit eliminates the need for intermediate try-in appointments. This reduces the total treatment time and cost, making the system economically advantageous.

Table 1. Comparison of General Characteristics of Different Impression Techniques

Criterion	Photogrammetry	Conventional Impression	Standard Intraoral Scanner (IOS)
Accuracy (Full Arch)	Highest (Global Coordinate Accuracy)	Moderate (Prone to material deformation)	Moderate (Risk of stitching error)
Passive Fit Guarantee	High (Clinically guarantees fit)	Challenging and prone to clinical error	Moderate (May be difficult over long spans)
Impression Speed	Very Fast (Within minutes)	Time-consuming, requires material setting time	Fast (However, long scans can be time-consuming)
Operator Dependency	Low (System-driven predictability)	High (Requires technical skill and experience)	Moderate (Dependent on scanning path and skill)

Criterion	Photogrammetry	Conventional Impression	Standard Intraoral Scanner (IOS)
Deformation Risk	None (Digital environment)	High (Physical shrinkage/expansion)	None (Risk of scanning error is present)

Laboratory Workflow with Photogrammetry

Photogrammetric impression data significantly reduces the workload and stress on the laboratory side. The lab technician is no longer required to rapidly produce physical models with gingival masks and implant analogs. Since there is no need to scan complex implant models or manipulate physical models, the laboratory can focus directly on production within the CAD environment using the high-precision digital data. This enhances the overall efficiency of the digital workflow.

The core clinical rationale for photogrammetry is that the physical deformations, such as shrinkage and expansion, which are inevitably encountered with conventional impression techniques, are non-existent in the digital environment. The fact that the impression relies entirely on mathematical and geometric principles guarantees dimensional stability. Consequently, clinicians obtain data in a single step that reflects the spatial position of the implants with the highest accuracy. This superior accuracy dramatically reduces the risk of misfit in full-arch restorations by minimizing relational errors (i.e., angles and distances) between the implant positions (Froimovici, F. O. et al., 2024). Ultimately, this contributes to expediting a reliable workflow between the technician and the clinician.

Integration of Photogrammetry into Digital Restoration Fabrication and CAD/CAM Workflow

Photogrammetry is not merely an impression system but an integrated digital workflow solution that optimizes the fabrication process for implant-supported restorations. The high-precision 3D data (implant positions, angles, and surrounding tissue geometries) acquired by the photogrammetry system are transferred to CAD software. This data is utilized for designing the prosthetic framework or the definitive restoration. CAD-capable software performs the prosthesis design based on this metrically accurate data. This digital data eliminates the need for physical modeling and ensures that the manufacturing process is precision-controlled digitally (Revilla-León, M. et al., 2021).

Photogrammetry and Future Perspectives

The new generation of devices entering the market combines the superior accuracy of photogrammetry with traditional intraoral scanning (IOS) capabilities on a single platform. Devices like the Shining 3D Aoralscan Elite pioneer this hybrid approach, providing both rapid scanning and unique accuracy for full-arch implant restorations. This combination sets a new standard in digital dentistry by offering clinicians the flexibility to achieve fast anatomical capture and critical geometric accuracy with a single device.

The fundamental advantage of photogrammetry (its high precision and positional accuracy) holds the potential for the application to extend beyond full-arch implants. Photogrammetry is becoming an indispensable tool in other prosthetic and orthodontic workflows that demand high accuracy, providing critical data for implant planning, surgical guide fabrication, and orthodontic aligner production (Revilla-León, M. et al., 2023).

Photogrammetry technology has led to a paradigm shift in Prosthetic Dentistry, particularly in the realm of multiple implant-supported fixed full-arch restorations. The elimination of dimensional instability associated with conventional impression materials and the risk of cumulative geometric errors inherent in standard digital scanning methods form the basis of photogrammetry's clinical effectiveness. The seamless integration of high-precision data obtained from photogrammetry with CAD/CAM systems enables the fabrication of restorations at the micron level and ensures long-term, biologically and mechanically stable outcomes using high-performance materials. In the future, with the proliferation of hybrid IOS/PG systems and artificial intelligence optimization, photogrammetry will continue to be the indispensable and reliable solution for advanced digital prosthetic workflows. This technology significantly contributes to achieving passive fit, which is the key to success in implant-supported restorations.

References

Albanchez-Gonzalez, M., J. B.-I. journal of, & 2022, undefined. (n.d.). Accuracy of digital dental implants impression taking with intraoral scanners compared with conventional impression techniques: A systematic review of in vitro studies. *Mdpi.ComMI Albanchez-Gonzalez, JCB Brinkmann, J Pelaez-Rico, C Lopez-SuarezInternational Journal of Environmental Research and Public Health*

Amornvit, P., & Sanohkan, S. (2019). The accuracy of digital face scans obtained from 3D scanners: An in vitro study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(24). <https://doi.org/10.3390/IJERPH16245061>

Aswehlee, A., Elbashti, M., Y. S.-I., & 2018, undefined. (n.d.). Feasibility and Accuracy of Noncontact Three-Dimensional Digitizers for Geometric Facial Defects: An In Vitro Comparison. *Search.Ebscohost.ComAM Aswehlee, ME Elbashti, YI Sumita, M Hattori, H TaniguchiInternational Journal of Prosthodontics, 2018•search.Ebscohost.Com*. Retrieved November 21, 2025, from

Bakıç, H., Kocacıklı, M., & Korkmaz, T. (2021). DİŞ HEKİMLİĞİNDE GÜNCEL İNTRAORAL TARAYICILAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 289–304. <https://doi.org/10.17567/ATAUNIDFD.713422>

Bergin, J., Rubenstein, J., Mancl, L., ... J. B.-T. J. of prosthetic, & 2013, undefined. (n.d.). An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques. *ElsevierJM Bergin, JE Rubenstein, L Mancl, JS Brudvik, AJ RaigrodskiThe Journal of Prosthetic Dentistry, 2013•Elsevier*.

Bratos, M., Bergin, J., ... J. R.-T. J. of P., & 2018, undefined. (n.d.). Effect of simulated intraoral variables on the accuracy of a photogrammetric imaging technique for complete-arch implant prostheses. *ElsevierM Bratos, JM Bergin, JE Rubenstein, JA SorensenThe Journal of Prosthetic Dentistry, 2018•Elsevier*.

Buzayan, M., Society, N. Y.-T. J. of I. P., & 2014, undefined.

(2014). Passive fit in screw retained multi-unit implant prosthesis understanding and achieving: a review of the literature. *SpringerMM Buzayan, NB YunusThe Journal of Indian Prosthodontic Society, 2014•Springer, 14(1), 16–23.* <https://doi.org/10.1007/S13191-013-0343-X>

Chen, Y., Zhai, Z., Watanabe, S., Nakano, T., Dentistry, S. I.-J. of, & 2022, undefined. (n.d.). Understanding the effect of scan spans on the accuracy of intraoral and desktop scanners. *ElsevierY Chen, Z Zhai, S Watanabe, T Nakano, S IshigakiJournal of Dentistry, 2022•Elsevier.* Retrieved November 21, 2025, from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571222002767>

Chen, Y., Zhu, M., He, B., & Deng, Z. (2023). Efficient intraoral photogrammetry using self-identifying projective invariant marker. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 2023 19:4, 19(4), 767–778.* <https://doi.org/10.1007/S11548-023-03039-1>

M. H.-T. J. of prosthetic, & 2023, undefined. (n.d.). Photogrammetry technology in implant dentistry: A systematic review. *ElsevierMO HusseinThe Journal of Prosthetic Dentistry, 2023•Elsevier.* Retrieved November 21, 2025, from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391321005163>

Diş, U., Dergisi, H. B., Gül, L., Murat, S., & Ağaçdan, F. (2024). Ağız İçi Tarayıcıların Tamamen Dişsiz Çenelerde Kullanımı: Derleme. *Journal of International Dental Sciences, 10(3), 117–125.*

Elbashti, M., Sumita, Y., ... A. A.-I. J., & 2019, undefined. (2019). Smartphone application as a low-cost alternative for digitizing facial defects: is it accurate enough for clinical application. *Researchgate.Net.* <https://doi.org/10.11607/ijp.6347>

Estibalez-Recasens, M., ... C. S.-G.-T. J. of P., & 2025, undefined. (n.d.). Precision of stereophotogrammetry in complete arch implant recordings: A clinical study. *ElsevierM Estibalez-Recasens, C Serrano-Granger, A Santamaría-Laorden, C Andreu-VázquezThe*

Falih, M., Engineering, F. A.-J. of, & 2024, undefined. (2024). Orbital Prosthesis Rehabilitation in Biomedical Engineering by Means of Computer Vision-Photogrammetry and 3D Prototyping. *Joe.Uobaghdad.Edu.IqMR Falih, FM AbedJournal of Engineering*, 2024•*joe.Uobaghdad.Edu.Iq*, 2024(5).
<https://doi.org/10.31026/j.eng.2024.05.01>

Fernández, M., Delgado, L., Molmeneu, M., García, D., & Rodríguez, D. (2014). Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(2), 116–123.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2013.09.006>

Froimovici, F. O., Butnărașu, C. C., Montanari, M., & Săndulescu, M. (2024). Fixed Full-Arch Implant-Supported Restorations: Techniques Review and Proposal for Improvement. *Dentistry Journal* 2024, Vol. 12, Page 408, 12(12), 408.
<https://doi.org/10.3390/DJ12120408>

Fu, X. J., Liu, M., Liu, B. L., Tonetti, M. S., Shi, J. Y., & Lai, H. C. (2024). Accuracy of intraoral scan with prefabricated aids and stereophotogrammetry compared with open tray impressions for complete-arch implant-supported prosthesis: a. *Wiley Online LibraryXJ Fu, M Liu, BL Liu, MS Tonetti, JY Shi, HC LaiClinical Oral Implants Research*, 2024•*Wiley Online Library*, 35(8), 830–840. <https://doi.org/10.1111/CLR.14183>

Fu, X., Peng, C., Li, Z., Liu, S., Tan, M., & Song, J. (2017). The application of multi-baseline digital close-range photogrammetry in three-dimensional imaging and measurement of dental casts. *PLOS ONE*, 12(6), e0178858.
<https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0178858>

Gibelli, D., Pucciarelli, V., Poppa, P., Cummaudo, M., Dolci, C., Cattaneo, C., & Sforza, C. (2018). Three-dimensional facial anatomy evaluation: Reliability of laser scanner consecutive scans procedure in comparison with stereophotogrammetry. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 46(10), 1807–1813.

<https://doi.org/10.1016/J.JCMS.2018.07.008>

Gómez-Polo, M., Álvarez, F., Ortega, R., Dentistry, C. G.-P.-J. of, & 2022, undefined. (n.d.). Influence of the implant scan body bevel location, implant angulation and position on intraoral scanning accuracy: An in vitro study. *Elsevier* M Gómez-Polo, F Álvarez, R Ortega, C Gómez-Polo, AB Barmak, JC Kois, M Revilla-León *Journal of Dentistry*, 2022•

Gómez-Polo, M., Barmak, A. B., Ortega, R., Rutkunas, V., Kois, J. C., & Revilla-León, M. (2023a). Accuracy, scanning time, and patient satisfaction of stereophotogrammetry systems for acquiring 3D dental implant positions: a systematic review. *Wiley Online Library* M Gómez-Polo, AB Barmak, R Ortega, V Rutkunas, JC Kois, M Revilla-León *Journal of Prosthodontics*, 2023• *Wiley Online Library*, 32, 208–224. <https://doi.org/10.1111/JOPR.13751>

Gómez-Polo, M., Barmak, A. B., Ortega, R., Rutkunas, V., Kois, J. C., & Revilla-León, M. (2023b). Accuracy, scanning time, and patient satisfaction of stereophotogrammetry systems for acquiring 3D dental implant positions: a systematic review. *Wiley Online Library* M Gómez-Polo, AB Barmak, R Ortega, V Rutkunas, JC Kois, M Revilla-León *Journal of Prosthodontics*, 2023• *Wiley Online Library*, 32, 208–224. <https://doi.org/10.1111/JOPR.13751>

Heike, C. L., Upson, K., Stuhaug, E., & Weinberg, S. M. (2010). 3D digital stereophotogrammetry: a practical guide to facial image acquisition. *Springer* CL Heike, K Upson, E Stuhaug, SM Weinberg *Head & Face Medicine*, 2010• *Springer*, 6(1). <https://doi.org/10.1186/1746-160X-6-18>

Hong, C., Choi, K., Kachroo, Y., Kwon, T., Nguyen, A., McComb, R., & Moon, W. (2017). Evaluation of the 3d MD face system as a tool for soft tissue analysis. *Wiley Online Library* C Hong, K Choi, Y Kachroo, T Kwon, A Nguyen, R McComb, W Moon *Orthodontics & Craniofacial Research*, 2017• *Wiley Online Library*, 20, 119–124. <https://doi.org/10.1111/OCR.12178>

Journal, A. N.-D., & 2024, undefined. (n.d.). An In Vivo Comparison of Trueness and Precision of Two Novel Methods for

Improving Edentulous Full Arch Implant Scanning Accuracy: A Pilot Study. *Mdpi.ComAB NultyDentistry Journal*, 2024•*mdpi.Com*. Retrieved November 23, 2025, from <https://www.mdpi.com/2304-6767/12/11/367>

Kiraz, M. S., & Çevik, P. (2022). İmplant Üstü Protezlerde Konvansiyonel ve Dijital Ölçü Teknikleri. *Selcuk Dental Journal*, 9(1), 268–277. <https://doi.org/10.15311/SELCUKDENTJ.898767>

Kosago, P., Ungurawasaporn, C., & Kukiattrakoon, B. (2023). Comparison of the accuracy between conventional and various digital implant impressions for an implant-supported mandibular complete arch-fixed prosthesis: An in. *Wiley Online LibraryP Kosago, C Ungurawasaporn, B KukiattrakoonJournal of Prosthodontics*, 2023•*Wiley Online Library*, 32(7), 616–624. <https://doi.org/10.1111/JOPR.13604>

Layton, D., Morgano, S., ... F. M.-J. P., & 2023, undefined. (2023). Glossary of prosthodontic terms 2023. *Access.Archive-Ouverte.Unige.ChDM Layton, SM Morgano, F Muller, JA Kelly, CT Nguyen, SS Scherrer, TJ Salinas, KC ShahJ Prosthet Dent*, 2023•*access.Archive-Ouverte.Unige.Ch*, 130(4), e1–e3. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2023.03.003>

Lee, J. D., Nguyen, O., Lin, Y.-C., Luu, D., Kim, S., Amini, A., Lee, S. J., Lee, J. D., Nguyen, O., Lin, Y.-C., Luu, D., Kim, S., Amini, A., & Lee, S. J. (2022). Facial Scanners in Dentistry: An Overview. *Prosthesis* 2022, Vol. 4, Pages 664-678, 4(4), 664–678. <https://doi.org/10.3390/PROSTHESIS4040053>

Lie, A., Research, T. J.-C. O. I., & 1994, undefined. (1994). Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Wiley Online LibraryA Lie, T JemtClinical Oral Implants Research*, 1994•*Wiley Online Library*, 5(1), 30–36. <https://doi.org/10.1034/J.1600-0501.1994.050104.X>

Liu, C., dentistry, A. A.-I. science in, & 2019, undefined. (n.d.). Validation of a low-cost portable 3-dimensional face scanner. *Synapse.Koreamed.OrgC Liu, A ArtopoulosImaging Science in*

Dentistry, 2019•synapse.Koreamed.Org. Retrieved November 21, 2025, from <https://synapse.koreamed.org/articles/1119389>

Liu, M., Fu, X., Lai, H., Shi, J., Dentistry, B. L.-T. J. of P., & 2024, undefined. (n.d.). Accuracy of traditional open-tray impression, stereophotogrammetry, and intraoral scanning with prefabricated aids for implant-supported complete arch. *ElsevierM Liu, XJ Fu, HC Lai, JY Shi, BL LiuThe Journal of Prosthetic Dentistry*, 2024•Elsevier. Retrieved November 21, 2025, from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391324004220>

Mao, B., Tian, Y., Wang, C., Liu, D., Zhou, Y., & Li, J. (2023). The application of optimization design in stomatology: A literature review. *Medicine in Novel Technology and Devices*, 19, 100252. <https://doi.org/10.1016/J.MEDNTD.2023.100252>

Michalakakis, K., Misci, S., Abdallah, A., Vasilaki, D., & Hirayama, H. (2024). Implant Supportive Maintenance for Fixed Prosthetic Rehabilitations: The Patient with the Complete Arch Fixed Implant-supported Rehabilitation: Prosthetic Concepts to Optimize Maintenance Protocols. *Saving Dental Implants*, 357–380.

Mutwalli, H., Braian, M., Mahmood, D., & Larsson, C. (2018). Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *International Journal of Dentistry*, 2018(1), 5189761. <https://doi.org/10.1155/2018/5189761>

Pan, Y., Tsoi, J. K. H., Lam, W. Y. H., & Pow, E. H. N. (2021). Implant framework misfit: A systematic review on assessment methods and clinical complications. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 23(2), 244–258.

Park, J. M. (2016). Comparative analysis on reproducibility among 5 intraoral scanners: sectional analysis according to restoration type and preparation outline form. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(5), 354. <https://doi.org/10.4047/JAP.2016.8.5.354>

Piedra-Cascón, W., Meyer, M. J., Methani, M. M., & Revilla-León, M. (2020). Accuracy (trueness and precision) of a dual-structured

light facial scanner and interexaminer reliability. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(5), 567–574.

Revilla-León, M., Att, W., ... M. Ö.-T. J. of prosthetic, & 2021, undefined. (n.d.). Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate. *ElsevierM Revilla-León, W Att, M Özcan, J RubensteinThe Journal of Prosthetic Dentistry*, 2021•Elsevier. Retrieved November 21, 2025, from

Revilla-León, M., Barmak, A., Lanis, A., Prosthetic, J. K.-T. J. of, & 2024, undefined. (n.d.). Influence of connected and nonconnected calibrated frameworks on the accuracy of complete arch implant scans obtained by using four intraoral scanners, a. *ElsevierM Revilla-León, AB Barmak, A Lanis, JC KoisThe Journal of Prosthetic Dentistry*, 2024•Elsevier. Retrieved November 21, 2025, from

Revilla-León, M., Gómez-Polo, M., ... M. D.-T. J. of P., & 2025, undefined. (n.d.). Accuracy of complete arch implant scans recorded by using intraoral and extraoral photogrammetry systems. *ElsevierM Revilla-León, M Gómez-Polo, M Drone, AB Barmak, JC Kois, JA Pérez-BarqueroThe Journal of Prosthetic Dentistry*, 2025•Elsevier. Retrieved November 21, 2025, from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391325000848>

Revilla-León, M., Kois, D. E., & Kois, J. C. (2023). A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors. *Wiley Online Library*, 35(1), 230–240. <https://doi.org/10.1111/JERD.12985>

Revilla-León, M., Rubenstein, J., ... M. M.-T. J. of P., & 2023, undefined. (n.d.). Trueness and precision of complete-arch photogrammetry implant scanning assessed with a coordinate-measuring machine. *ElsevierM Revilla-León, J Rubenstein, MM Methani, W Piedra-Cascón, M Özcan, W AttThe Journal of Prosthetic Dentistry*, 2023•Elsevier.

Rivara, F., Lumetti, S., Calciolari, E., ... A. T.-T. J. of P., & 2016, undefined. (n.d.). Photogrammetric method to measure the discrepancy between clinical and software-designed positions of implants. *ElsevierF Rivara, S Lumetti, E Calciolari, A Toffoli, G Forlani, E ManfrediThe Journal of Prosthetic Dentistry, 2016•Elsevier*. Retrieved November 21, 2025, from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391315006216>

Róth, I., Czigola, A., Fehér, D., Vitai, V., Joós-Kovács, G. L., Hermann, P., Borbély, J., & Vecsei, B. (2022). Digital intraoral scanner devices: a validation study based on common evaluation criteria. *SpringerI Róth, A Czigola, D Fehér, V Vitai, GL Joós-Kovács, P Hermann, J Borbély, B VecseiBMC Oral Health, 2022•Springer, 22(1), 140*. <https://doi.org/10.1186/S12903-022-02176-4>

Santamaría-Laorden, A., Marugán, A. M., Andreu-Vázquez, C., & Orejas-Pérez, J. (2025a). Complete arch implant capture using a photogrammetry algorithm and smartphone app: An in vitro study. *Journal of Dentistry, 161, 105969*. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2025.105969>

Santamaría-Laorden, A., Marugán, A. M., Andreu-Vázquez, C., & Orejas-Pérez, J. (2025b). Complete arch implant capture using a photogrammetry algorithm and smartphone app: An in vitro study. *Journal of Dentistry, 161, 105969*. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2025.105969>

Tohme, H., Lawand, G., ... M. C.-T. J. of P., & 2023, undefined. (n.d.). Comparison between stereophotogrammetric, digital, and conventional impression techniques in implant-supported fixed complete arch prostheses: An in. *ElsevierH Tohme, G Lawand, M Chmielewska, J MakhzoumeThe Journal of Prosthetic Dentistry, 2023•Elsevier*.

Tohme, H., Lawand, G., Eid, R., Ahmed, K., Sciences, Z. S.-A., & 2021, undefined. (n.d.). Accuracy of implant level intraoral scanning and photogrammetry impression techniques in a complete arch with angled and parallel implants: An in vitro. *Mdpi.ComH*

Tohme, G Lawand, R Eid, KE Ahmed, Z Salameh, J Makzoume *Applied Sciences*, 2021•mdpi.Com.

Tzou, C. H. J., Artner, N. M., Pona, I., Hold, A., Placheta, E., Kropatsch, W. G., & Frey, M. (2014). Comparison of three-dimensional surface-imaging systems. *Journal of Plastic, Reconstructive and Aesthetic Surgery*, 67(4), 489–497. <https://doi.org/10.1016/J.BJPS.2014.01.003>

Vág, J., Nagy, Z., Simon, B., Mikolicz, Á., ... E. K.-I. J. C., & 2019, undefined. (n.d.). A novel method for complex three-dimensional evaluation of intraoral scanner accuracy. *Academia.EduJ Vág, Z Nagy, B Simon, Á Mikolicz, E Kövér, A Mennito, Z Evans, W RenneInt J Comput Dent*, 2019•academia.Edu. Retrieved November 21, 2025, from https://www.academia.edu/download/80773215/A_novel_method_for_complex_three_dimensional_evaluation_of_intraoral_scanner_accuracy.pdf

Vilborn, P., & Bernitz, H. (2022). A systematic review of 3D scanners and computer assisted analyzes of bite marks: searching for improved analysis methods during the Covid-19 pandemic. *International Journal of Legal Medicine*, 136(1), 209. <https://doi.org/10.1007/S00414-021-02667-Z>

Virani, A., & Jin, M. (2025). The PRECISE protocol: intra-oral photogrammetry-led digital workflow for full-arch immediate implant loading. *Https://Doi.Org/10.12968/Aedu.2025.2.3.133*, 2(3), 133–140. <https://doi.org/10.12968/AEDU.2025.2.3.133>

Yan, Y., Lin, X., Yue, X., Dentistry, W. G.-T. J. of P., & 2023, undefined. (n.d.). Accuracy of 2 direct digital scanning techniques— intraoral scanning and stereophotogrammetry—for complete arch implant-supported fixed prostheses: A. ElsevierY Yan, X Lin, X Yue, W GengThe *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2023•Elsevier. Retrieved November 21, 2025, from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391322002165>

Yang, B., Schinke, J., Rastegar, A., Tanyeri, M., Viator, J. A., Yang,

B., Schinke, J., Rastegar, A., Tanyeri, M., & Viator, J. A. (2023). Cost-Effective Full-Color 3D Dental Imaging Based on Close-Range Photogrammetry. *Bioengineering 2023, Vol. 10, 10*(11). <https://doi.org/10.3390/BIOENGINEERING10111268>

Yousuf, H. Al, Yang, S., Ault, R., Liu, F., ... L. L.-T. J. of P., & 2024, undefined. (n.d.). Accuracy of a facebow record: A comparison between a conventional facebow and a smartphone 3D scanner. *ElsevierH Al Yousuf, S Yang, R Ault, F Liu, L Lepidi, M Revilla-León, J LiThe Journal of Prosthetic Dentistry, 2024•Elsevier.*

BÖLÜM 5

İMLANT DESTEKLİ PROTETİK TEDAVİLERDE BAŞARISIZLIKLAR: ETİYOLOJİ, KOMPLİKASYONLAR VE RİSK FAKTÖRLERİ

BÜLENT KADİR TARTUK¹

Dişsizlik, özellikle sanayileşmiş toplumlarda yaşam süresinin uzamasıyla birlikte prevalansı artan ve önemini koruyan bir ağız sağlığı sorunu olmaya devam etmektedir. Bu doğrultuda, son yıllarda dental implantlarla desteklenen protezler, hem yetişkin hem de yaşlı bireylerde fonksiyonel ve estetik rehabilitasyon amacıyla giderek daha sık tercih edilen bir tedavi seçeneği hâline gelmiştir. Artan klinik talep, protetik diş hekimliğini yalnızca implantoloji alanında sürekli gelişen kavramsal yaklaşımlar ve tedavi protokolleriyle değil, aynı zamanda stomatognatik sistemde kaybedilen dokuların yerine konmasına yönelik hızla çeşitlenen materyal ve üretim teknolojileriyle de doğrudan ilişkilendirmektedir (Montero, 2021).

İmplant destekli protezler, yüksek başarı ve sağlıklı oranları sayesinde günümüzde dişsizlik olgularının rehabilitasyonunda

¹Dr. Öğr. Üyesi, Bingöl Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid: 0000-0003-2282-8944

öncelikli tedavi seçenekleri arasında yer almaktadır. Hem dental implantların hem de implant üstü restorasyonların uzun dönem sağkalım oranları yüksek olmasına rağmen, literatürde implant tedavisi uygulanmış hastaların önemli bir bölümünde ilk beş yıl içerisinde biyolojik, mekanik veya estetik komplikasyonların gelişebildiği bildirilmektedir. Bu durum, implant tedavilerinin başarısının yalnızca cerrahi faz ile sınırlı olmadığını; protetik fazın planlanması, uygulanması ve uzun dönem bakımının da bütüncül bir yaklaşımla değerlendirilmesini gerekli kılmaktadır (Heitz-Mayfield & ark., 2014).

Son yıllarda sabit ve hareketli implant destekli protezlerin sağkalım oranları ile komplikasyon profillerini değerlendiren çok sayıda sistematik derleme yayımlanmıştır (Di Francesco & ark., 2019; Yao & ark., 2018). Bu çalışmalar, implant üstü protezlerde beş yıllık sağkalım oranlarının genellikle oldukça yüksek olduğunu göstermektedir. Sabit restorasyonlarda sağkalım oranlarının %95–100 arasında değiştiği, hareketli implant destekli protezlerde ise bu oranın %100’e kadar ulaşabildiği bildirilmiştir (Di Francesco & ark., 2019). Benzer şekilde, dental implantların genel sağkalım oranının beş yıllık takip süresinde %97,1’e ulaştığı belirtilmektedir. Bununla birlikte, literatürde vurgulandığı üzere sağkalım oranları implant tedavisinin başarısını değerlendirmede tek başına yeterli bir kriter değildir; çünkü bu oranlar yalnızca protezin belirli bir süre boyunca ağızda kalmış olmasını göstermekte, ancak bu süreçte gelişen komplikasyonları yansıtmamaktadır (Pjetursson & ark., 2014).

Klinik gözlemler ve araştırmalar, sabit veya hareketli implant üstü restorasyonlarda komplikasyon yaşayan hastaların, komplikasyon yaşamayan bireylere kıyasla implant tedavisinden belirgin ölçüde daha düşük memnuniyet bildirdiklerini ortaya koymaktadır (Canallatos & ark., 2020). Bazı hastalarda tedavinin ilk altı ayında erken başarısızlık, ileri derecede kemik kaybı veya geri dönüşü olmayan doku deformasyonları görülebilmektedir (Kochar,

Reche & Paul, 2022). Mekanik komplikasyonlar incelendiğinde, implant–abutment bağlantısına ilişkin sorunların (vida gevşemesi veya kırılması) beş yıllık takipte %4,3 iken, on yıllık takipte %26,4’e yükseldiği bildirilmektedir. Benzer şekilde, simante restorasyonlarda tutuculuk kaybı beş yıl içerisinde %6,2 iken, on yıl sonunda %24,9 oranına ulaşmaktadır. Bu bulgular, komplikasyonların uzun dönem bakım gerektiren ve tedavinin başarısını doğrudan etkileyen önemli klinik parametreler olduğunu göstermektedir (Wennström & ark., 2005).

Komplikasyonların önlenmesi, çoğu zaman artan komplikasyon sıklığına karşı geliştirilen bir tedavi yaklaşımı olarak değerlendirilmektedir. Komplikasyon riskinin azaltılabilmesi için uygun vaka seçimi, sistemik risk faktörlerinin doğru değerlendirilmesi, bruksizm ve parafonksiyon gibi yük artırıcı durumların tanımlanması ve ideal tedavi planlamasının yapılması kritik öneme sahiptir. Bu nedenle implant destekli protetik tedavilerde uzun dönem başarı, yalnızca osseointegrasyonun sağlanmasıyla değil, aynı zamanda protetik tasarım, materyal seçimi ve düzenli bakım protokollerinin titizlikle uygulanmasıyla mümkün olmaktadır (Wennström & ark., 2005).

Komplikasyonlar ve başarısızlıklar implant tedavisinin kaçınılmaz bileşenleri olarak kabul edilse de, doğru planlama, kapsamlı preoperatif değerlendirme, risk faktörlerinin belirlenmesi ve uygun klinik yönetim protokollerinin uygulanması bu olumsuz sonuçların görülme sıklığını önemli ölçüde azaltabilir (Gupta & ark., 2023). İmplant tedavisinde başarısızlık, biyolojik veya mekanik nedenlere bağlı olarak implantın fonksiyonel ya da estetik amacını yerine getirememesi şeklinde tanımlanmaktadır (El Askary & ark., 1999). Truhlar’ın sınıflandırmasına göre implant başarısızlıkları erken ve geç olmak üzere iki ana grupta değerlendirilmektedir. Erken başarısızlıklar implantasyon sonrası ilk birkaç hafta veya ay içinde meydana gelirken, geç başarısızlıklar osseointegrasyonun

sağlanması ardından fonksiyonel yükleme döneminde ortaya çıkmaktadır (Truhlar, 1998).

Risk faktörü, belirli bir hastalık ya da komplikasyonla ilişkili olan, ancak doğrudan nedensellik göstermesi gerekmeyen değişken olarak tanımlanmaktadır. Nedensellik ilişkisinin kurulabilmesi için, özellikle uzunlamasına çalışmalarda, söz konusu risk faktörünün ortaya çıkmasının olumsuz olaydan önce gerçekleşmesi gerekmektedir. Klinik araştırmalarda risk faktörlerinin değerlendirilmesi, bu faktöre maruz kalan ve kalmayan gruplar arasında olay insidansının karşılaştırılmasıyla yapılmaktadır. Ancak implant kaybı kısa ve orta vadede nispeten nadir görülen bir durum olduğundan, klinisyenlerin çoğu zaman implant tedavisinin biyolojik veya mekanik komplikasyonlarını incelemeye yöneldiği bilinmektedir. Bu komplikasyonlar hem tedavinin başarısı hem de uzun dönem implant sağkalımı açısından önemli göstergelerdir (Truhlar, 1998).

Bu bölümde hem sabit hem de hareketli implant destekli protezlerde en sık karşılaşılan protetik komplikasyonlar, bu komplikasyonlarla ilişkili risk faktörleri, erken ve geç implant sağkalımıyla olan ilişkileri, ayrıca önleme stratejileri ve klinik yönetim yaklaşımları ayrıntılı biçimde ele alınacaktır.

İmplant Destekli Protetik Tedavilerde Başarısızlıkların Sınıflandırılması ve Tanımlanması

Uzun yıllar boyunca dental implant başarısızlığına ilişkin araştırmaların karşılaştırılmasında karşılaşılan temel kısıtlılıklardan biri, implant başarısını tanımlamak için kullanılan objektif kriterlerin farklılık göstermesi ve sağkalım ile başarı kavramlarını ayırt etmekte kullanılan parametrelerin zaman içinde değişmesidir. Bu nedenle implant başarısızlığına yönelik değerlendirmelerde kullanılan terimlerin açık ve standart biçimde tanımlanması büyük önem taşımaktadır (Froum, 2015).

Başarılı bir implantın uzun dönem sağkalım gösterebilmesi için belirli klinik ve radyografik kriterleri karşılaması gerektiği genel kabul görmektedir. Geleneksel yaklaşıma göre, sağkalım göstermeyen her implant “başarısız” olarak tanımlanmıştır. İmplant başarısına ilişkin kriterler ilk kez Albrektsson ve Zarb tarafından 1986 yılında tanımlanmış, daha sonra Roos ve arkadaşları tarafından güncellenmiştir (Albrektsson & ark., 1986; Roos & ark., 1997). Bu kriterler günümüzde yeni implant sistemlerinin klinik ve araştırma amaçlı değerlendirilmesinde altın standart olarak kabul edilmektedir.

Bu tanımlamaya göre başarılı bir implantın; klinik olarak mobilite göstermemesi, radyografik incelemede peri-implant radyolüsens bulgusunun bulunmaması, implant yüklemesini izleyen ilk yıl içerisinde marjinal kemik kaybının 1 mm’yi aşmaması ve sonraki yıllarda yıllık kemik kaybının 0,2 mm’den fazla olmaması gerekmektedir. Ayrıca implant çevresinde ağrı, enfeksiyon veya patolojik bulguların izlenmemesi ve implantın fonksiyonel olarak en az %90 oranında 5 yıl, %85 oranında ise 10 yıl süreyle ağızda kalması beklenmektedir. Günümüzde implant başarısı tanımına estetik açıdan kabul edilebilir sonuçların elde edilmesi de eklenmiş olup, estetik olarak yetersiz bulunan implantlar da başarısızlık kapsamında değerlendirilebilmektedir (Albrektsson & Wennerberg, 2004b; Roos & ark., 1997).

Sağkalım gösteren implantlar, gelecekte kayba yol açabilecek özellikler (örneğin ciddi kemik defektleri) taşıyıcılar dahi osseointegrasyonlarını sürdürdükleri sürece implant kaybı olarak değerlendirilmezler; ancak bu implantların başarılı implant kriterlerini tam olarak karşılamadığı açıktır (Froum, 2015).

İmplant başarısızlığı terimi, implantın yerleştirildikten sonra herhangi bir zaman noktasında osseointegrasyonunu kaybetmesi durumunu ifade etmektedir. Bununla birlikte, klinik olarak mobil olmayan ancak önceden tanımlanmış başarı kriterlerini karşılamayan

implantlar da başarısızlık kategorisi içerisinde değerlendirilir. Bu gruba özellikle peri-implantitis gelişmiş implantlar dâhildir.

İmplant başarısızlıkları, ortaya çıkış zamanına göre genel olarak iki ana dönemde sınıflandırılmaktadır:

a. Erken başarısızlıklar:

Osseointegrasyon tamamlanmadan önce meydana gelen ve çoğunlukla cerrahi aşamaya veya postoperatif komplikasyonlara bağlı olarak gelişen implant kayıplarıdır.

b. Geç başarısızlıklar:

Osseointegrasyonun sağlanmasının ardından, genellikle protetik faz sırasında veya sonrasında ortaya çıkan başarısızlıklardır.

Her iki başarısızlık tipinde de tek bir etiyolojik faktörden söz etmek mümkün değildir. İmplant kayıpları; hatalı cerrahi teknikler, iyileşmeyi olumsuz etkileyen hasta faktörleri, yetersiz kemik kalitesi, peri-implant enfeksiyonlar, hatalı protetik tasarım veya travmatik oklüzal yüklenme gibi çok sayıda faktöre bağlı olarak gelişebilmektedir. Bu nedenle erken tanı büyük önem taşımakta olup, komplikasyonlar geri döndürülebilir aşamadayken yapılan müdahaleler tedavi başarısını anlamlı ölçüde artırmaktadır (Froum, 2015).

Tarihsel olarak erken başarısızlıkların büyük bir kısmı implant yerleştirilmesini izleyen ilk yıl içerisinde, iyileşme döneminde ortaya çıkmaktaydı. Günümüzde ise implant osseointegrasyonunun çok daha kısa sürede (yaklaşık 6–8 hafta) gerçekleşebildiği ve implant başarısının klinik stabilite ile birlikte radyografik olarak peri-implant kemik desteğinin doğrulanması yoluyla değerlendirildiği bildirilmektedir.

Cerrahi aşamada primer stabilite mekanik olarak sağlanır. Primer stabilitenin yetersiz olması; hatalı cerrahi teknikler, hastanın sistemik iyileşme kapasitesinin düşük olması veya implantın uygun

olmayan konumda yerleştirilmesi gibi faktörlere bağılı olabilir. Teknolojik gelişmeler ve ileri tedavi planlama yöntemleri sayesinde implantların hemen yüklenmesi veya geçici restorasyonlar aracılığıyla erken fonksiyon kazandırılması günümüzde standart tedavi yaklaşımları arasında yer almaktadır. Bununla birlikte, özellikle geçici protezin kaldırıldığı ve birden fazla implantın nihai protezle eş zamanlı olarak yüklendiği olgularda erken ve geç başarısızlık ayrımı klinik açıdan daha karmaşık hâle gelmiştir.

Tüm bu gelişmelere rağmen, radyografik değerlendirme implant başarısızlığının belirlenmesinde günümüzde hâlâ temel tanı yöntemlerinden biri olmayı sürdürmektedir (Albrektsson & Wennerberg, 2004). Radyografik incelemede iki temel unsur ön plana çıkmaktadır: elde edilen görüntülerin kalitesi ve değerlendirmeyi yapan klinisyenin deneyimi (Eckert & ark., 2005). Peri-implant radyolüsenslerin saptanabilmesi ve marjinal kemikteki ilerleyici kaybın doğru şekilde değerlendirilebilmesi için standartize edilmiş periapikal radyografilerin alınması zorunludur (Jemt & Häger, 2006).

Peri-implant radyolüsensi, implant ile çevre kemik arasında doğrudan temasın kaybolduğunu gösteren önemli bir radyografik bulgu olup genellikle implant stabilitesinin azalmasına veya kaybına işaret eder. Buna karşılık, marjinal kemik kaybı ileri düzeyde olmasına rağmen implantın klinik olarak stabil kalabildiği durumlar da bildirilmektedir. Bu nedenle radyografik bulguların, klinik mobilite testleri ve peri-implant yumuşak doku değerlendirmeleri ile birlikte yorumlanması gerekmektedir (Froum, 2015).

Protetik Başarısızlıkların Etiyolojisi ve Komplikasyon Tipleri

İmplant destekli protezlerin yüksek sağkalım oranlarına ve implant diş hekimliğinde zaman içerisinde kaydedilen önemli bilimsel ve teknolojik gelişmelere rağmen, estetik, biyolojik ve teknik komplikasyonlar günümüzde hâlen sık görülmekte olup

tamamen önlenebilir nitelik taşımamaktadır (Pjetursson & ark., 2014). Bir dental implantın uzun dönem başarısı, tedavi planlamasının en erken aşamalarından itibaren protetik rehabilitasyonun gerekliliklerinin, oklüzal ilişkilerin ve biyomekanik yük dağılımının dikkatle değerlendirilmesini zorunlu kılmaktadır.

Cerrah ve protetik diş hekimi arasındaki yakın iş birliğine rağmen, implantların hatalı konumlandırılmasının hâlen önemli bir komplikasyon nedeni olduğu bildirilmektedir. Bu durum, herhangi bir cerrahi girişime başlanmadan önce tedavinin protetik bileşenlerinin tüm ekip üyelerine ayrıntılı ve açık biçimde aktarılmasının gerekliliğini ortaya koymaktadır (Watanabe & ark., 2002).

Oklüzal kuvvetlerin dengeli biçimde dağıtılması, implantların biyomekanik performansını belirleyen temel faktörlerden biridir. Protetik bileşenlerde meydana gelen kırılmaların büyük bir bölümü, implantlara aktarılan aşırı veya dengesiz oklüzal yüklenmenin bir sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle tek bir implantın aşırı oklüzal stres altında bırakılmasından kaçınılmalıdır. Ayrıca implant–protez uyumunun yetersiz olması, sistem bileşenlerinde sürekli gerilim oluşmasına yol açarak vida gevşemesi ve vida fraktürü gibi mekanik komplikasyonların görülme riskini anlamlı düzeyde artırmaktadır (Yeshwante & ark., 2015).

Sabit Protetik Restorasyonlar

İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar, tek diş eksikliklerinden tam ark rehabilitasyonlarına kadar geniş bir endikasyon alanında başarıyla uygulanan tedavi seçenekleri olup uzun dönem sağkalım oranları genellikle yüksektir (Jung & ark., 2008). Bununla birlikte, implant üstü sabit restorasyonlar mekanik ve teknik komplikasyonlara yatkın olup, bu komplikasyonların erken

dönemde tanınması ve uygun şekilde yönetilmesi klinik başarının sürdürülebilmesi açısından kritik öneme sahiptir (Sailer & ark., 2022).

Sabit restorasyonlarda en sık bildirilen teknik komplikasyonlar arasında vida gevşemesi, vida fraktürü, veneer seramik kırığı (chipping), abutment gevşemesi veya kırığı, tutuculuk kaybı (desimantasyon) ve restorasyon uyumsuzluğu yer almaktadır (Gao, Geng & Luo, 2021). Bu komplikasyonların ortaya çıkmasında; protez tasarımı, oklüzal ilişki, implant pozisyonu, kullanılan materyaller, laboratuvar üretim teknikleri ve hasta ile ilişkili faktörler (bruksizm, parafonksiyonel alışkanlıklar ve yetersiz ağız hijyeni gibi) belirleyici rol oynamaktadır (Yanıkoglu, Aslan & Köseoğlu, 2025).

Literatürde bildirildiği üzere, sabit implant üstü protezlerde teknik komplikasyonların beş yıllık takip süresinde görülme oranı yaklaşık %14–21 arasında değişmektedir. Bazı klinik serilerde toplam komplikasyon oranlarının daha yüksek rapor edilmesi, bu restorasyonların uzun dönem bakım ve düzenli takip gerektirdiğini açıkça göstermektedir (Storelli & ark., 2017).

İmplant destekli tek kron restorasyonlarında veneer seramik kırıkları ve vida gevşemesi gibi teknik komplikasyonlar en sık karşılaşılan problemler arasında yer almakta olup, özellikle chipping sıklığının bazı klinik çalışmalarda dikkat çekici düzeyde rapor edildiği bildirilmektedir (Yanıkoglu, Aslan & Köseoğlu, 2025).

Çok üniteli sabit restorasyonlarda ise segment uzunluğu, implantlar arasındaki açısal farklılıklar ve bağlantı tipine bağlı olarak biyomekanik yük dağılımının heterojenleşmesi, vida ve abutment üzerindeki stresleri artırarak mekanik komplikasyon riskini yükseltebilmektedir (Storelli & ark., 2017). Bu nedenle sabit protetik restorasyonlarda klinik başarının sağlanabilmesi için tedavi planlama aşamasına özel önem verilmelidir. Yeterli sayıda implantın

doğru pozisyonlarda yerleştirilmesi, protezin pasif uyumunun sağlanması ve oklüzal yüklerin dengeli biçimde dağıtılması temel biyomekanik prensipler arasında yer almaktadır (Sailer & ark., 2022).

Buna ek olarak, implant destekli sabit restorasyonların uzun dönem başarısını artırmak amacıyla uygun materyal seçiminin yapılması ve düzenli klinik kontrollerin sürdürülmesi büyük önem taşımaktadır. Erken dönemde komplikasyonların saptanması ve gerekli bakım işlemlerinin zamanında uygulanması, hem restorasyon sağkalımını artırmakta hem de hasta memnuniyetini olumlu yönde etkilemektedir (Zembic & ark., 2014).

Vida Gevşemesi ve Vida Fraktürü

Vida ile tutturulan implant destekli restorasyonların en önemli avantajlarından biri, protezin gerektiğinde kolaylıkla sökülüp yeniden takılabilesidir. Bu özellik, oral hijyen uygulamalarını, protetik onarımları ve olası cerrahi müdahaleleri kolaylaştırarak klinik yönetimi önemli ölçüde desteklemektedir. Buna karşılık, simante restorasyonların başlıca avantajı vida erişim deliği bulunmaması nedeniyle daha estetik bir morfoloji ve ideal diş pozisyonu sağlamasıdır. Ayrıca implant pozisyonundaki küçük uyumsuzlukların maskeleymesine olanak tanınması ve üst yapıda pasif uyumun elde edilmesini kolaylaştırması da simante restorasyonların önemli üstünlükleri arasında yer almaktadır (Montero, 2021).

Abutment vidası fraktürü görece nadir görülmekle birlikte, vida gevşemesi özellikle tek implantla desteklenen kronlarda en sık karşılaşılan teknik komplikasyonlardan biridir. Literatürde beş yıllık kümülatif vida gevşemesi oranı yaklaşık %8,8 olarak bildirilmektedir (Pjetursson & ark., 2012). Vidaların gevşeme olasılığı genel olarak %8,6 civarında olup, bu durum sıklıkla yetersiz sıkma torku uygulanması, protez veya abutment uyumsuzluğu, aşırı

oklüzal yüklenme ya da abutment tasarımındaki yetersizlikler sonucunda ortaya çıkmaktadır.

Geleneksel implant–protez sistemlerinde protez vidası, aşırı mekanik yük altında zarar görmesi durumunda implant–kemik arayüzünü koruyacak şekilde sistemin en zayıf halkası olarak tasarlanmıştır. Bu nedenle yüksek stres koşullarında yükü absorbe eden ilk elemanın vida olması, implantın bütünlüğünü koruyan bir güvenlik mekanizması olarak değerlendirilmektedir. Ancak aşırı yüklenmenin devam etmesi durumunda vida fraktürü gelişebilmektedir (Papaspnyridakos & ark., 2012; Pjetursson & ark., 2012).

Vida kırıkları klinik olarak iki farklı seviyede görülebilir:

a. Yüksek seviyeli kırıklar:

Vida başının hemen altında meydana gelen bu kırıklar genellikle daha kolay yönetilebilmektedir. Vida üzerindeki gerilim ortadan kaldırıldıktan sonra kırık parça Rhein probu yardımıyla çıkarılabilir. Gerekğinde ultrasonik titreşimlerden yararlanılabilir; ancak vida dişleri, iç bağlantı geometrisi veya Morse konik bağlantı gibi kritik implant bileşenlerine zarar verilmemesine özen gösterilmelidir (Horikawa & ark., 2017).

b. Düşük seviyeli kırıklar:

Daha nadir görülmekle birlikte, vida implantın iç kısmındaki daha apikal bölgelerde de kırılabilmektedir. Kullanılan implant sistemine bağlı olarak, kırık parçaya kilitlenen özel kılavuz aygıtlar veya sol el matkapları yardımıyla kırık vida segmenti geri kazanılabilir. Ters yönde uygulanan kontrollü tork veya titreşim, kırık parçanın gevşeyerek çıkarılmasını kolaylaştırmaktadır (Canullo & ark., 2016).

Bu komplikasyonların önlenmesinde protezin pasif uyumunun sağlanması, üretici firmalar tarafından önerilen uygun

tork değerlerinin kullanılması, dengeli oklüzal ilişkilerin oluşturulması ve özellikle posterior bölgede aşırı oklüzal yüklenmeden kaçınılması büyük önem taşımaktadır.

Veneer Seramik Kırığı

Metal-seramik restorasyonlar uzun yıllar boyunca implant üstü protetik rehabilitasyonlarda en sık tercih edilen tedavi seçeneklerinden biri olmuştur (Segal, 2001). Ancak zaman içerisinde hastaların estetik beklentilerinin artması, klinisyenleri tamamen seramik restorasyonlara yönlendirmiştir. Bu bağlamda zirkonya tabanlı restorasyonlar giderek daha popüler hâle gelmiş; hem simante restorasyonlarda implant abutmenti olarak hem de vida ile tutturulan protezlerde doğrudan veneerleme amacıyla yaygın şekilde kullanılmaya başlanmıştır (Ekfeldt, Fürst & Carlsson, 2011).

Bununla birlikte, tek katmanlı implant destekli seramik restorasyonlarda en sık karşılaşılan mekanik komplikasyonlardan biri kaplama seramiğinde meydana gelen kırılma (chipping) veya seramik tabakasının ayrılmasıdır (Sadid-Zadeh, Kutkut & Kim, 2015). Seramik kırıkları yalnızca artmış çiğneme kuvvetlerine bağlı olmayıp; yetersiz desteklenmiş veneer tasarımı, laboratuvar aşamasında oluşan montaj veya pişirme hataları, hatalı oklüzal temaslar, parafonksiyonel alışkanlıklar (örneğin brüksizm) ve aşırı oklüzal stres gibi çok sayıda faktörle ilişkilidir.

Seramik kırıklarının tedavi yaklaşımı, kırığın boyutu ve lokalizasyonuna bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Küçük ve sınırlı defektlerde kompozit veya porselen tamir işlemleri yeterli olabilirken, daha geniş kırıklarda veneer tabakasının tamamen yenilenmesini gerektiren kapsamlı bir yeniden yapılandırma gerekli olabilmektedir. Her iki durumda da restorasyonun ağızdan çıkarılması çoğu zaman kaçınılmazdır (Da Costa, Aras & Chitre, 2014).

Abutment Kırıkları

Abutment kırıkları nadir görölmelerine karşın klinik yönetimi güç olan mekanik komplikasyonlar arasında yer almaktadır. Bu tür kırıkların gelişiminde; abutment ile uyumsuz protetik restorasyon tasarımı, materyalin yorulmaya bağlı mekanik zayıflaması, pasif uyumun sağlanamaması, üretim sürecine bağlı hatalar ve aşırı oklüzal kuvvetler başlıca etiyolojik faktörler olarak bildirilmektedir (Buser, Martin & Belser, 2004).

Metal abutmentlerde kırıklar çoğunlukla implant–abutment bağlantı bölgesinde veya vida boynunda meydana gelirken, seramik abutmentlerde kırık genellikle abutment materyalinin kendi yapısında oluşmaktadır. Fonksiyon sırasında stresin özellikle abutment–vida bağlantısı çevresinde yoğunlaşması, bu bölgede kırık riskini artırmaktadır. Klinik raporlar, abutment kırıklarının özellikle premolar ve anterior bölgelerde yer alan tek diş implant restorasyonlarında daha sık gözlemlendiğini ortaya koymaktadır.

Abutment vidasında kullanılan materyal türü de kırık insidansı üzerinde belirleyici bir etkiye sahiptir. Altın alaşımlı abutment vidalarında meydana gelen hasar oranının, titanyum vidalara kıyasla daha düşük olduğu bildirilmiştir. Bu bulguya paralel olarak, son yıllarda altın alaşımlı abutment vidalarının kullanımına yönelik ilgi artmıştır. Ayrıca implant çapına kıyasla daha dar abutment kullanımının stres dağılımını olumlu yönde etkileyerek abutment kırığı riskini azalttığı ileri sürülmektedir (Ünver, Güngör & Nemli, 2012).

Abutment veya ataşman kırıklarının önlenmesi için tedavi planlaması aşamasında yeterli sayıda implant yerleştirilmesi, abutmentlerin mümkün olduğunca paralel konumlandırılması ve oklüzal ilişkilerin biyomekanik prensiplere uygun biçimde düzenlenmesi gerekmektedir. Kırılmış bir abutment vidasının çıkarılmasında, bu amaçla geliştirilmiş özel aletlerin kullanılması önerilmekte; ardından uygun materyal özelliklerine sahip yeni bir

vida, üretici firmanın önerdiği tork değerleri doğrultusunda yerleştirilmelidir (De Kok & ark., 2019).

Desimantasyon

İmplant destekli tek kron restorasyonlarında en sık karşılaşılan ikinci teknik komplikasyon, simantasyon sonrası kronun tutuculuğunu kaybetmesiyle ortaya çıkan desimantasyondur. Literatürde bu komplikasyonun görülme oranı yaklaşık %4,1 olarak bildirilmektedir (Jung & ark., 2012). Yayınlanmış vaka serilerinde, 2000 yılı öncesinde %7,3 olarak bildirilen tutuculuk kaybı oranının 2000 yılı sonrasında %3,1'e düşmesi, simantasyon teknikleri ve materyallerindeki gelişmelerin önemli bir göstergesi olarak değerlendirilmektedir. Bu olumlu değişimin olası nedenlerinden biri, tamamen seramik kronların titanyum veya zirkonya/alümina abutmentlere yapıştırılmasında rezin esaslı simanların kullanımının artmasıdır (Pjetursson & ark., 2014).

Restoratif materyalin türü, teknik komplikasyonların gelişiminde önemli bir rol oynamaktadır. Metal-seramik kronlar, yüksek materyal dayanıklılıkları nedeniyle genellikle substrata kimyasal bağlanmaya daha az ihtiyaç duymakta ve sıklıkla çinko fosfat veya cam iyonomer gibi geleneksel simanlarla simante edilmektedir. Buna karşılık tam seramik kronlar, metal bazlı restorasyonlara kıyasla daha düşük kırılma direncine sahip olup, klinik dayanımın artırılabilmesi için alttaki abutment materyaline kimyasal olarak bağlanmaları gerekmektedir (Spazzin & ark., 2016).

Rezin esaslı simanlar, seramik restorasyon ile zirkonya veya titanyum abutment arasında güçlü bir kimyasal bağ oluşturarak hem kırılma direncini hem de uzun dönem tutuculuğu artırmaktadır. Bu doğrultuda, seramik kronlarda tutuculuk kaybı oranının beş yıllık takip süresinde yalnızca %1,1 olduğu bildirilmiştir. Buna karşılık, önceki çalışmalarda metal-seramik kronlarda tutuculuk kaybı

oranının %5,5 olduğu ve bu oranın belirgin şekilde daha yüksek seyrettiği belirtilmektedir (Pjetursson & ark., 2007).

Bununla birlikte, rezin esaslı simanların bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Bu simanlar genellikle yüksek viskoziteli olup yarı saydam özellik göstermekte ve yeterli radyopaklığa sahip olmayabilmektedir. Sertleşme sonrasında abutment yüzeyine kimyasal olarak bağlanmaları nedeniyle fazla simanın uzaklaştırılması, opak ve yapışkan olmayan geleneksel simanlara kıyasla klinik olarak daha güçtür (Squier, 2002).

Araştırmalar, kuron kenarının subgingival derinliğinin artmasının fazla siman birikimini artıran önemli bir faktör olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte, kuron kenarı sık konumlandırılmış olsa dahi fazla simanın tamamen uzaklaştırılmasının klinik olarak her zaman mümkün olmadığı bildirilmektedir. Bu nedenle simante implant destekli kronların planlanmasında implantın üç boyutlu konumu titizlikle değerlendirilmelidir. Özellikle derin subgingival kenarların kaçınılmaz olduğu olgularda, rezin siman artığına bağlı peri-implant komplikasyon riskini azaltmak amacıyla vida tutuculu restorasyonların tercih edilmesi önerilmektedir (Linkevicius & ark., 2013; Sailer & ark., 2012).

Hareketli Protetik Restorasyonlar

Tam protez kullanımına uyum, fonksiyonel, biyomekanik ve psikososyal birçok bileşeni içeren karmaşık bir süreçtir. Tam dişsiz bireylerin rehabilitasyonunda birincil tedavi seçenekleri; geleneksel çıkarılabilir tam protezler, implant destekli sabit protezler ve implant destekli hareketli protezlerdir (Kim & ark., 2012). Geleneksel tam protezlerde tutuculuk, stabilite ve destek yetersizlikleri nedeniyle hastalar çiğneme fonksiyonunda, konuşmada ve sosyal adaptasyonda daha sık sorun yaşamaktadır (Warreth, Alkadhimi & Sultan, 2015).

İmplantların protetik rehabilitasyonda kullanımı, hareketli ve sabit protezler için biyomekanik açıdan üstün bir destek sağlayarak geleneksel tam ve parsiyel protezlere kıyasla fonksiyonel verimliliği belirgin biçimde artırmakta ve hastaların estetik beklentilerini daha başarılı şekilde karşılamaktadır. Bu nedenle implant destekli hareketli protezler, tam veya parsiyel dişsizlik olgularında hem fonksiyonel açıdan etkili hem de ekonomik açıdan avantajlı bir tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir. Bu protezlerde stabilite ve retansiyonun artırılması amacıyla bar, bilye (ball), lokatör ve manyetik ataşmanlar gibi çeşitli tutucu sistemler yaygın olarak kullanılmaktadır (Prasad, Prasad & Buch, 2014).

İmplant destekli hareketli protezlerin uzun dönem performansını değerlendiren sistematik bir derlemede, maksilla ve mandibulada uygulanan çok sayıda klinik çalışma incelenmiş ve protezlerin kısa, orta ve uzun dönem sürdürülme oranları değerlendirilmiştir. Derleme sonuçları, implant destekli hareketli protezlerin tüm takip dönemlerinde yüksek sağkalım ve bakım başarısı gösterdiğini ortaya koymuştur. Ayrıca kullanılan ataşman tipinin, implant destekli tam protezlerin uzun dönem klinik sonuçları üzerinde belirgin bir fark oluşturmadağı bildirilmiştir (Sutariya & ark., 2021).

Ataşman Gevşemesi ve Aşınması

İmplant destekli hareketli protezlerde kullanılan bağlantı sistemleri genel olarak dört ana grupta sınıflandırılmaktadır: bilye (ball) veya pim tipi ataşmanlar, bar–klips sistemleri, manyetik ataşmanlar ve teleskopik kron sistemleri (Alqutaibi & Kaddah, 2016). Bu sistemlerin tamamı, bir matris (dişi parça) ve bu yapıya uyum sağlayan bir patristen (erkek parça) oluşan mekanik bir tutuculuk prensibine dayanmaktadır. Bu bileşenlerden biri protezin iç yüzeyine entegre edilirken, diğeri implanta veya abutmente bağlanmaktadır (Ferro & ark., 2017).

Farklı ataşman sistemleri, farklı bakım gereksinimleri ve protetik komplikasyon profilleri ile ilişkilidir. Matris gevşemesi, matrisin yerinden çıkması, protez kırıkları, yeniden kaplama (relining) ihtiyacı, bar kırıkları ve diğer yapısal bileşen hasarları en sık bildirilen komplikasyonlar arasında yer almaktadır (Andreiotelli, Att & Strub, 2010). Ayrıca ataşman sistemlerinin sağladığı retansiyon miktarı sistemler arasında değişkenlik göstermektedir. Retansiyonun aşırı yüksek olduğu durumlarda, protezin takılıp çıkarılması hasta açısından zorlaşmakta ve matris-patris bileşenlerinde hızlanmış aşınma meydana gelebilmektedir.

Ataşman sistemleri peri-implant dokular üzerinde de belirgin etkilere sahiptir. Plak ve kalkülüs birikimi, gingival inflamasyon, sondalanabilir cep derinliğinde artış ve marjinal kemik kaybı gibi biyolojik komplikasyonlar, ataşman tipine ve hastanın oral hijyen düzeyine bağlı olarak daha sık görülebilmektedir. Bu nedenle ataşman seçimi yalnızca mekanik retansiyon açısından değil, peri-implant doku sağlığının korunması açısından da kritik öneme sahiptir.

Hasta memnuniyeti; protezin stabilitesi, retansiyon düzeyi, kullanım kolaylığı ve fonksiyonel etkinliği ile doğrudan ilişkilidir. Tüm bu mekanik ve biyolojik faktörler birlikte değerlendirildiğinde, implant destekli hareketli protezlerin uzun dönem başarısında uygun ataşman sisteminin seçimi ve düzenli bakım protokollerinin uygulanması belirleyici rol oynamaktadır (Lee, 2013).

Bar Kırığı veya Gevşemesi

İmplant destekli overdenture tedavilerinde bar-klips sistemleri, protezin stabilitesi ve retansiyonunu artırmaları nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir. Bununla birlikte bar yapıları, uzun dönem fonksiyonel yükler altında metal yorgunluğu, uygunsuz implant yerleşimi veya protetik-oklüzal dengesizlikler nedeniyle kırılma veya gevşeme riski taşımaktadır (Ciftci & ark., 2023).

Bar kırıkları genellikle barın uzun aksı boyunca veya bağlantı vidası çevresinde meydana gelmekte olup, yükün homojen dağılmaması sonucu oluşan tekrarlayıcı bükülme streslerine bağlı metal yorgunluğu şeklinde ortaya çıkmaktadır (Stanek & ark., 2021). Özellikle mandibulada iki implant üzerine yerleştirilen overdenture olgularında, barların daha fazla bükücü kuvvete maruz kalması kırık riskini artırmaktadır.

Bar gevşemesi ise çoğunlukla bağlantı vidasının gevşemesi, pasif uyum eksikliği veya mikro-hareketlerin varlığı sonucunda gelişmektedir. Bu durum protez stabilitesinin bozulmasına, ataşman aşınmasının hızlanmasına ve hasta memnuniyetinin azalmasına yol açabilmektedir. Klinik çalışmalarda bar veya bar vidası gevşemesi, polimer ataşman aşınmasından sonra en sık bildirilen protetik komplikasyonlar arasında yer almaktadır (Ciftci & ark., 2023).

Literatürde bar kırığı insidansının, kullanılan bar tasarımına ve klinik protokole bağlı olarak değişmekle birlikte, uzun dönem takip gerektiren klinik bir komplikasyon olduğu bildirilmektedir (Stanek & ark., 2021). Bar kırıklarının tedavisi, kırığın lokalizasyonuna bağlı olarak değişmektedir. Sınırlı kırıklarda onarım veya lehimleme yeterli olabilirken, geniş ve tekrarlayan kırıklarda yeni bir bar tasarımının yapılması gerekebilmektedir (Vohra & Al Fawaz, 2013). Bar gevşemesi durumunda ise vida bağlantılarının yeniden sıkılması, pasif uyumun sağlanması ve gerekli durumlarda hasarlı bileşenlerin değiştirilmesi önerilmektedir (Ciftci & ark., 2023).

Bar kırığı ve gevşemesinin önlenmesinde; implantların mümkün olduğunca paralel yerleştirilmesi, uygun bar kesitinin tasarlanması, cantilever uzantıların sınırlandırılması ve düzenli bakım kontrollerinin sürdürülmesi temel klinik prensipler arasında yer almaktadır (Bueno Samper, Hernández Aliaga & Calvo Guirado, 2010).

Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar

Estetik komplikasyonlar, implant tedavisi sonrasında sık karşılaşılan ve ortaya çıktığında hem tedavi başarısını hem de hasta memnuniyetini belirgin biçimde etkileyen sorunlar arasında yer almaktadır. Bu komplikasyonların öngörülebilir biçimde önlenmesi için hasta değerlendirme aşamasında bazı temel faktörlerin dikkatle analiz edilmesi gerekmektedir. Bunlar arasında hastanın estetik beklentileri, gülümseme hattı, gingival embrazürlerin konumu, dişeti fenotipi, implantın bukkolingual yöndeki konumu, bukkal bölgede en az 1,8–2 mm kemik varlığının sağlanması ve implantlar arası mesafenin 3 mm’den az olmaması yer almaktadır. Bu kriterlerin sağlanamaması durumunda, dişeti çekilmesi ve yumuşak doku defektleri gibi estetik sorunlar ortaya çıkabilmektedir.

Estetik komplikasyonlar çoğunlukla yetersiz veya hatalı tedavi planlamasının bir sonucu olup, bazı olgularda protetik restorasyonlar aracılığıyla telafi edilebilmekteyken, bazı durumlarda ise çözümü oldukça karmaşık veya olanaksız olabilmektedir. Restorasyon ve peri-implant yumuşak dokular arasındaki renk uyumsuzlukları, alternatif materyallerin kullanılması veya cerrahi yaklaşımlarla doku kalınlığının artırılması yoluyla yönetilebilir. Bununla birlikte ileri düzey estetik komplikasyonlar, bazı vakalarda implantın çıkarılması kararına kadar ilerleyebilen ciddi klinik sonuçlara yol açabilmektedir (Park & Wang, 2005).

Fonetik komplikasyonlar, implant üstü restorasyonlarda nispeten sık görülmesine rağmen çoğu zaman göz ardı edilen bir diğer önemli sorundur. Özellikle anterior bölgede yer alan implant restorasyonlarının diş boyutları, dudak desteği, palatinal kontur ve alveoler profil üzerinde oluşturduğu değişiklikler konuşma fonksiyonunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Literatürde, fonetik bozuklukların özellikle /s/, /t/, /d/, /n/ ve /ʃ/ fonemlerinin

artikülasyonu sırasında daha belirgin hâle geldiği bildirilmektedir (Jacobs & ark., 2001).

Risk Faktörleri

Hasta ile İlişkili Faktörler

Kemik Tipi ve Kalitesi

Ön mandibulada bulunan yoğun kompakt kemik ve poröz kompakt kemik yapısı, dental implantların kemik yatağına daha sıkı tutunmasını sağlayarak implant yerleştirilmesi açısından avantajlı bir anatomik ortam sunmaktadır. Buna karşılık posterior maksillada sıklıkla karşılaşılan poröz ve trabeküler kemik yapısı, implantın primer stabilitesini ve tutuculuğunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Hadi & ark., 2011).

Jaffin ve Berman tarafından gerçekleştirilen beş yıllık klinik çalışmada, ince kortikal tabakaya sahip poröz trabeküler kemiğin tüm implant başarısızlıklarının yaklaşık %35'inden sorumlu olduğu bildirilmiştir. Ayrıca dental implantların olgunlaşmamış kemik grefti uygulanmış bölgelere yerleştirilmesi durumunda başarısızlık riskinin anlamlı biçimde arttığı ifade edilmektedir (S Alfaer & ark., 2023).

Yaş

Osseointegrasyonun başarısı, konak kemiğin biyolojik durumu ve iyileşme kapasitesi ile yakından ilişkilidir. Kemik kütlesi ve yoğunluğunda azalma ile karakterize osteoporoz, bu nedenle osseointegrasyon açısından potansiyel bir risk faktörü olarak değerlendirilmektedir (Dao, Anderson & Zarb, 1993). Osteoporoz prevalansının yaşla birlikte artması, araştırmacıların yaşın implant başarısızlığı üzerindeki olası etkisini incelemelerine yol açmıştır.

Bazı çalışmalar, implant başarısızlık oranlarının yaşla birlikte arttığını bildirmiştir (Brocard & ark., 2000; Jemt & Lekholm, 1995). Buna karşın literatürde yer alan çalışmaların büyük çoğunluğu,

hastanın yaşı ile implant başarısızlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadığını göstermektedir (Chuang & ark., 2002; Wagenberg & Froum, 2006).

Cinsiyet

Bazı araştırmalar, cinsiyetin implant başarısızlığı açısından potansiyel bir risk faktörü olabileceğini ve kadınlarda implant başarısızlık oranlarının erkeklere kıyasla daha yüksek olduğunu bildirmiştir (Babbush & Shimura, 1993; Strietzel & ark., 2004). Buna karşılık diğer çalışmalarda erkek hastalarda daha yüksek başarısızlık oranları rapor edilmiştir (Schwartz-Arad, Grossman & Chaushu, 2000; Wagenberg & Froum, 2006). Ancak literatürdeki çalışmaların büyük çoğunluğu, cinsiyet ile implant başarısızlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadığını ortaya koymaktadır (Balshi, Wolfinger & Balshi, 2007; Lambert, Morris & Ochi, 2000).

Ağız Hijyeni ve Bakımı

Bakteriyel plak birikimi, gingival inflamasyon, periodontitis ve peri-implantitis gelişiminde temel etiyolojik faktörlerden biridir. Enfeksiyon bulgularının varlığı, peri-implant kemik kaybının radyografik olarak saptanması ve/veya nöropatilerin görülmesi; paralel yönlü kolajen liflerin eşlik ettiği azalmış vaskülarite ile birlikte değerlendirildiğinde, sorunlu veya başarısız bir implantın klinik göstergeleri olarak kabul edilmektedir (Meffert, 1992).

Bu tür durumların kontrol altına alınmasında, yaklaşık 3 mm derinliğe kadar nüfuz edebilen interproksimal fırçaların kullanımı etkili bir yaklaşım olarak önerilmektedir. Ayrıca protez bileşenlerinin plak ve diş taşı birikimi açısından değerlendirilmesi, implant–abutment bağlantı stabilitesinin kontrolü, peri-implant yumuşak doku muayenesi ve radyografik takipleri içeren düzenli bakım ziyaretlerinin 12–18 aylık aralıklarla sürdürülmesi, uzun

dönem implant başarısının korunması açısından büyük önem taşımaktadır (Dutta & ark., 2020).

Sigara Kullanımı

Sigara kullanımı, implant çevresi dokular ve implant başarısızlığı açısından önemli bir risk faktörü olarak kabul edilmektedir. Sigara içen bireylerde periodontal doku hasarının daha yaygın olduğu iyi belgelenmiş bir bulgudur (Johnson & Hill, 2004). Karbach ve arkadaşlarının çalışmasında, sigara kullanımının peri-implant mukozitis gelişiminde önemli bir etken olduğu bildirilmiştir (Karbach & ark., 2009).

Sigara içen hastalarda implant yerleştirilmesine ilişkin kararın dikkatle verilmesi gerektiği vurgulanmaktadır. Sigara içen bireylerde mukozal dokuların daha kalın olması, cerrahi kılavuz veya protezin stabilitesini azaltarak implantın nihai konumunda sapmalara yol açabilmektedir (D'haese & De Bruyn, 2013). Bu nedenle implant tedavisi öncesinde sigara bırakma programlarının önerilmesi ideal bir yaklaşım olarak kabul edilse de, her zaman yeterli sonuç elde edilemeyebilmektedir. Bu bağlamda klinisyenlerin, sigara içen hastaları implant başarısızlığı riskinin arttığı konusunda açık biçimde bilgilendirmesi gerekmektedir (Jansson & ark., 2005; Taib, 2013).

Bruksizm

Bruksizm, implant tedavisinde mekanik ve biyolojik komplikasyonların gelişiminde önemli bir risk faktörü olarak değerlendirilmektedir. Özellikle erken veya anında yükleme protokollerinin uygulandığı olgularda, kontrolsüz parafonksiyonel kuvvetler implant-kemik arayüzünde aşırı stres oluşturarak osseointegrasyon sürecini olumsuz yönde etkileyebilmektedir.

Glauser ve arkadaşlarının anında yükleme protokolü uygulanan 41 hastada 127 implantı değerlendirdikleri çalışmada,

bruksizmi olan hastalarda implant kaybı oranının parafonksiyonel alışkanlığı olmayan hastalara kıyasla anlamlı derecede daha yüksek olduğu bildirilmiştir (%41'e karşı %12). Bunun, iyileşme döneminde implantların kontrolsüz fonksiyonel yüklenmesine bağlı olduğu düşünülmektedir.

Bununla birlikte erken veya anında yüklemenin tek başına osseointegrasyon için zararlı olmadığı; esas belirleyici faktörün kemik–implant arayüzünde oluşan mikrohareketlerin düzeyi olduğu vurgulanmaktadır. Mikrohareketlerin kabul edilebilir sınırlar içinde kaldığı durumlarda, erken ve anında yükleme protokollerinin başarılı klinik sonuçlar sağlayabildiği bildirilmektedir (Chrcanovic, Albrektsson & Wennerberg, 2014).

Sistemik Hastalıklar

Bazı sistemik hastalıklar tek başına implant başarısızlığı için doğrudan bir risk faktörü olarak kabul edilmese de, birden fazla risk faktörünün eşzamanlı bulunması implant kaybı olasılığını artırabilmektedir (Khadiji, Anderson & Zarb, 1999).

Diyabet

Diyabet ile periodontitis arasındaki ilişki çok sayıda çalışmada ayrıntılı biçimde değerlendirilmiş; bu ilişkinin iki yönlü olduğu ve hastalıklardan birinin kontrol altına alınmasının diğerinin klinik seyrini olumlu yönde etkileyebileceği bildirilmiştir. Diyabette hiperglisemi yeterince kontrol altına alınmadığında ileri glikasyon son ürünlerinin (advanced glycation end products; AGE) birikimine yol açabilmektedir. AGE–reseptör etkileşimi, nükleer faktör kappa-B (NF-κB), reseptör aktivatörü nükleer faktör kappa-B ligandı (RANKL) ve osteoprotegerin gibi biyolojik yollarda değişikliklere neden olarak metabolik dengeyi bozmakta; sitokin salınımını artırmakta ve hücrel strese katkıda bulunmaktadır (Chapple, Genco & Workshop*, 2013; Taylor, Preshaw & Lalla, 2013).

Bu dengesizlik, doku yıkımında artışla birlikte periodontal patogeneizde ilerlemeye ve iyileşme süreçlerinde bozulmaya neden olabilmektedir. Periodontitis şiddeti ile diyabetin kontrol düzeyi arasında doza bağımlı bir ilişki bulunduğu, periodontal hastalığın kontrol altına alınmasının glisemik kontrolü iyileştirebileceğine dair kanıtlar olduğu bildirilmektedir. Benzer şekilde, glisemik kontrolü yetersiz bireylerin periodontitis gelişimine daha yatkın olduğu rapor edilmiştir (Mattson & Cerutis, 2001; Tervonen & Oliver, 1993).

Hormonal Bozukluklar

Farmakolojik ve hormonal faktörlerin implant tedavisi üzerindeki etkileri çeşitli çalışmalarda değerlendirilmiştir. Fuve ve arkadaşları; glukokortikosteroidlerin, steroid olmayan antiinflamatuvar ilaçların (NSAİİ) ve statinlerin implant tedavisi üzerindeki etkilerini incelemiş; NSAİİ'lerin implant-kemik bağlantısı ve implantasyon sonrası kemik yoğunluğu üzerinde olumsuz etkilere sahip olabileceğini, statinlerin ise kemik oluşumu üzerinde olumlu etkiler gösterebileceğini bildirmiştir (Fu & ark., 2012). Hayvan çalışmalarında büyüme hormonlarının topikal uygulamasının kemik oluşumunu olumlu etkileyebildiği; düşük östrojen düzeylerinin ise kemik yoğunluğunda kayba yol açabildiği gösterilmiştir (Giro & ark., 2011; Tresguerres & ark., 2002).

Moy ve arkadaşlarının çalışmasında, 60–79 yaş arası kadınlarda implant başarısızlığı riskinin 40 yaş ve altındaki kadınlara kıyasla daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Ayrıca östrojen tedavisi alan menopoiz sonrası kadınlarda implant başarısızlığı riskinin, aynı yaş grubunda hormon tedavisi almayan kadınlara göre 2,55 kat daha fazla olduğu bildirilmiştir (Moy & ark., 2005).

Kanama Bozuklukları

Kontrol altına alınamayan kanamalar; trombosit bozuklukları, pıhtılaşma faktörü eksiklikleri ve aspirin ile varfarin gibi antikoagülan ilaçların kullanımı sonucunda ortaya

çıkabilmektedir. Bu durum sıklıkla trombosit sayısının 50.000/mm³'ün altına düşmesiyle ilişkilidir. Bu hasta grubunda dental implant cerrahisi sırasında karşılaşılabilecek en ciddi ve hayati risklerden biri, kanamaya bağlı üst solunum yolu tıkanıklığı gelişebilmesidir (Dutta & ark., 2020).

Radyoterapi

Radyoterapi çoğunlukla baş-boyun kanserlerinin tedavisinde uygulanmakta olup başlıca yan etkileri arasında ağız kuruluğu ve radyasyon alan dokularda fonksiyonel bozukluk yer almaktadır. Radyoterapi ile dental implantlar arasındaki ilişkiyi değerlendiren sistematik derlemede, (nakil yapılan bölgeye yerleştirilen implantlar hariç tutularak) implant kayıplarının sayı ve oranları analiz edilmiştir.

Bu derlemede, radyasyona maruz kalmış kemik dokusuna yerleştirilen implantlarda başarısızlık riskinin, radyasyona maruz kalmamış kemiklere kıyasla %174 daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Ayrıca üst çeneye yerleştirilen implantlarda başarısızlık riskinin alt çeneye göre %496 daha fazla olduğu belirtilmiştir. Hiperbarik oksijen tedavisinin implant başarısızlığı üzerinde anlamlı etkisi olduğuna dair yeterli kanıt bulunmadığı da vurgulanmıştır (Chambrone & ark., 2013).

Genetik Faktörler

Genetik polimorfizmler, implant başarısızlığı ve peri-implant inflamasyonda olası rolleri bakımından çeşitli çalışmalarda incelenmiştir. Bu kapsamda, inflamatuvar yanıt ve kemik döngüsü ile ilişkili genler (periodontitis patogenezinde rol alan genlerle paralel biçimde) değerlendirilmiştir. Yakın tarihli bir çalışmada IL-1 ve TNF- α genotipleri ile titanyum implant yerleştirilmesi arasındaki ilişki analiz edilmiş; implant başarısızlığının IL-1 β ve TNF- α risk genotiplerinin sayısındaki artış ile anlamlı düzeyde ilişkili olduğu bildirilmiştir (Jacobi-Gresser, Huesker & Schütt, 2013).

Osteoporoz

Osteoporoz, kemik yoğunluğunda azalma ile karakterize bir hastalık olup dental implant uygulamaları açısından potansiyel bir risk faktörü olarak değerlendirilmiştir. Son yıllarda çalışmaların önemli bir bölümü, osteoporozun bifosfonatlarla tedavisi bağlamında implant sonuçlarına odaklanmıştır. Güncel literatür, osteoporozlu hastalarda dental implant uygulanmasına yönelik mutlak bir kısıtlama bulunmadığını düşündürmektedir (Gaetti-Jardim & ark., 2011; Tsolaki, Madianos & Vrotsos, 2009).

Bir çalışmada, 50 yaş ve üzerindeki kadınlarda yerleştirilen implantlar değerlendirilmiş ve osteoporozlu/osteoporozsuz alt gruplarda kemik mineral yoğunluğu analiz edilmiştir. Çalışma sonuçlarında, osteoporozun implant başarısızlığı için anlamlı bir risk faktörü olarak değerlendirilmediği bildirilmiştir. Aynı çalışmada sigara içen hastalarda implant başarısızlığı riskinin sigara içmeyenlere kıyasla 2,6 kat arttığı ifade edilmiştir.

Organ Nakli

Organ nakli yapılan hastalar, greft reddini önlemek amacıyla uzun süreli immünsüpresif tedavi almaktadır. Bu hastalarda siklosporin A sıklıkla steroidlerle birlikte uygulanmaktadır. Siklosporinin implant çevresi kemik dokunun mekanik tutunmasını ve iyileşme sürecini olumsuz yönde etkileyebileceği bildirilmiştir (Dumont & Ensom, 2000).

Kardiyovasküler Bozukluklar

Kardiyovasküler hastalıklar, iyileşme ve kemik entegrasyonu süreçlerini olumsuz etkileyerek fibroblast aktivitesinde azalma, makrofaj fonksiyonlarında bozulma ve kolajen sentezinde düşüşe yol açabilmektedir (Bradley, 1981). Hipertansiyon, ateroskleroz ve konjestif kalp yetmezliği bu grupta yer alan başlıca patolojilerdir. Bununla birlikte, kardiyovasküler hastalıkların dental implant

tedavisinin uzun dönem başarı oranları üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı bildirilmektedir (Hwang & Wang, 2007).

İmplant ile İlişkili Faktörler

İmplant Sayısı

Hasta başına yerleştirilen implant sayısının artması, yalnızca implantlar üzerine aktarılan mekanik yükleri değil, aynı zamanda cerrahi travmanın boyutunu da artırabilmektedir. Geniş mukoperiosteal fleplerin kaldırılması, cerrahi sürenin uzaması ve cerrahi saha kontaminasyon riskinin artması, implant başarısızlığına dolaylı olarak katkıda bulunabilmektedir. Bu nedenle özellikle çoklu implant planlanan olgularda, cerrahi yaklaşımın minimal invaziv prensiplere uygun şekilde planlanması ve hasta bazlı risk değerlendirmesinin titizlikle yapılması, uzun dönem implant başarısının sağlanması açısından kritik öneme sahiptir (Smith, Berger & Dodson, 1992).

İmplant Çapı, Boyu ve Çenedeki Konumlandırılması

Alveoler kemiğin geometrisi ve hacmindeki sınırlamalar dikkate alındığında, günümüzde farklı implant tasarımlarının klinik kullanımı büyük ölçüde öngörülebilir hâle gelmiştir. Özellikle posterior bölgelerde yerleştirilen endosseöz implantlarda, başarısızlık riskini azaltmak amacıyla geniş çaplı implantların kullanımı önerilmektedir. Örneğin, 6 mm uzunluğunda ve 5,0 mm çapında bir implantın sağladığı kemik–implant temas yüzey alanı, 10 mm uzunluğunda ve 3,75 mm çapındaki bir implant ile benzer olabilmektedir (Winkler, Morris & Ochi, 2000).

Birçok çalışma, geniş çaplı implantların sağkalım oranlarını dar çaplı implantlarla karşılaştırmıştır. Bu çalışmaların önemli bir bölümünde, implant çapının implant sağkalımı üzerinde belirleyici bir faktör olabileceği ve aynı uzunluktaki standart implantlarla karşılaştırıldığında geniş çaplı implantların daha iyi klinik sonuçlar

sağlayabildiği bildirilmiştir. Özellikle dar çaplı implantlarda başarısızlık oranlarının arttığına dair anlamlı bulgular rapor edilmiştir (Testori & ark., 2001).

Buna karşın bazı çalışmalarda, geniş çaplı implantlarda istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek başarısızlık oranları bildirilmiştir. Bu durumun olası nedenlerinden biri, Shin ve arkadaşlarının da belirttiği üzere, genel kümülatif sağkalım oranı ile implant hacminin mevcut kemik hacmine oranı arasında öngörücü bir ilişkinin bulunması olabilir (Shin, Bryant & Zarb, 2004). Öte yandan, çok sayıda çalışma dar ve geniş çaplı implantlar arasında implant başarısızlığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını da ortaya koymuştur (Penarrocha, Guarinos, Sanchis & Balaguer, 2002).

Posterior bölgede implantların eğimli yerleştirilmesi tekniği, kemik tutunmasını ve protez desteğini artırmak ve aynı zamanda kemik grefti gereksinimini azaltmak amacıyla geliştirilmiştir. Kontrollü klinik çalışmaların büyük çoğunluğunda, eğimli yerleştirilen implantlar ile eksenel olarak yerleştirilen implantlar arasında başarısızlık oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (Karoussis & ark., 2004; Testori & ark., 2008).

Bu sonuçlar değerlendirilirken, çalışmaların önemli bir bölümünde eğimli implantların, tam ark restorasyon elde edebilmek amacıyla eksenel yerleştirilmiş implantlarla birlikte kullanıldığı dikkate alınmalıdır. Nitekim bazı çalışmalarda bu yaklaşım tüm hastalarda uygulanırken (Karoussis & ark., 2004), bazı çalışmalarda ise hasta grubunun büyük çoğunluğunu kapsamaktadır (Krekmanov & ark., 2000).

İmplant Yüzey Özellikleri

İmplant yerleştirildikten sonra çevre dokularla ilk etkileşimin gerçekleştiği alan implant yüzeyidir. Bu nedenle titanyum

implantların yüzey özelliklerinin modifiye edilerek osseointegrasyonun iyileştirilmesine yönelik çalışmalar uzun yıllardır devam etmektedir. Yüzeyin topografik, fiziksel ve kimyasal özellikleri; protein adsorpsiyonunu, hücre–yüzey etkileşimlerini ve peri-implant dokuların gelişimini doğrudan etkileyebilmektedir. Bu faktörler implantın fonksiyonelliği, konak dokuların biyolojik yanıtı ve tedavinin uzun dönem klinik sonuçları ile yakından ilişkilidir.

Farklı üretim ve yüzey işleme teknikleriyle elde edilen titanyum implantlar, geniş bir yüzey topografisi ve morfolojisi yelpazesi sergilemektedir. Yüzeyin hazırlanma ve işlenme biçimi, implant–kemik etkileşimi üzerinde belirleyici rol oynayabilmektedir (Chrcanovic, Pedrosa & Martins, 2012). Bununla birlikte güncel literatürde, bir yüzey modifikasyonunun diğerlerine kıyasla kesin olarak üstün olduğunu ortaya koyan güçlü ve tutarlı bir kanıt bulunmamaktadır.

Literatürde; tornalanmış ve hidroksiapatit kaplı implantlar (Evian, 1996), titanyum plazma püskürtmeli ve hidroksiapatit kaplı yüzeyler (Wheeler, 1996), tornalanmış ve kum püskürtmeli yüzeyler (Gotfredsen & Karlsson, 2001), tornalanmış ve oksitlenmiş yüzeyler (Jungner, Lundqvist & Lundgren, 2005), tornalanmış ve pürüzlendirilmiş yüzeyler (Lemmerman & Lemmerman, 2005), tornalanmış ve anotlanmış yüzeyler (Fröberg, Lindh & Ericsson, 2006), SLA ve modSLA yüzeyler (Karabuda, Abdel-Haq & Arisan, 2011), kum püskürtmeli ve kalsiyum içeren yüzeyler (Esposito & ark., 2012) ile tornalanmış ve asitle aşındırılmış yüzeyler (Sivolella & ark., 2013) arasında yapılan karşılaştırmalarda, implant başarısızlık oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır.

İmplant Tasarımı

İmplant tasarımının, implantların uzun dönem klinik başarısı üzerinde etkili olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir. Bu

Çalışmaların sonuçlarına göre, iki parçalı implant sistemlerinin tek parçalı implantlara kıyasla daha yüksek başarı oranları sunduğu bildirilmektedir. İmplant tasarımı ile ilişkili olarak yerleştirme derinliği, mukozaya bakan yüzeyin pürüzlülüğü, cerrahi hazırlık protokolü ve anında yükleme yaklaşımlarının klinik sonuçlar üzerinde belirleyici olabileceği vurgulanmaktadır (Ostman & ark., 2007).

Protetik Tasarım ve Materyal ile İlişkili Faktörler

Oklüzal Tasarım ve Oklüzal Yük Dağılımı

Oklüzal tasarım ve yük dağılımı, implant protetiğinde hem klinik açıdan en dikkat çekici hem de literatürde en tartışmalı alanlardan biridir. İmplant tedavisinde oklüzal yaklaşımlara ilişkin çok sayıda yayın bulunmasına karşın, güçlü klinik kılavuzların oluşturulmasına olanak tanıyacak düzeyde yüksek kaliteli kanıtların sınırlı olduğu bildirilmektedir. Bu durum; yetersiz çalışma tasarımları, metodolojik yanlılıklar ve sonuçlarda heterojenlik gibi nedenlerle açıklanmaktadır (Abou-Ayash & ark., 2017). Bu nedenle güncel klinik uygulamada sıklıkla, konvansiyonel protetik tedavilerden türetilmiş prensiplerin implant restorasyonlarına uyarlanması yaklaşımı benimsenmektedir. Bu çerçevede, aşırı yüklenmenin hem biyolojik hem de teknik komplikasyonların gelişimindeki olası rolü göz önünde bulundurulmaktadır. Farklı klinik senaryolarda önerilen oklüzal stratejilerin gerekçelerinin daha iyi anlaşılabilmesi için ilgili değerlendirmelerin gözden geçirilmesi önerilmektedir (Bagegni & ark., 2019).

Mevcut neriler doğrultusunda, uygun olgularda karşılıklı koruyucu oklüzal şemanın tercih edilmesi önerilmektedir. Özellikle tek diş implant restorasyonlarında, implant destekli restorasyonların non-aksiyel yüklenmeye mümkün olduğunca maruz bırakılmaması önem taşımaktadır; her ne kadar doğal dentisyonda çiğneme sırasında oluşan kuvvetlerin çoğu zaman tamamen aksiyel olmadığı

bilinse de. Ayrıca düşük tüberkül eğimleriyle restorasyon tasarlanması ve oklüzal temasların interkuspasyon pozisyonu ile sentrik oklüzyonda shim stock kullanılarak minimal temas sağlayacak şekilde düzenlenmesi önerilmektedir. Mandibular ekskürsiyonlar sırasında ise implant destekli restorasyonlarda oklüzal temasların mümkün olduğunca azaltılması gerektiği vurgulanmaktadır. Bununla birlikte çiğneme sisteminin yüksek nörofizyolojik adaptasyon kapasitesi nedeniyle, implant destekli restorasyonlara zaman içerisinde kademeli uyum gelişebileceği de dikkate alınmalıdır (Montero, 2021).

Abutment–İmplant Bağlantısı

Güncel literatüre göre dış altıgen bağlantı sistemleri, implant ile abutment arasında mikroboşluk oluşumunu tamamen engelleyememektedir. Bu mikroboşluk, özellikle yüksek oklüzal yüklenme koşullarında hem teknik (vida gevşemesi/kırığı gibi) hem de biyolojik (mikrosızıntı ve inflamasyon ilişkili) komplikasyonların gelişimine zemin hazırlayabilmektedir (Vetromilla & ark., 2019). Buna karşılık iç bağlantılı implant sistemleri, implant–abutment arayüzünde daha geniş bir temas alanı oluşturarak yüklerin implant eksenine boyunca daha dengeli dağılmasına ve bağlantı stabilitesinin artmasına katkıda bulunabilmektedir. Özellikle Morse konik bağlantı sistemlerinin implant ile abutment arasında daha yakın temas sağlayarak antibakteriyel sızdırmazlığı artırdığı ve marjinal kemik stabilitesi açısından avantaj sağlayabildiği bildirilmektedir (Caricasulo & ark., 2018).

Bununla birlikte, iç bağlantı sistemlerinin dış bağlantılara göre klinik performansını doğrudan karşılaştıran randomize kontrollü klinik çalışmaların sayısı sınırlıdır (Goiato & ark., 2015).

Overdenture Ataşman Tipi

Birçok çalışmada, farklı ataşman sistemleriyle desteklenen overdenture olgularında implant başarısızlık oranları açısından

istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadığı bildirilmiştir. Bu karşılaştırmalar; uzantısız ve uzantılı bar tasarımları, farklı ataşman tiplerine sahip bağlantısız abutmentler ve çeşitli ataşman kombinasyonları arasında yapılmıştır (Engquist & ark., 1988). Ayrıca bar sistemleri, top (ball) ataşmanlar, mıknaş ataşmanlar ve teleskopik kron sistemleri gibi farklı seçenekler arasında implant başarısızlığı açısından anlamlı fark bulunmadığı da rapor edilmiştir (Chrcanovic, Albrektsson & Wennerberg, 2014).

Buna karşılık yalnızca bir çalışmada, standart top ataşmanlar, büyük top ataşmanlar ve Locator ataşmanlar arasında implant başarısızlık oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bildirildiği ifade edilmiştir (Alsabeeha & ark., 2011). Bir başka çalışmada ise implant kayıplarının tamamının iyileşme döneminde gerçekleştiği, protetik konstrüksiyon ve yükleme sonrasında implant kaybı gözlenmediği belirtilmiştir. Bu durum, ataşman tiplerinin implant sağkalımı açısından güvenilir şekilde karşılaştırılmasını yöntemsel olarak güçleştirmektedir (Wismeijer & ark., 1999).

Restorasyon Materyali

İmplant destekli tedavilerde sık karşılaşılan teknik komplikasyonlardan biri restoratif materyalin kırılmasıdır. Bu nedenle restorasyon tasarımı ve kullanılan materyaller, tedavi sonuçları üzerinde kritik rol oynamaktadır. İmplant tutuculu overdenture restorasyonlarda teknik komplikasyonların azaltılması amacıyla restoratif yapının güçlendirilmesi önerilmektedir. Güçlendirme, overdenture üst yapısının rijitliğini artırarak restoratif materyalde deformasyonu azaltabilmekte ve kırık riskini düşürebilmektedir (Chen & ark., 2013; Sipahi & ark., 2006).

Güçlendirme amaçlı kullanılan materyaller arasında metal alaşımlar, yüksek performanslı polimerler ve karbon/cam lifler yer almaktadır (Vallittu, 2018). Çalışmalar, güçlendirilmiş implant tutuculu overdenture üst yapılarının, güçlendirilmemiş yapılara

kıyasla daha düşük kırık riski taşıdığını göstermektedir. Günümüzde kobalt-krom altyapı, restoratif iskelet yapımında yaygın şekilde “altın standart” olarak kabul edilmektedir (Amaral & ark., 2018; Takahashi, Gonda & Maeda, 2015).

Bununla birlikte polietereketon (PEEK), polietereketon (PEKK) gibi yüksek performanslı polimerler ile cam lif gibi metal dışı altyapı materyalleri de giderek artan biçimde araştırılmaktadır. Bu materyaller; düşük ağırlık, daha iyi estetik ve akrilik esaslı materyallere daha elverişli bağlanma potansiyeli gibi avantajlar nedeniyle klinik açıdan umut verici görülmektedir. Ancak bu materyallerin rutin klinik kullanımına yönelik kesin öneriler için daha fazla uzun dönem klinik veriye ihtiyaç vardır (Gibreel & ark., 2019).

Üretim Tekniği

Çalışma modeli sanal veya konvansiyonel yöntemlerle elde edildikten sonra, protez üretimi konvansiyonel ya da dijital iş akışlarıyla gerçekleştirilebilmektedir. Geleneksel üretim süreci, konvansiyonel implant ölçülerinden elde edilen ve implant analoglarını içeren alçı modellerin hazırlanmasıyla başlamakta; ardından abutment ve üst yapı tasarımı alçı model üzerinde manuel mum modelaj (wax-up) ile yapılmaktadır. Bunu kayıp mum tekniğine dayalı döküm veya presleme işlemleri izlemekte; mezoyapı üretildikten sonra ağız içinde pasif uyum doğrulaması yapılarak nihai restorasyon estetik kaplama materyalleriyle (seramik, kompozit veya rezin) tamamlanmaktadır. Bu süreç, birden fazla manuel basamak içermesi ve teknisyen deneyimine bağımlı olması nedeniyle değişkenlik gösterebilmektedir (Montero, 2021).

Dijital üretim süreci ise ağız içi tarama veya konvansiyonel modellerin taranması, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve eklemeli/çıkarımlı üretim teknikleriyle bilgisayar destekli imalatı (CAM) kapsamaktadır. Klinik pratikte konvansiyonel ve dijital

yaklaşımların birlikte kullanıldığı hibrit iş akışları da yaygınlaşmıştır. Bununla birlikte, hangi yöntem seçilirse seçilsin, boyama, glaze ve polisaj gibi bitim işlemleri çoğu zaman manuel müdahale gerektirmeye devam etmektedir (Mühlemann & ark., 2018).

Ölçü Tekniği

İmplant ölçü tekniklerinin doğruluğu; splintli–splintsiz yöntemler, direkt–indirekt teknikler, paralel–eğimli implantlar ve farklı ölçü materyallerinin karşılaştırılması bağlamında kapsamlı biçimde incelenmiştir (Del Acqua & ark., 2010). Bununla birlikte, mevcut kanıtların önemli bir bölümünün yeterli sayıda in vivo çalışma içermemesi nedeniyle kanıt düzeyinin sınırlı olduğu bildirilmektedir. Bu durumun temel nedenlerinden birinin klinik ortamda kontrol edilmesi güç çok sayıda değişkenin varlığı olduğu düşünülmektedir (Flügge & ark., 2016).

Kaynakça

Abou-Ayash, S., Strasding, M., Rücker, G., & Att, W. (2017). Impact of prosthetic material on mid- and long-term outcome of dental implants supporting single crowns and fixed partial dentures: A systematic review and meta-analysis. *Eur J Oral Implantol*, 10 Suppl 1, 47-65.

Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2004). Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *International Journal of Prosthodontics*, 17(5).

Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2004b). Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *International Journal of Prosthodontics*, 17(5).

Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*, 1(1), 11-25.

Alqutaibi, A. Y., & Kaddah, A. F. (2016). Attachments used with implant supported overdenture. *International Dental & Medical Journal of Advanced Research*, 2(1), 1-5.

Alsabeeha, N. H., Payne, A. G., De Silva, R. K., & Thomson, W. M. (2011). Mandibular single-implant overdentures: preliminary results of a randomised-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems. *Clin Oral Implants Res*, 22(3), 330-337.

Amaral, C. F., Gomes, R. S., Rodrigues Garcia, R. C. M., & Del Bel Cury, A. A. (2018). Stress distribution of single-implant-retained overdenture reinforced with a framework: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*, 119(5), 791-796.

Andreiotelli, M., Att, W., & Strub, J.-R. (2010). Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. *International Journal of Prosthodontics*, 23(3).

Babbush, C. A., & Shimura, M. (1993). Five-Year Statistical and Clinical Observations With the IMZ Two-Stage Osteointegrated Implant System. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(3).

Bagegni, A., Abou-Ayash, S., Rücker, G., Algarny, A., & Att, W. (2019). The influence of prosthetic material on implant and prosthetic survival of implant-supported fixed complete dentures: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res*, 63(3), 251-265.

Balshi, S. F., Wolfinger, G. J., & Balshi, T. J. (2007). A retrospective analysis of 44 implants with no rotational primary stability used for fixed prosthesis anchorage. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(3).

Bradley, J. C. (1981). The clinical significance of age changes in the vascular supply to the mandible. *Int J Oral Surg*, 10(Suppl 1), 71-76.

Brocard, D., Barthet, P., Baysse, E., Duffort, J. F., Eller, P., Justumus, P., . . . Benqué, E. (2000). A multicenter report on 1,022 consecutively placed ITI implants: a 7-year longitudinal study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(5).

Bueno Samper, A., Hernández Aliaga, M., & Calvo Guirado, J. L. (2010). The implant-supported milled bar overdenture: a literature review.

Buser, D., Martin, W., & Belser, U. C. (2004). Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(7).

Canallatos, J. E., Hobbs, G. R., Bryington, M. S., & Dye, B. D. (2020). The effect of implant prosthesis complications on patient satisfaction. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(2), 269-276.

Canullo, L., Tallarico, M., Radovanovic, S., Delibasic, B., Covani, U., & Rakic, M. (2016). Distinguishing predictive profiles for patient-based risk assessment and diagnostics of plaque induced, surgically and prosthetically triggered peri-implantitis. *Clinical Oral Implants Research*, 27(10), 1243-1250.

Cappare, P., Sannino, G., Minoli, M., Montemezzi, P., & Ferrini, F. (2019). Conventional versus Digital Impressions for Full Arch Screw-Retained Maxillary Rehabilitations: A Randomized Clinical Trial. *Int J Environ Res Public Health*, 16(5).

Caricasulo, R., Malchiodi, L., Ghensi, P., Fantozzi, G., & Cucchi, A. (2018). The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*, 20(4), 653-664.

Chambrone, L., Mandia Jr, J., Shibli, J., Romito, G., & Abrahao, M. (2013). Dental implants installed in irradiated jaws: a systematic review. *Journal of Dental Research*, 92(12_suppl), 119S-130S.

Chapple, I. L., Genco, R., & Workshop*, W. G. o. t. J. E. A. (2013). Diabetes and periodontal diseases: consensus report of the Joint EFP/AAP Workshop on Periodontitis and Systemic Diseases. *Journal of Periodontology*, 84, S106-S112.

Chen, K. W., Lin, T. M., Liu, P. R., Ramp, L. C., Lin, H. J., Wu, C. T., & Pan, Y. H. (2013). An analysis of the implant-supported overdenture in the edentulous mandible. *J Oral Rehabil*, 40(1), 43-50.

Chochlidakis, K. M., Papaspyridakos, P., Geminiani, A., Chen, C. J., Feng, I. J., & Ercoli, C. (2016). Digital versus conventional

impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*, 116(2), 184-190.e112.

Chrcanovic, B., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2014). Reasons for failures of oral implants. *Journal of oral rehabilitation*, 41(6), 443-476.

Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2014). Reasons for failures of oral implants. *J Oral Rehabil*, 41(6), 443-476.

Chrcanovic, B. R., Pedrosa, A. R., & Martins, M. D. (2012). Chemical and topographic analysis of treated surfaces of five different commercial dental titanium implants. *Materials Research*, 15, 372-382.

Chuang, S., Wei, L., Douglass, C., & Dodson, T. (2002). Risk factors for dental implant failure: a strategy for the analysis of clustered failure-time observations. *Journal of Dental Research*, 81(8), 572-577.

Ciftci, G., Somay, S. D., Ozcan, I., Ozcelik, T. B., & Yilmaz, B. (2023). Prosthetic complications with mandibular bar-retained implant overdentures having distal attachments and metal frameworks: A 2-to 12-year retrospective analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 130(4), 573-580.

D'haese, J., & De Bruyn, H. (2013). Effect of smoking habits on accuracy of implant placement using mucosally supported stereolithographic surgical guides. *Clinical implant dentistry and related research*, 15(3), 402-411.

Da Costa, G. C., Aras, M., & Chitre, V. (2014). Failures in Dental Implants. *J Adv Med Dent Scie*, 2(1), 68-81.

Dao, T., Anderson, J., & Zarb, G. A. (1993). Is osteoporosis a risk factor for osseointegration of dental implants? *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(2).

De Kok, I. J., Duqum, I. S., Katz, L. H., & Cooper, L. F. (2019). Management of implant/prosthodontic complications. *Dental Clinics*, 63(2), 217-231.

Del Acqua, M. A., Chavez, A. M., Castanharo, S. M., Compagnoni, M. A., & Mollo Fde, A., Jr. (2010). The effect of splint material rigidity in implant impression techniques. *Int j oral maxillofac implants*, 25(6), 1153-1158.

Di Francesco, F., De Marco, G., Carnevale, U. A. G., Lanza, M., & Lanza, A. (2019). The number of implants required to support a maxillary overdenture: a systematic review and meta-analysis. *Journal of prosthodontic research*, 63(1), 15-24.

Dumont, R. J., & Ensom, M. H. (2000). Methods for clinical monitoring of cyclosporin in transplant patients. *Clin Pharmacokinet*, 38(5), 427-447.

Dutta, S. R., Passi, D., Singh, P., Atri, M., Mohan, S., & Sharma, A. (2020). Risks and complications associated with dental implant failure: Critical update. *National Journal of Maxillofacial Surgery*, 11(1), 14-19.

E. Jung, R., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M., & S. Thoma, D. (2012). Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 23, 2-21.

Eckert, S. E., Choi, Y.-G., Sánchez, A. R., & Koka, S. (2005). Comparison of dental implant systems: quality of clinical evidence and prediction of 5-year survival. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(3).

Ekfeldt, A., Fürst, B., & Carlsson, G. E. (2011). Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a retrospective and clinical

follow-up study. *Clinical Oral Implants Research*, 22(11), 1308-1314.

El Askary, A. S., Meffert, R. M., & Griffin, T. (1999). Why do dental implants fail? Part I. *Implant dentistry*, 8(2), 173-185.

Engquist, B., Bergendal, T., Kallus, T., & Linden, U. (1988). A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int j oral maxillofac implants*, 3(2), 129-134.

Esposito, M., Grusovin, M. G., Pellegrino, G., Soardi, E., & Felice, P. (2012). Safety and effectiveness of maxillary early loaded titanium implants with a novel nanostructured calcium-incorporated surface (Xpeed): 1-year results from a pilot multicenter randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*, 5(3), 241-249.

Evian, C. I. (1996). A comparison of hydroxyapatite-coated Micro-Vent and pure titanium Swede-Vent implants. *Int j oral maxillofac implants*, 11(5), 639-644.

Ferro, K. J., Morgano, S. M., Driscoll, C. F., Freilich, M. A., Guckes, A. D., Knoernschild, K. L., . . . Twain, M. (2017). The glossary of prosthodontic terms.

Flügge, T., van der Meer, W. J., Gonzalez, B. G., Vach, K., Wismeijer, D., & Wang, P. (2018). The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*, 29 Suppl 16, 374-392.

Flügge, T. V., Att, W., Metzger, M. C., & Nelson, K. (2016). Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont*, 29(3), 277-283.

Froum, S. J. (2015). *Dental implant complications: etiology, prevention, and treatment*: John Wiley & Sons.

Fröberg, K. K., Lindh, C., & Ericsson, I. (2006). Immediate loading of Brånemark System Implants: a comparison between TiUnite and turned implants placed in the anterior mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*, 8(4), 187-197.

Fu, J.-H., Bashutski, J. D., Al-Hezaimi, K., & Wang, H.-L. (2012). Statins, glucocorticoids, and nonsteroidal anti-inflammatory drugs: their influence on implant healing. *Implant dentistry*, 21(5), 362-367.

Gaetti-Jardim, E. C., Santiago-Junior, J. F., Goiato, M. C., Pellizzer, E. P., Magro-Filho, O., & Jardim, E. G. (2011). Dental implants in patients with osteoporosis: a clinical reality? *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(3), 1111-1113.

Gao, W. M., Geng, W., & Luo, C. C. (2021). Prosthetic complications of fixed dental prostheses supported by locking-taper implants: a retrospective study with a mean follow-up of 5 years. *BMC Oral Health*, 21(1), 476.

Gibreel, M. F., Khalifa, A., Said, M. M., Mahanna, F., El-Amier, N., Närhi, T. O., . . . Vallittu, P. K. (2019). Biomechanical aspects of reinforced implant overdentures: A systematic review. *J Mech Behav Biomed Mater*, 91, 202-211.

Giro, G., Coelho, P. G., Pereira, R. M. R., Jorgetti, V., Marcantonio Jr, E., & Orrico, S. R. P. (2011). The effect of oestrogen and alendronate therapies on postmenopausal bone loss around osseointegrated titanium implants. *Clinical Oral Implants Research*, 22(3), 259-264.

Goiato, M. C., Pellizzer, E. P., da Silva, E. V., Bonatto Lda, R., & dos Santos, D. M. (2015). Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg*, 19(3), 229-242.

Gotfredsen, K., & Karlsson, U. (2001). A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO₂-blasted surface. *Journal of Prosthodontics*, 10(1), 2-7.

Gupta, A., Kale, B., Masurkar, D., & Jaiswal, P. (2023). Etiology of dental implant complication and failure--an overview. *AIMS Bioengineering*, 10(2).

Hadi, S., Ashfaq, N., Bey, A., & Khan, S. (2011). Biological factors responsible for failure of osseointegration in oral implants. *Biol Med*, 3(2), 164-170.

Heitz-Mayfield, L. J., Needleman, I., Salvi, G. E., & Pjetursson, B. E. (2014). Consensus statements and clinical recommendations for prevention and management of biologic and technical implant complications. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29.

Horikawa, T., Odatsu, T., Itoh, T., Soejima, Y., Morinaga, H., Abe, N., . . . Sawase, T. (2017). Retrospective cohort study of rough-surface titanium implants with at least 25 years' function. *International journal of implant dentistry*, 3(1), 42.

Hwang, D., & Wang, H. L. (2007). Medical contraindications to implant therapy: Part II: Relative contraindications. *Implant Dent*, 16(1), 13-23.

Jacobi-Gresser, E., Huesker, K., & Schütt, S. (2013). Genetic and immunological markers predict titanium implant failure: a retrospective study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 42(4), 537-543.

Jacobs, R., Van Steenberghe, D., Manders, E., Van Looy, C., Lembrechts, D., & Naert, I. (2001). Evaluation of speech in patients rehabilitated with various oral implant-supported prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 12(2), 167-173.

Jansson, H., Hamberg, K., De Bruyn Odont, H., & Odont, G. B. (2005). Clinical consequences of IL-1 genotype on early implant failures in patients under periodontal maintenance. *Clinical implant dentistry and related research*, 7(1), 51-59.

Jemt, T., & Häger, P. (2006). Early complete failures of fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla: a 3-year analysis of 17 consecutive cluster failure patients. *Clinical implant dentistry and related research*, 8(2), 77-86.

Jemt, T., & Lekholm, U. (1995). Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(3).

Johnson, G. K., & Hill, M. (2004). Cigarette smoking and the periodontal patient. *Journal of Periodontology*, 75(2), 196-209.

Jung, R. E., Pjetursson, B. E., Glauser, R., Zembic, A., Zwahlen, M., & Lang, N. P. (2008). A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 19(2), 119-130.

Jungner, M., Lundqvist, P., & Lundgren, S. (2005). Oxidized titanium implants (Nobel Biocare TiUnite) compared with turned titanium implants (Nobel Biocare mark III) with respect to implant failure in a group of consecutive patients treated with early functional loading and two-stage protocol. *Clin Oral Implants Res*, 16(3), 308-312.

Karabuda, Z. C., Abdel-Haq, J., & Arisan, V. (2011). Stability, marginal bone loss and survival of standard and modified sand-blasted, acid-etched implants in bilateral edentulous spaces: a prospective 15-month evaluation. *Clin Oral Implants Res*, 22(8), 840-849.

Karbach, J., Callaway, A., d'Hoedt, B., & Al-Nawas, B. (2009). Comparison of five parameters as risk factors for peri-mucositis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3).

Karoussis, I. K., Brägger, U., Salvi, G. E., Bürgin, W., & Lang, N. P. (2004). Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res*, 15(1), 8-17.

Khadivi, V., Anderson, J., & Zarb, G. A. (1999). Cardiovascular disease and treatment outcomes with osseointegration surgery. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(5), 533-536.

Kim, H.-Y., Lee, J.-Y., Shin, S.-W., & Bryant, S. R. (2012). Attachment systems for mandibular implant overdentures: a systematic review. *The journal of advanced prosthodontics*, 4(4), 197-203.

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

Krekmanov, L., Kahn, M., Rangert, B., & Lindström, H. (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int j oral maxillofac implants*, 15(3), 405-414.

Lambert, P. M., Morris, H. F., & Ochi, S. (2000). The influence of smoking on 3-year clinical success of osseointegrated dental implants. *Annals of periodontology*, 5(1), 79-89.

Lee, D. J. (2013). Performance of attachments used in implant-supported overdentures: review of trends in the literature. *Journal of periodontal & implant science*, 43(1), 12.

Lemmerman, K. J., & Lemmerman, N. E. (2005). Osseointegrated dental implants in private practice: a long-term case series study. *J Periodontol*, 76(2), 310-319.

Linkevicius, T., Vindasiute, E., Puisys, A., Linkeviciene, L., Maslova, N., & Puriene, A. (2013). The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 24(1), 71-76.

Mattson, J., & Cerutis, D. (2001). Diabetes mellitus: a review of the literature and dental implications. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 22(9), 757-760, 762, 764 passim; quiz 773.

Meffert, R. M. (1992). How to treat ailing and failing implants. *Implant dentistry*, 1(1), 25-26.

Montero, J. (2021). A Review of the Major Prosthetic Factors Influencing the Prognosis of Implant Prosthodontics. *J Clin Med*, 10(4).

Montero, J. (2021). A review of the major prosthetic factors influencing the prognosis of implant prosthodontics. *Journal of Clinical Medicine*, 10(4), 816.

Moy, P. K., Medina, D., Shetty, V., & Aghaloo, T. L. (2005). Dental implant failure rates and associated risk factors. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(4).

Mühlemann, S., Kraus, R. D., Hämmerle, C. H. F., & Thoma, D. S. (2018). Is the use of digital technologies for the fabrication of implant-supported reconstructions more efficient and/or more effective than conventional techniques: A systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 29 Suppl 18, 184-195.

Ostman, P. O., Hellman, M., Albrektsson, T., & Sennerby, L. (2007). Direct loading of Nobel Direct and Nobel Perfect one-piece implants: a 1-year prospective clinical and radiographic study. *Clin Oral Implants Res*, 18(4), 409-418.

Papaspyridakos, P., Chen, C.-J., Chuang, S.-K., Weber, H.-P., & Gallucci, G. O. (2012). A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(1).

Park, S.-H., & Wang, H.-L. (2005). Implant reversible complications: classification and treatments. *Implant dentistry*, 14(3), 211-220.

Penarrocha, M., Guarinos, J., Sanchis, J. M., & Balaguer, J. (2002). A retrospective study (1994-1999) of 441 ITI(r) implants in 114 patients followed-up during an average of 2.3 years. *Med Oral*, 7(2), 144-155.

Pjetursson, B. E., Asgeirsson, A. G., Zwahlen, M., & Sailer, I. (2014). Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29.

Pjetursson, B. E., Brägger, U., Lang, N. P., & Zwahlen, M. (2007). Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical Oral Implants Research*, 18, 97-113.

Pjetursson, B. E., Thoma, D., Jung, R., Zwahlen, M., & Zembic, A. (2012). A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDP s) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 23, 22-38.

Prasad, D. K., Prasad, D. A., & Buch, M. (2014). Selection of attachment systems in fabricating an implant supported overdenture. *Journal of Dental Implants*, 4(2), 176-181.

Razmara, F., & Kazemian, M. (2015). Etiology, complications, key systemic and environmental risk factors in dental implant failure. *Int J Contemp Dent Med Rev*, 81, 1-6.

Roos, J., Sennerby, L., Lekholm, U., Jemt, T., Gröndahl, K., & Albrektsson, T. (1997). A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: a 5-year retrospective analysis of the Brånemark implant. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(4).

S Alfaer, A., F Aljabr, R., A Alharthi, W., A Alhazzani, H., Owaywid, A., H Alwadai, A., . . . A Mobaraky, A. (2023). Causes, risk factors and complications of dental implant failure.

Sadid-Zadeh, R., Kutkut, A., & Kim, H. (2015). Prosthetic failure in implant dentistry. *Dental Clinics*, 59(1), 195-214.

Sailer, I., Karasan, D., Todorovic, A., Ligoutsikou, M., & Pjetursson, B. E. (2022). Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontology 2000*, 88(1), 130-144.

Sailer, I., Mühlemann, S., Zwahlen, M., Hämmerle, C. H., & Schneider, D. (2012). Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical Oral Implants Research*, 23, 163-201.

Schmidt, A., Klusmann, L., Wöstmann, B., & Schlenz, M. A. (2020). Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update. *J Clin Med*, 9(3). doi:10.3390/jcm9030688

Schwartz-Arad, D., Grossman, Y., & Chaushu, G. (2000). The clinical effectiveness of implants placed immediately into fresh extraction sites of molar teeth. *Journal of Periodontology*, 71(5), 839-844.

Segal, B. S. (2001). Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 544-550.

Shin, S. W., Bryant, S. R., & Zarb, G. A. (2004). A retrospective study on the treatment outcome of wide-bodied implants. *Int J Prosthodont*, 17(1), 52-58.

Sipahi, C., Ozen, J., Ural, A. U., Dalkiz, M., & Beydemir, B. (2006). The effect of two fibre impregnation methods on the cytotoxicity of a glass and carbon fibre-reinforced acrylic resin denture base material on oral epithelial cells and fibroblasts. *J Oral Rehabil*, 33(9), 666-673. doi:10.1111/j.1365-2842.2006.01648.x

Sivolella, S., Stellini, E., Testori, T., Di Fiore, A., Berengo, M., & Lops, D. (2013). Splinted and unsplinted short implants in mandibles: a retrospective evaluation with 5 to 16 years of follow-up. *J Periodontol*, 84(4), 502-512. doi:10.1902/jop.2012.110691

Smith, R. A., Berger, R., & Dodson, T. B. (1992). Risk factors associated with dental implants in healthy and medically compromised patients. *Int j oral maxillofac implants*, 7(3), 367-372.

Spazzin, A., Guarda, G., Oliveira-Ogliari, A., Leal, F., Correr-Sobrinho, L., & Moraes, R. d. (2016). Strengthening of porcelain provided by resin cements and flowable composites. *Operative dentistry*, 41(2), 179-188.

Squier, R. S. (2002). Retentiveness of dental cements used with metallic implant components: University of Connecticut.

Stanek, J., Riad, A., Slezáková, S., Azar, B., Klugarová, J., Pokorná, A., & Klugar, M. (2021). Bar fracture of implant-retained overdenture: Protocol of a systematic review and meta-analysis. *Journal of Osseointegration*, 13(2), 89-94.

Storelli, S., Scanferla, M., Palandrani, G., Mosca, D., & Romeo, E. (2017). Stratification of prosthetic complications by manufacturer in implant-supported restorations with a 5 years' follow-up: Systematic review of the literature. *Minerva Stomatol*, 66(4), 178-191.

Strietzel, F. P., Lange, K.-P., Švegar, M., Hartmann, H.-J., & Kuchler, I. (2004). Retrospective evaluation of the success of oral rehabilitation using the Frialit-2 implant system. Part 1: Influence of topographic and surgical parameters. *International Journal of Prosthodontics*, 17(2).

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. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 21(4), 319-327.

Taib, K. M. (2013). Predictors of sustained six months quitting success: efforts of smoking cessation in low intensity smoke-free workplaces. *Annals of the Academy of Medicine, Singapore*.

Takahashi, T., Gonda, T., & Maeda, Y. (2015). Influence of reinforcement on strains within maxillary implant overdentures. *Int j oral maxillofac implants*, 30(6), 1327-1332.

Taylor, J. J., Preshaw, P. M., & Lalla, E. (2013). A review of the evidence for pathogenic mechanisms that may link periodontitis and diabetes. *Journal of clinical periodontology*, 40, S113-S134.

Tervonen, T., & Oliver, R. C. (1993). Long-term control of diabetes mellitus and periodontitis. *Journal of clinical periodontology*, 20(6), 431-435.

Testori, T., Del Fabbro, M., Capelli, M., Zuffetti, F., Francetti, L., & Weinstein, R. L. (2008). Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-

year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res*, 19(3), 227-232.

Testori, T., Wiseman, L., Woolfe, S., & Porter, S. S. (2001). A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int j oral maxillofac implants*, 16(2), 193-200.

Tresguerres, I. F., Clemente, C., Donado, M., Gómez-Pellico, L., Blanco, L., Alobera, M. A., & Tresguerres, J. A. (2002). Local administration of growth hormone enhances periimplant bone reaction in an osteoporotic rabbit model: an histologic, histomorphometric and densitometric study. *Clinical Oral Implants Research*, 13(6), 631-636.

Truhlar, R. S. (1998). Peri-implantitis: causes and treatment. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 10(2), 299-308.

Tsolaki, I. N., Madianos, P. N., & Vrotsos, J. A. (2009). Outcomes of dental implants in osteoporotic patients. A literature review. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(4), 309-323.

Ünver, S., Güngör, M. B., & Nemli, S. K. (2012). Dental implantlarda protetik komplikasyonlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 6(1), 1109-1118.

Vallittu, P. K. (2018). An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. *Acta Biomater Odontol Scand*, 4(1), 44-55.

Vetromilla, B. M., Brondani, L. P., Pereira-Cenci, T., & Bergoli, C. D. (2019). Influence of different implant-abutment connection designs on the mechanical and biological behavior of single-tooth implants in the maxillary esthetic zone: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 121(3), 398-403.e393.

Vohra, F., & Al Fawaz, A. (2013). Repair of a fractured implant overdenture gold bar: A clinical and laboratory technique report. *European Journal of Dentistry*, 7(03), 382-386.

Wagenberg, B., & Froum, S. J. (2006). A Retrospective Study of 1,925 Consecutively Placed Immediate Implants From 1988 to 2004. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(1).

Warreth, A., Alkadhimi, A. F., & Sultan, A. (2015). Mandibular implant-supported overdentures: attachment systems, and number and locations of implants–Part I.

Watanabe, F., Hata, Y., Mataga, I., & Yoshie, S. (2002). Retrieval and replacement of a malpositioned dental implant: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(3), 255-258.

Wennström, J. L., Ekestubbe, A., Gröndahl, K., Karlsson, S., & Lindhe, J. (2005). Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. *Journal of clinical periodontology*, 32(6), 567-574.

Wheeler, S. L. (1996). Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated cylinder implants. *Int j oral maxillofac implants*, 11(3), 340-350.

Winkler, S., Morris, H. F., & Ochi, S. (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol*, 5(1), 22-31.

Wismeijer, D., van Waas, M. A., Mulder, J., Vermeeren, J. I., & Kalk, W. (1999). Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for overdentures on implants of the ITI Dental Implant System. A randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*, 10(4), 297-306.

Yanikoglu, N., Aslan, D., & Köseoğlu, M. (2025). Complication Rates and Patient Satisfaction Evaluation of Implant-Supported Prostheses. *Selcuk Dental Journal*, 12(1), 42-47.

Yao, C. J., Cao, C., Bornstein, M. M., & Mattheos, N. (2018). Patient-reported outcome measures of edentulous patients restored with implant-supported removable and fixed prostheses: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 29, 241-254.

Yeshwante, B., Patil, S., Baig, N., Gaikwad, S., Swami, A., & Doiphode, M. (2015). Dental implants-classification, success and failure—an overview. *IOSR J Dent Med Sci*, 5, 1-8.

Zembic, A., Kim, S., Zwahlen, M., & Kelly, J. R. (2014). Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29.

BÖLÜM 6

İMLANT DESTEKLİ HİBRİT PROTEZLERDE ENDİKASYON–KONTRAENDİKASYON VE MALZEME SEÇİMİ

MAHMUT SERTAÇ ÖZDOĞAN¹

İmplant destekli hibrit protezler, tam dişsizlik veya ileri diş–alveol kaybı bulunan hastalarda hem diş hem de kaybedilmiş yumuşak dokuyu birlikte telafi edebilen, implantlar aracılığı ile desteklenen sabit–hareketli karakterli restorasyonlardır. Hasta açısından sabit, hekim açısından vidalar söküldüğünde çıkarılabilir olmaları, bu protezleri klasik sabit köprüler ile overdentürler arasında özel bir yere yerleştirir (Eğilmez vd., 2015; Salama., 2023).

Son yıllarda All-on-4 ve All-on-6 gibi konseptler sayesinde, ileri derecede rezorbe kretlerde bile greftsiz veya minimal greftleme

¹ Doç. Dr, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi AD, msozdogan@aybu.edu.tr Orcid: 0000-0003-1312-8794

ile tam ark hibrit protezler uygulanabilmektedir (Salama., 2023; Law vd., 20214; Hatakeyama vd., 2021).

Bu bölümde, hibrit protezlerin:

- Kavramsal çerçevesi
- Tipleri
- Ayrıntılı endikasyon ve kontraendikasyonları
- Kullanılan malzemeler ve özellikleri
- Özellikle malzeme seçimi için pratik karar kriterleri

ayrıntılı biçimde ele alınacaktır. Amaç, klinisyene hem biyolojik hem biyomekanik hem de hasta odaklı bakış açısıyla, rasyonel bir hibrit protez planlama rehberi sunmaktır.

Hibrit protez kavramı ve temel özellikler

İmplant destekli hibrit protez;

- Bir çenede tüm dişleri ve gerekli ise alveoler süreç ile gingival dokuyu taklit edecek şekilde hacimlendirilmiş,
- Çoğunlukla metal bir iskelet üzerine akrilik, kompozit veya porselen dişler ve pembe estetik materyali ile tamamlanan,
- İmplant ya da implantlara bağlı barlara vida ile tutturulan,
- Hasta tarafından çıkarılamayan, ancak hekim tarafından sökülebilen sabit–hareketli implant üstü protezdir (Egilmez vd., 20215; Salama., 2023; Grover vd., 2024). Bu yapı, klasik metal–seramik tam ark köprülerden farklı olarak alveoler kret kaybını ve dudak desteğini de telafi eder. Overdentürlerden farkı ise, ataşmanla tutunan hareketli protez yerine, tam sabit hissi vermesidir.

Hibrit protezler çeşitli ölçütlere göre sınıflandırılabilir:

Ark kapsamına göre

- Tam ark hibrit protezler
- Segmental veya unilateral hibrit protezler (Grover vd., 2024).

Destek implant sayısına göre

All-on-4, All-on-6, All-on-8 konseptleri

Retansiyon şekline göre

- Tamamen vidalı hibrit
- Bar destekli hibrit üst yapılar

Malzeme tipine göre

- Titanyum veya Co–Cr iskeletli metal–akrilik hibrit
- Kompozit veneerli hibrit
- Metal–seramik hibrit
- Tam zirkonya hibrit
- PEEK/BioHPP iskeletli hibrit protezler (Amer vd., 2021; Al-Asad vd., 2023; Ali & ark., 2019; Reda vd., 2022; Gunes vd; 2023).

Hibrit protezlerde ayrıntılı endikasyonlar

Endikasyonları anlamak, malzeme ve tasarım kararlarını doğrudan etkiler. Burada yalnızca “yapılır” demek yerine, hangi klinik tabloya hangi tip hibrit protezin ve hangi materyalin daha uygun olabileceği mantıksal çerçevede ele alınacaktır.

Tam dişsizlik ve ileri kret rezorpsiyonu

Tam dişsiz, uzun süre protez kullanmış hastalarda, özellikle mandibulada belirgin kret rezorpsiyonu sık görülür. Konvansiyonel tam protezlerde:

- Retansiyon ve stabilite yetersizdir
- Çiğneme etkinliği düşer
- Protezin hareketi nedeniyle ağrı, vuruk ve sosyal çekinme ortaya çıkabilir
- Bu durumlarda, 4–6 implantla desteklenen hibrit protezler:
- Protezin hareketini ortadan kaldırır
- Çiğneme kuvvetini kemiğe ileterek fonksiyonel yüklenme sağlar

Objektif olarak çiğneme etkinliği ve subjektif hasta memnuniyetini anlamlı biçimde artırır [1,2,17,19]. Bu hastalarda genellikle metal–akrilik hibrit veya PEEK/BioHPP iskeletli hibritler tercih edilir. Akrilik, şok emici özelliği ile implantlara aktarılan ani kuvvetleri bir miktar absorbe eder; BioHPP iskelet ise metal olmayan, görece elastik bir yapı sunduğu için benzer biçimde stresleri yumuşatabilir (Al-Asad vd., 2023; Ali &ark., 2022; Gunes vd; 2023).

Diş ve yumuşak doku kaybının birlikte olduğu olgular

Yalnız dişlerin değil, alveoler kemik ve yumuşak dokunun da ciddi kaybına yol açan nedenler:

- Travma
- Onkolojik rezeksiyonlar
- İleri periodontitis
- Uzun süreli dişsizlik

Bu olgularda klasik sabit köprü ile yalnız dişleri restore etmek, dudak ve yanak desteğini sağlayamaz. Düşük dudak desteği,

çökük yüz profili, fonetik sorunlar ve estetik yetersizlik ortaya çıkar. Hibrit protezde pembe akrilik veya kompozit kısmı, kaybedilen alveoler kret hacmini ve papilleri taklit ettiği için:

- Dudağı destekler
- Perioral kırışıklıkları bir miktar maskeleyebilir
- Fonasyonu olumlu etkiler (Egilmez vd., 2015; Grover vd 2024). Bu tür vakalarda hibrit protez neredeyse birinci tercih konumundadır. Özellikle yüksek gülüş hattı olmayan, pembe akrilik görünürlüğünü tolere edebilen hastalarda estetik sonuçlar oldukça tatmin edicidir.

Sabit protez isteği olan ve hareketli protezi psikolojik olarak reddeden hastalar

Pek çok hasta, hareketli protezi “yaşlılık” sembolü olarak algılar ve sabit bir çözüm arar. Overdentür, teknik olarak iyi olsa bile “çıkarıp takmak zorunda olmak” bazı hastalarda ciddi psikolojik direnç yaratır (Abou-Ayash vd 2023; Kutkut vd., 2024).

- Ağız hijyeni iyi
- Sistemik durumu implant cerrahisine uygun
- Ekonomik olarak implant tedavisini karşılayabilecek
- Dudak desteği ihtiyacı olan

hastalarda hibrit protez, sabit köprüye göre daha az implantla, overdentüre göre daha fazla konforla denge sağlayan bir seçenektir.

Yüksek öğürme refleksi olan hastalar

Üst çenede tam protez kullanamayan, damak kısmının varlığı ile ciddi öğürme refleksi yaşayan hastalarda, damağı kapatmayan hibrit protezler önemli bir çözümdür. Protez damağa değil, yalnızca alveoler bölgeye oturduğu için yutma ve konuşma sırasında tetiklenen refleks belirgin şekilde azalır (Grover vd., 2024; Kapaia vd; 2022).

Bu grup hastada All-on-4 veya All-on-6 tipi tam ark hibrit restorasyonlar sık uygulanmaktadır.

Gülüş estetiğinde pembe estetik ihtiyacı olan hastalar

Yüksek gülüş hattı, diş eti çekilmesi, papil kaybı, seviye farkları ve koyu renkli kök yüzeyleri olan hastalarda sadece kron–köprü restorasyonları ile ideal pembe estetik sağlamak çoğu zaman imkânsızdır. Hibrit protezde pembe akrilik veya kompozit, gingival profilin yeniden tasarlanmasına olanak verir:

- Papil benzeri çıkıntılar
- Kret konturları
- Gingival renkte geçişler

doğal diş etine benzetilebilir. Bu sayede pembe–beyaz estetik dengesi daha kontrollü biçimde kurulabilir (Grover vd., 2024).

Aşırı kron boyu gerektiren sabit köprü vakaları

- Kemik rezorpsiyonu fazla olan olgularda sabit implant köprüsü yapılmak istendiğinde:
- Çok uzun klinik kronlar
- Estetik açıdan olumsuz “uzun diş” görünümü
- Kırık ve devrilme momentinin artmasına bağlı biyomekanik risk

ortaya çıkar. Bu durumlarda kron boyunu daha kabul edilebilir seviyeye çekmek için, kaybedilen kemik hacmi pembe akrilik ile telafi edilir. Böylece:

- Kron–kök oranına benzer diş boyu görüntüsü
- Daha iyi yük dağılımı
- Estetik açıdan daha dengeli bir gülüş
- sağlanır (Egilmez vd., 2015; Salama., 2023).

Ayrıntılı kontraendikasyonlar

Kontraendikasyonlar mutlak ve göreceli olarak iki grupta ele alınmalıdır. Bazı durumlarda implant cerrahisi tamamen sakıncalı iken, kimi durumlarda ek önlemler ve multidisipliner yaklaşım ile tedavi mümkündür.

Sistemik kontraendikasyonlar

1) Mutlak kontraendikasyonlar

- Kontrolsüz diabetes mellitus
- Ciddi koagülopati, antikoagülan tedavi altında ileri kanama riski ve düzeltilemeyen durumlar
- Kısa süre önce geçirilmiş miyokard infarktüsü veya inme
- İleri derecede immünsüpresyon, aktif kemoterapi veya radyoterapi süreci

Bu durumlarda implanta bağlı cerrahi girişimler genel tıp literatürü açısından da yüksek riskli kabul edilir. Hibrit protez planlanması bu hastalarda ertelenmeli veya alternatif konvansiyonel tedaviler düşünülmelidir (Gray vd., 2021; Abou-Ayash vd., 2023).

2) Göreceli kontraendikasyonlar

- Kontrollü diyabet, hipertansiyon, hafif koagülasyon bozuklukları
- Osteoporoz, bifosfonat veya antirezorptif ilaç kullanımı
- Baş-boyun bölgesine daha önce radyoterapi almış olmak

Bu durumlarda tıbbi konsültasyon, risk-fayda analizi ve gerekirse modifiye cerrahi protokoller ile implant tedavisi yapılabilir. Ancak periimplant komplikasyon riski daha yüksek olacağı için, endikasyon konulurken özellikle uzun süreli prognoz dikkatle değerlendirilmelidir (Gray vd., 2021).

3) Lokal kontraendikasyonlar

Yetersiz kemik hacmi ve kalitesi; çok sınırlı kemik yüksekliği veya genişlik, anatomik yapılara aşırı yakınlık (sinüs, mandibular kanal, mental foramen) implant sayısını ve yerleşimini kısıtlar. Geniş hibrit protez planı, yeterli implant desteği olmadan yapılırsa aşırı kantilever ve başarısızlık riski artar.

Yetersiz interoklüzal mesafe

- Hibrit protezlerde metal iskelet, pembe baz ve dişler için belirli bir dikey yönde alan gereklidir. Mesafe çok kısıtlı ise:
- Metal kalınlığı yetersiz kalır, iskelet deformasyonu veya kırığı görülebilir
- Akrilik kalınlığı azalır, baz kırıkları artar
- Oklüzal şema ideal biçimde kurulamaz

Bu durumlarda daha ince konstrüksiyonlara izin veren tam zirkonya veya metal–seramik sabit köprüler tercih edilebilir.

Aşırı sınırlı ağız açıklığı

İmplant yerleştirme cerrahisi ve protez aşamalarını teknik olarak zorlaştırır. Parçalı iskelet tasarımları veya alternatif tedaviler gündeme gelebilir.

Ağız hijyeni, motivasyon ve davranışsal faktörler

İleri düzeyde yetersiz ağız hijyeni

Plak kontrolü çok zayıf olan, düzenli fırçalamayan, interdental yardımcı araç kullanmayan hastalarda periimplantitis riski yüksektir. Hibrit protezin altını temizlemek overdentüre kıyasla daha zordur. Bu nedenle hasta, özel ipler, arayüz fırçaları ve su irrigatörleri konusunda motive edilmelidir. Aksi halde hibrit protez uzun vadede implant kayıplarına yol açabilir (Kumar vd, 2025; Gray vd., 2021).

Şiddetli parafonksiyonlar

Bruksizm ve sıkıştırma alışkanlığı kontrol altına alınmamış hastalarda, özellikle akrilik dişli hibrit protezlerde kırık, diş kopması ve vida gevşemeleri çok daha sık görülür (Johansson vd., 2011).

Estetik ve beklenti kaynaklı kontraendikasyonlar

Çok yüksek gülüş hattına sahip, gülüş sırasında alveol mukozasına kadar geniş alan gösteren hastalar pembe akriliğin sınırını estetik olarak kabul etmeyebilir. Bu durumda hibrit yerine segmental sabit köprüler veya periodontal–cerrahi estetik prosedürlerle kombine çözümler düşünülmelidir (Grover vd., 2024).

Gerçekçi olmayan beklentiler, “tamamen doğal diştan farksız olsun, hiçbir şekilde fark edilmesin” gibi talepler, özellikle pembe estetik kullanılan hibrit protezlerde sorun yaratabilir. Bu durumda tedavi öncesi fotoğraf ve örnek vaka gösterimi ile beklentinin yönetilmesi zorunludur.

Ekonomik ve lojistik faktörler

- Hibrit protezler, konvansiyonel tam protez ve birçok overdentür seçeneğine göre daha maliyetlidir. Ayrıca:
- Cerrahi aşama,
- İmplant sayısı,
- CAD-CAM altyapısı,
- Periyodik bakım randevuları

gibi etkenler toplam maliyeti ve zaman gereksinimini artırır. Tedavi sürecine ekonomik veya lojistik olarak devam edemeyecek hastalarda, hibrit protez yerine daha basit protetik planlar düşünülmelidir.

Hibrit protezlerde kullanılan malzemeler

1) İskelet materyalleri

2) Titanyum

- Titanyum, implantlar ile biyouyumlu, oksit tabakası sayesinde korozyona dirençli, görece hafif bir metaldir. Hibrit protezlerde:
- Frezelenmiş monoblok titanyum iskeletler CAD-CAM ile yüksek hassasiyetle üretilebilir
- Yüksek elastik modül sayesinde rijit bir altyapı sağlar

Özellikle uzun kantileverli All-on-4 restorasyonlarda başarıyla kullanılmaktadır (Egilmez vd., 2015, Salama vd., 2023). Son yıllarda dinamik sonlu eleman analizleri ile titanyum, Co–Cr, zirkonya ve PEEK/BioHPP iskeletlerin stres dağılımı karşılaştırılmış ve titanyumun hem iyi rijidite hem de kontrollü deformasyon arasında dengeli bir profil sunduğu gösterilmiştir (Cevik vd., 2022).

3) Kobalt–krom (Co–Cr) alaşımları

- Yüksek elastik modülü ve dayanımı ile uzun süre protezlerde başarıyla kullanılan bir metaldir
- Döküm veya CAD-CAM ile üretilebilir, titanyuma göre daha düşük maliyetlidir
- Ancak daha ağır ve daha sert olduğundan, özellikle uzun kantileverli hibritlerde stres konsantrasyonlarını artırabilir

BioHPP ve Co–Cr iskeletli hibrit protezlerin karşılaştırıldığı randomize klinik çalışmalarda, iki grup arasında kısa dönemde benzer implant çevresi kemik kaybı görülmüş, ancak BioHPP grubunda protez ağırlığının daha az olması hastalar için konfor avantajı sağlamıştır (Al-Asad vd., 2023; Ali vd., 2019).

PEEK ve BioHPP

Polyetheretherketon (PEEK) temelli yüksek performanslı polimerler, metal olmayan iskelet alternatifi olarak dikkat çekmektedir. BioHPP, PEEK içine seramik dolgu partikülleri

eklenmiş, daha stabil ve aşınmaya dirençli bir versiyondur (Gunes vd., 2022; Cevik vd., 2022).

Özellikleri:

- Elastik modülü kortikal kemiğe daha yakındır, bu sayede şok emici özellik gösterir
- Çok daha hafiftir, özellikle tam ark hibrit protezlerde ağırlığın hasta konforu üzerindeki olumsuz etkisini azaltır
- Metal alerjisi ve metal tat şikâyeti olan hastalar için alternatiftir

BioHPP iskeletli hibrit protezler ile BioHPP barlı overdentürlerin karşılaştırıldığı klinik çalışmalarda, iki tasarımın da marjinal kemik kaybı açısından kabul edilebilir düzeyde olduğu, hasta memnuniyetinin ise sabit hibrit grupta bir miktar daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Al-Asad vd., 2023; Ali vd., 2019).

Yine BioHPP ve zirkonya iskeletli sabit implant üstü protezlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda, BioHPP'nin şok emici etkisi sayesinde periimplant kemik seviyesinin daha iyi korunabildiği ve karşıt ark yapılarına daha az aşındırıcı etki gösterdiği vurgulanmıştır (Aboelnagga vd., 2022).

Zirkonya iskeletler

Yüksek basma direnci ve estetik özellikler

Monolitik veya veneer porselen ile kombine kullanılabilir

Çok rijit olduğu için stres absorpsiyonu sınırlıdır, bu durum özellikle yüksek çiğneme kuvvetine sahip brüksist hastalarda dikkatle değerlendirilmelidir

CAD-CAM ile üretildiğinde marjinal uyum ve trueness açısından başarılı sonuçlar bildirilmiştir (Johansson vd., 2011; Aboelnagga vd., 2022; Kapadia vd., 2022).

Diş ve üst yapı materyalleri

1) Akrilik rezin dişler ve pembe akrilik baz

En klasik hibrit protez tasarımında metal veya BioHPP iskelet üzerine ısı ile polimerize akrilik baz ve prefabrik akrilik dişler kullanılır (Egilmez vd., 2015; Salama., 2023).

Avantajları:

- Teknik olarak tanındık ve ekonomiktir
- Kolay freze edilir, düzenlenir ve onarılır

Akriliğin elastik yapısı şok emici etki gösterir, ani oklüzal kuvvetleri yumuşatarak implant çevresi kemiği korumaya yardımcı olabilir

Dezavantajları:

- Aşınma direnci sınırlıdır, zamanla oklüzal düzlem bozulur, vertikal boyutta kayıp ortaya çıkar
- Renk stabilitesi porselen kadar iyi değildir

Baz kırıkları, diş kopmaları sık görülen komplikasyonlardır (Johansson vd., 2011). Bu kırıkların onarımı için, hibrit protez içine metal veya fiber güçlendirme barları yerleştiren “running inlay” gibi teknikler geliştirilmiştir (Johansson vd., 2011).

Kompozit esaslı dişler ve veneerler

Nano hibrit kompozitlerle veneer edilen metal veya PEEK iskeletler, akriliğe göre daha iyi aşınma direnci ve estetik sağlayabilir

Onarım ve ekleme işlemleri, klasik akrilik onarımlarına göre daha zahmetli olsa da mümkün ve predictabledir

Özellikle bruksizmi orta düzeyde olan, estetik beklentisi yüksek hastalarda akrilik yerine kompozit kullanımına giderek daha sık rastlanmaktadır (Gunes vd., 2023; Johansson vd., 2011).

Metal–seramik hibrit protezler

- Metal iskelet üzerine porselen fırınlanmış hibrit protezler:
- Doğal dişe en yakın translüsensi ve renk derinliği sağlar
- Aşınma direnci çok yüksektir
- Bununla birlikte:
- Ağırlığı artar
- Porselen yongalanma ve kırıkları görülebilir
- Onarım işlemi, akrilik ve kompozite göre daha karmaşıktır

Bu nedenle metal–seramik hibritler, genellikle interoklüzal mesafenin görece sınırlı olduğu, kantileverin kısa tutulabildiği, bruksizm öyküsü olmayan ve yüksek estetik beklentili hastalarda seçici olarak kullanılmalıdır (Amer vd., 2021; Johansson vd., 2011).

Tam zirkonya hibrit protezler

- Monolitik zirkonya hibrit protezler, özellikle:
- Karşıt arkın tam dişli olduğu
- Yüksek çiğneme kuvvetine sahip
- Estetik beklentisi yüksek

hastalarda gündeme gelmektedir. Yüksek dayanım ile birlikte ince kesitlerde bile yeterli dirence ulaşılabilmesi, interoklüzal mesafenin kısıtlı olduğu vakalarda avantaj sağlar. Ancak aşındırıcı etkisinin azaltılması için yüzey cilası ve oklüzal uyum sürecine özel önem verilmelidir (Johansson vd., 2011; Aboelnagga vd., 2022).

Malzeme seçimi: Klinik karar verme süreci

Hangi hibrit protez malzemesinin seçileceği, sadece “hangi materyal daha yeni” sorusuna değil; hasta, çene, oklüzyon, implant sayısı, laboratuvar imkânları ve ekonomik duruma göre şekillenen çok parametrelili bir karara dayanmalıdır.

Aşağıda malzeme seçimini etkileyen başlıca faktörler ve pratik öneriler özetlenmiştir.

Hasta ile ilişkili faktörler

- Yaş, sistemik durum ve kemik kalitesi

İleri yaşta, kemik yoğunluğu düşük, sistemik olarak kırık riskine duyarlı bireylerde aşırı rijit, ağır yapılar yerine daha elastik ve hafif iskeletler (BioHPP, PEEK, titanyum) tercih edilebilir (Gunes vd., 2022; Cevik vd., 2022; Sahin vd., 2025).

Genç, güçlü çiğneme kuvvetine sahip, kemik kalitesi iyi hastalarda titanyum veya Co–Cr iskelet üzerine kompozit veya porselen üstyapılar güvenle kullanılabilir.

Bruksizm ve parafonksiyonlar

1) Şiddetli bruksizm

- Akrilik dişli hibritlerde erken aşınma ve kırık riski yüksektir
- Monolitik zirkonya veya metal–kompozit kombinasyonları, aşınma direncini artırabilir
- Yine de, gece plağı ve oklüzal yük kontrolü zorunludur

2) Hafif–orta düzey bruksizm

Metal–kompozit hibrit veya titanyum iskeletli akrilik hibrit, gerektiğinde düzenli

3) Estetik beklenti düzeyi

- Estetik beklentisi **orta** olan, pembe akrilik görünürlüğünü tolere eden hastalarda metal–akrilik hibrit genellikle yeterli olur.

- Estetik beklentisi **yüksek** olan, ince dudaklı, gülüş hattı geniş hastalarda:
- Kompozit veneerler ile daha doğal translucensi
- Gingival kompozit ile pembe estetiğin daha rafine şekillendirilmesi

Anterior bölgede zirkonya veya porselen diş kullanımı gündeme gelebilir (Johansson vd., 2022; Amer vd., 2021).

Alerji, tat ve ağırlık algısı

Metal alerjisi şüphesi veya metal tat şikâyeti olan hastalarda PEEK/BioHPP iskeletler önemli bir alternatiftir (Gunes vd., 2023; Sahin vd., 2025).

Çok hafif protez arayan, özellikle üst çenede “ağırlık hissi”nden rahatsız olan hastalarda da bu malzemeler avantaj sağlar.

Protetik ve biyomekanik faktörler

1) İmplant sayısı ve dağılımı

Az sayıda implant ile uzun ark restore edilecekse, iskeletin rijitliği ve kantileverdeki stres kontrolü önemlidir.

All-on-4 gibi konseptlerde:

Titanyum iskelet, iyi rijidite ve hafiflik kombinasyonu ile sık tercih edilir. Co–Cr daha rijit olsa da ağırlığı fazladır, uzun kantileverli dizaynlarda dikkatli olmak gerekir (Salama., 2023; Cevik vd., 2022).

Daha fazla implant kullanılan All-on-6 veya All-on-8 sistemlerde yük paylaşımı daha iyidir, iskelet malzemesi seçimi biraz daha esnek hale gelir.

2) Kantilever uzunluğu ve oklüzal şema

Kantilever uzunluğu arttıkça, kırık ve vida gevşemesi riski artar. Bu durumda:

- Çok rijit ve ağır Co–Cr yerine titanyum veya BioHPP iskeletler tercih edilebilir
- Oklüzal yüzeyde akrilik yerine kompozit veya zirkonya kullanımı, aşınma direncini artırabilir

Oklüzyonun karşıt ark ile ilişkisi:

Karşıt ark doğal dişli ise, zirkonya gibi sert materyaller karşıt dişlerde aşınma riskini artırır. Overdenture veya akrilik protez karşıtında ise zirkonya daha güvenli olabilir (Johansson vd., 2011; Aboelnagga vd., 2022).

3) Laboratuvar ve teknolojik imkânlar

- CAD-CAM altyapısı olmayan merkezlerde klasik döküm Co–Cr veya titanyum iskeletler hâlâ yaygın kullanımdadır
- İyi organize bir dijital iş akışı varsa:
- PEEK/BioHPP bloklardan frezelenmiş iskeletler
- Monolitik zirkonya hibritler
- Titanyum freze iskeletler

yüksek hassasiyetle üretilebilir ve marjinal uyum, konvansiyonel yöntemlere göre daha öngörülebilir hale gelir (Johansson vd., 2011; Law vd., 2014).

Ekonomik faktörler

- Metal–akrilik hibritler genellikle en ekonomik sabit hibrit seçenektir
- BioHPP, zirkonya ve ileri kompozit veneerler maliyeti artırır
- Klinik, hastaya tedavi alternatiflerini sunarken:
- “Temel çözüm” olarak metal–akrilik hibrit

“Geliştirilmiş çözüm” olarak kompozit veneer veya PEEK/BioHPP iskelet

“Premium çözüm” olarak zirkonya esaslı hibrit

gibi bir basamaklandırma ile hem maliyet hem de klinik avantajları net şekilde açıklayabilir.

Tipik klinik senaryolar ve malzeme seçimi

1) Vaka 1: 70 yaşında, mandibulada ileri rezorpsiyon, düşük ekonomik durum, bruksizm yok

Tedavi seçeneği: 4 adet implant, titanyum veya Co–Cr iskeletli metal–akrilik hibrit

Gerekçe: Aşırı çiğneme kuvveti beklenmiyor, akrilik dişlerin zamanla aşınması tolere edilebilir, onarım işlemleri nispeten kolay ve ucuz

2) Vaka 2: 55 yaşında, bruksist, All-on-4 maksiller hibrit, karşıt ark doğal dişli

Tedavi seçeneği: Titanyum iskelet, kompozit oklüzal yüzeyler veya kontrollü monolitik zirkonya, gece plağı

Gerekçe: Yüksek çiğneme kuvveti ve parafonksiyon mevcut, aşınma direncini artırmak gerekir, zirkonya kullanılırsa karşıt dişlerin korunması için yüzey cilası ve gece plağı şart

3) Vaka 3: 60 yaşında, metal alerjisi öyküsü, hafif bruksizm, mandibular tam ark

Tedavi seçeneği: HPP iskeletli hibrit protez, kompozit veya akrilik dişler

Gerekçe: Metal temasını azaltmak, protez ağırlığını düşürmek ve elastik modülü kemik ile daha uyumlu bir yapı kullanmak avantajlıdır (Amer vd., 2021; Al-Asad vd., 2023; Ali

&ark., 2019; Reda vd., 2022; Gunes vd; 2023; Sahin Hazir vd., 2025).

Endikasyon–kontraendikasyonların özeti

Klinik karar verme sürecini kolaylaştırmak için, hibrit protezlere özgü başlıca endikasyon ve kontraendikasyonlar aşağıdaki gibi özetlenebilir.

Başlıca endikasyonlar

- Tam dişsizlik, konvansiyonel tam protezle uyum sağlayamama
- İleri kret rezorpsiyonu ve dudak desteği kaybı
- Diş ve alveoler kemik kaybının birlikte olduğu defektler
- Yüksek öğürme refleksi nedeniyle damaklı protez kullanamayan hastalar
- Hareketli protezi psikolojik olarak reddeden, sabit protez isteyen ve buna sistemik–lokal olarak uygun hastalar
- Pembe estetik gereksinimi olan, papil ve gingival seviye kaybı bulunan olgular (Egilmez vd., 2015; Salama., 2023; Grover vd., 2024; Amer vd., 2021; Abou-Ayash vd., 2023; Law vd., 2014; Kapadia vd., 2022).

Başlıca kontraendikasyonlar

- Kontrolsüz sistemik hastalıklar, aktif malignite, ileri koagülopati
- Aşırı sınırlı kemik hacmi ve implant yerleşimine izin vermeyen anatomik kısıtlılıklar
- Yetersiz interoklüzal mesafe
- Çok zayıf ağız hijyeni ve motivasyon, düzenli kontrole gelemeyecek hastalar
- Kontrolsüz şiddetli bruksizm ve parafonksiyonlar

- Çok yüksek gülüş hattına sahip, pembe akrilik görünürlüğünü kesinlikle istemeyen hastalar
- Hibrit tedavinin süreci ve maliyetini taşıyamayacak hastalar (Kumar vd., 2025; Gray vd 2021; Abou-Ayash vd., 2023; Hatakeyama vd., 2021).

Hibrit protezlerin diğer tedavi seçenekleri ile karşılaştırılması

Çok sayıda çalışma, implant destekli hibrit protezler, implant üstü overdentürler ve konvansiyonel tam protezleri fonksiyonel verim, hasta memnuniyeti ve komplikasyon sıklığı açısından karşılaştırmıştır.

İmplant üstü protezler, konvansiyonel tam protezlere göre belirgin üstün fonksiyon, stabilite ve yaşam kalitesi artışı sağlar (Kutkut vd; 2024; Kapadia vd 2022).

Hibrit protezler ile overdentürler karşılaştırıldığında, sabit hibrit gruplarda çiğneme güvenliği ve psikolojik memnuniyet çoğu zaman daha yüksektir; ancak bakım ve onarım ihtiyacı her iki grupta da mevcuttur (Amer vd., 2021; Ali vd., 2019).

All-on-4 tipi sabit hibrit protezlerin uzun dönem implant sağkalımı ve kemik seviyeleri, uygun hasta seçimi ve oklüzal kontrol ile oldukça başarılıdır (Law vd., 2014; Hatakeyama vd., 2021).

Bu veriler ışığında hibrit protez, özellikle sabit protez isteği güçlü ve yumuşak doku telafisine ihtiyaç duyan hastalarda overdentüre göre daha avantajlı, ancak maliyeti ve teknik hassasiyeti daha yüksek bir seçenektir.

İmplant destekli hibrit protezler, modern protetik diş tedavisinde tam dişsizlik ve ileri diş–doku kaybı vakalarında çok önemli bir tedavi seçeneği haline gelmiştir. Doğru endikasyon konulduğunda ve uygun malzeme seçimi yapıldığında:

- Yüksek hasta memnuniyeti
- Uzun dönem implant ve protez başarısı
- İyi fonksiyon, konuşma ve estetik

sağlamak mümkündür.

Klinisyen için özet klinik öneriler şu şekilde sıralanabilir:

1. Tedavi planını daima protetik açıdan geriye doğru planlayın

Önce ideal diş konumunu, dudak desteğini ve oklüzal düzlemi düşünün, sonra implant yerleşimini buna göre düzenleyin.

2. Endikasyon–kontraendikasyon dengesini iyi kurun

Sistemik, lokal ve psikolojik faktörleri bütüncül olarak değerlendirin, alternatif tedavileri hastaya açıkça anlatın.

3. Malzeme seçimini bireyselleştirin

Her hasta için yaş, bruksizm, estetik beklenti, alerji, ekonomik durum, implant sayısı ve kantilever uzunluğu gibi faktörleri birlikte değerlendirip, malzemeleri bu parametreler ışığında seçin.

4. Dijital teknolojileri imkân oldukça kullanın

CAD-CAM iskeletler, hem pasif uyumu hem de biyomekanik davranışı iyileştirerek komplikasyonları azaltabilir.

5. Bakım ve takip protokolünü ihmal etmeyin

Hibrit protezlerin uzun dönem başarısı, düzenli klinik kontrol, profesyonel temizlik ve hastanın evde uyguladığı hijyen alışkanlıklarına doğrudan bağlıdır (Kumar vd 2025).

Sonuç olarak, hibrit protez; doğru hasta, doğru endikasyon ve uygun malzeme kombinasyonu ile uygulandığında, hem klinisyen hem hasta açısından son derece tatmin edici bir tedavi seçeneğidir. Bu bölümde ayrıntılandırılan endikasyon–kontraendikasyon ve malzeme seçimi prensiplerinin bilinmesi, hibrit protezlerin günlük klinik pratikte daha güvenle ve öngörülebilir biçimde kullanılmasına katkı sağlayacaktır.

Kaynakça

Aboelnagga, M., & El Sadat, O. (2022). The effect of BioHPP versus Zirconia CAD/CAM-fabricated fixed-detachable prosthesis rehabilitating single maxillary arches on the peri-implant bone level changes. *Egyptian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 13(1), 35-45.

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, 177-195.

Al-Asad, H. M., El Afandy, M. H., Mohamed, H. T., & Mohamed, M. H. (2023). Hybrid prosthesis versus overdenture: effect of biohpp prosthetic design rehabilitating edentulous mandible. *International Journal of Dentistry*, 2023(1), 4108679.

Ali, S. M., Talawy, E., & Bahgat, D. (2019). Clinical and radiographic outcomes of polyetheretherketone (PEEK) hybrid prosthesis used for “All on four” rehabilitation of edentulous maxilla. A short-term case series study. *Egyptian Dental Journal*, 65(4-October (Fixed Prosthodontics, Dental Materials, Conservative Dentistry & Endodontics)), 3699-3712.

Amer, M. M., Elsheikh, M. M., Haleem, M. M., Ghoraba, S. F., & Salem, A. A. (2021). Short-term comparative evaluation of BioHPP and cast cobalt–chromium as framework for implant supported prostheses: A split mouth clinical randomized trial. *Journal of International Oral Health*, 13(6), 564-570.

Cevik, P., Schimmel, M., & Yilmaz, B. (2022). New generation CAD-CAM materials for implant-supported definitive frameworks fabricated by using subtractive technologies. *BioMed research international*, 2022(1), 3074182.

Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., & Bozkaya, S. (2015). Implant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method for borderline cases. *European journal of dentistry*, 9(03), 442-448.

Gowd, M. S., Shankar, T., Ranjan, R., & Singh, A. (2017). Prosthetic consideration in implant-supported prosthesis: a review of literature. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 7(Suppl 1), S1-S7.

Gray, D., & Patel, J. (2021). Implant-supported overdentures: part 1. *British Dental Journal*, 231(2), 94-100.

Grover, R. K., Jain, S., Sharma, R., Borse, P., & Singh, A. (2024). Restoring function and esthetics in complete edentulism: a case report of implant-supported hybrid denture. *Cureus*, 16(10).

Güneş, F., Kocacıklı, M., & Korkmaz, T. (2023). Dental İmplantolojide Polietereterketon (PEEK): Geleneksel Derleme. *Selcuk Dental Journal*, 10(3), 611-617.

Hatakeyama, W., Takafuji, K., Kihara, H., Sugawara, S., Fukazawa, S., Nojiri, T., ... & Kondo, H. (2021). A review of the recent literature on maxillary overdenture with dental implants. *Journal of Oral Science*, 63(4), 301-305.

Johansson, A., Omar, R., & Carlsson, G. E. (2011). Bruxism and prosthetic treatment: a critical review. *Journal of prosthodontic research*, 55(3), 127-136.

Kapadia, A., Wankhade, S., Khalikar, A., Deogade, S., Mukhopadhyay, P., Dutta, V., & Doibale, P. (2022). Comparing the functional efficiency of tooth-supported overdentures and implant-supported overdentures in patients requiring oral rehabilitation: A systematic review. *Dental research journal*, 19(1), 94.

Kumar, N. R., Ananthesh, H. S., Ramanna, P. K., & Raju, M. (2025). Repair and Reinforcement of Implant-Supported Hybrid Denture Using the Running Inlay Technique. *Cureus*, 17(7).

Kutkut, A., Knudson, H., Bush, H., & Studts, J. (2024). Comparison of Implant-Retained Overdenture and Conventional Complete Denture: A Survey Study to Measure Patients' Satisfaction and Quality of Life in Dental School Clinics. *Journal of Oral Implantology*.

Law, C., Bennani, V., Lyons, K., & Swain, M. (2014). Influence of implant framework and mandibular flexure on the strain distribution on a Kennedy class II mandible restored with a long-span implant fixed restoration: A pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(1), 31-37.

Reda, R., Zanza, A., Galli, M., De Biase, A., Testarelli, L., & Di Nardo, D. (2022). Applications and clinical behavior of biohpp in prosthetic dentistry: A short review. *Journal of Composites Science*, 6(3), 90.

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

Salama, A. (2023). Fixed Detachable Prosthesis/Hybrid prosthesis: Literature Review. *MSA Dental Journal*, 2(2), 42-48.

BÖLÜM 7

PASSIVE FIT IN IMPLANT-SUPPORTED PROSTHESES: BIOMECHANICAL FOUNDATIONS AND CLINICAL EVALUATION

**HAKAN DEMİR¹
SAFA ÖZDEN²**

The Paradox of Success and Misfit in Implant Therapy

Dental implants are regarded as one of the most reliable and predictable treatment options for the rehabilitation of partial and complete edentulism in modern dentistry (Lopes, A., 2017). Although advancements in osseointegration processes and surgical techniques have elevated success rates to over 95%, biomechanical complications during the prosthetic phase continue to pose a significant clinical challenge (Delucchi, F. Et al., 2021). At the core of these complications lies the nature of the interface between the implant platform and the prosthetic substructure: the "Fit" (Buzayan, M. Et al., 2014). In an ideal scenario, the prosthetic substructure is expected to seat onto the implants or abutments without any coercion, in a strain-free manner. However, in clinical reality, the

¹ Prof. Dr., Sivas Cumhuriyet University, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Orcid: 0000-0002-1769-1667

² Asst. Prof. Dr., Afyonkarahisar Health Sciences University, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Orcid: 0000-0001-7485-068X

condition termed "Misfit" persists as a "silent risk factor" threatening the long-term success of implant therapy (Buzayan, M. Et al., 2014; Barbosa, G. A. S et al., 2010) Misfit can precipitate both mechanical and biological complications, including screw loosening, screw fracture, marginal bone loss, and even implant failure (Pan, Y. et al., 2021).

The Inevitability of Manufacturing Errors

Regardless of whether traditional casting techniques (lost-wax technique) or modern digital fabrication methods (CAD/CAM, laser sintering) are employed, manufacturing errors and distortions are inevitable in implant-supported prostheses, particularly in long-span full-arch restorations (Abduo, J., 2014). A review of the literature reveals a striking disparity. Accordingly, while laboratory measurements report average vertical misfit levels of 7 μm for short-span prostheses and 23 μm for long-span prostheses (Jokstad, A. & Shokati, B., 2015), clinical studies demonstrate that the average marginal gap in full-arch prostheses can reach up to 150 μm (Katsoulis, J. Et al., 2015; AL-Meraikhi, H. et al., 2018). This indicates a significant discrepancy between laboratory precision and clinical application.

Definition and Historical Development of Passive Fit

The concept of "Passive Fit" has been defined in various ways throughout history; however, a single, internationally agreed-upon definition (consensus) remains elusive.

Branemark (1983): Argued that fit should be at the 10 μm level to allow for bone maturation and remodeling (Branemark, P. I., 1983)

Klineberg and Murray (1985): Stated that gaps larger than 30 μm involving more than 10% of the abutment circumference are unacceptable (I J Klineberg et al., 1985)

Jemt (1991): Adopting a more pragmatic approach, defined passive fit as "the level of fit that does not lead to biological or mechanical complications in the long term" and proposed 150 μm as the clinical limit (Jemt, T., 1991).

Patterson et al.: Defined passive fit not merely as the absence of gaps, but as the condition where no "unwanted strain" is generated within the system when screws are tightened (Watanabe, F., 2000).

Engineering Perspective: "Sliding Fit"

Due to the ambiguity of clinical definitions, researchers have referenced the classification of "Fit" utilized in engineering. In engineering, fit is examined in four categories:(Mott, R. L., 2004)

1. Sliding Fit
2. Transition Fit
3. Interference Fit
4. Force Fit

Given the requirement for implant prostheses to be retrievable, a "Sliding Fit," characterized by minimal clearance between components, is the targeted standard. In this context, passive fit represents an ideal state of equilibrium wherein the interface is neither too loose nor too tight, allowing components to mate freely. However, in screw-retained systems, absolute passive fit implying "zero stress" is theoretically impossible due to the clamping force generated upon tightening the screws.

Types Of Misfit And Their Biomechanical Effects

Misfit represents not merely a gap between two surfaces, but a complex distortion occurring in three-dimensional space.

Classification of Misfit

Defects in the substructure of implant-supported restorations are classified along three main axes:(Pan, Y. et al., 2021; Abduo, J. & Judge, R., 2014)

Vertical Misfit (Z-Axis): The most frequently measured type. It is the gap remaining between the implant and the prosthesis in the vertical direction.

Horizontal Misfit (X/Y-Axis): The displacement of the prosthesis in the horizontal plane or its deviation from the implant center.

Angular Misfit: The angular deviation between the longitudinal axis of the implant and the path of insertion of the prosthesis.

Although the majority of studies in the literature focus on vertical misfit, analyses have demonstrated that 39% of implant prostheses exhibit angular misfit, 32% exhibit horizontal misfit, and only 4% exhibit pure vertical misfit (Oyagüe, R. Et al., 2009). These data indicate that routine clinical and laboratory checks may overlook the most prevalent error types (horizontal and angular).

Which Misfit is More Dangerous?

Finite Element Analysis (FEA) studies have compared the destructive effects of misfit types on the system:

Vertical Misfit: The residual vertical gap may act as a "stress-breaker." In this scenario, stress concentrates on the prosthetic screw, framework, and veneer material (porcelain) rather than on the implant and bone. While this may lead to screw loosening, the risk of bone loss is relatively lower.

Horizontal and Angular Misfit: These errors create a "wedging effect" within the system. Stress is transmitted directly and severely to the implant neck region and the cortical bone (peri-implant bone).

Quantitative Comparison: A study revealed that to induce a similar level of strain in the peri-implant bone, an angular error of 0.083° , a horizontal error of $36\text{ }\mu\text{m}$, or a vertical error of $79\text{ }\mu\text{m}$ was required (Karl, M. & Taylor, T., 2016). This finding proves that angular and horizontal errors are significantly more detrimental to the bone than vertical errors.

Measurement And Evaluation Methods

The evaluation of passive fit necessitates a balance between laboratory precision and clinical applicability. Methods can be categorized as subjective (clinician-dependent) and objective (data-driven) (Pan, Y. et al., 2021).

a. Laboratory-Based Dimensional Measurements

These methods are generally employed in in vitro research and offer precision at the micron level.

2D Methods: Measurement of marginal gaps using Stereomicroscopes and Scanning Electron Microscopes (SEM). Since they can only measure external margins, they may miss internal structural errors (internal gaps) and 3D distortions (de Araújo, G. M. et al., 2015).

3D Methods (CMM and Photogrammetry): Coordinate Measuring Machines (CMM) represent the industrial gold standard with a precision of $2\text{ }\mu\text{m}$. Laser scanners and industrial CT (Micro-CT) devices are also utilized to detect volumetric errors (Ahlholm, P. et al., 2018)

Virtual Alignment Algorithms: Digital scan data are superimposed in a virtual environment using the "Least Squares Method." However, the ability of models to pass through each other (virtual penetration) in the virtual world may lead to an underestimation of the misfit amount (Al-Meraikhi, H. et al., 2018).

b. Conventional Clinical Assessment Methods

These are the most frequently used methods in clinical practice, yet their reliability is limited.

I. Alternate Finger Pressure

The prosthesis is seated without screwing. The clinician applies pressure alternately to the right and left sides using their fingers (Jemt, T., 1994). The objective is to detect whether the prosthesis rocks like a seesaw or to observe the movement of saliva bubbles. While it is a simple preliminary check, it cannot detect errors below 100 μm .

II. Direct Vision and Probing

This involves checking the implant-prosthesis junction with a sharp-tipped explorer (Kan, J. Y. et al., 1999). However, this method has significant limitations:

Probe Tip: The tip of a new explorer is approximately 60 μm thick. Gaps smaller than this value cannot be physically sensed.

Gingiva: Vision and tactile sensation are impossible at subgingival margins.

Clinician Perception: Studies have shown that clinicians deem gaps up to 51 μm supragingivally and up to 119 μm subgingivally as "acceptable," indicating that their error tolerance is quite broad.

III. Radiographic Evaluation

Periapical radiographs are indispensable but are highly sensitive to geometry. If the X-ray beam deviates by 5 degrees from the implant axis, gaps of 13 μm can be visualized (Sharkey, S. et al., 2011) However, when the deviation is 15 degrees, gaps of 20 μm are completely masked due to the overlapping of metal components, creating a "false passive fit" appearance (Papavassiliou, H. et al. 2010)

IV. Single Screw Test (Sheffield Test)

Considered the clinical "gold standard." It involves tightening the most distal screw and checking for "lift-off" of the prosthesis at the other implants (Al-Meraikhi, H. et al., 2018) It magnifies small errors and makes them visible through the leverage effect.

Modified Sheffield Test: Suggested by Blatz, in this method, two screws are tightened first, then one is loosened. This prevents horizontal shifting of the prosthesis, providing a more accurate assessment.

The Negative Z-Axis Issue: If the error in the prosthesis is in the "negative" direction (i.e., the prosthesis is shorter/flatter than required), the prosthesis contacts the implant prematurely ("bottoming out") when the screw is tightened, and no lift-off occurs on the other side. This is the major weakness of the Sheffield test.

Advanced Clinical Methods

a. Torque-Time Graph Analysis

Using torque-controlled surgical motors (e.g., iChiropro) and specialized software, the resistance during screw tightening is plotted on a graph (Gomez-Prieto, E. et al., 2025). This graph (Torque Signature) consists of two phases:

Alignment Zone: The energy expended by the screw to approximate the prosthesis to the implant. A long/wide representation of this zone on the graph indicates a lack of passive fit.

Elastic Clamping Zone: The region where tightening torque increases rapidly after the prosthesis is seated.

Interpretation: A short alignment zone and a steep clamping curve are objective evidence of optimal passive fit.

b. Radiographic Image Processing (Mean Gray Value-MGV)

This is a promising method wherein the "Mean Gray Value" (MGV) of pixels in digital radiographs is analyzed. The difference in gray scaling between Passive (screw loose) and Active (screw tight) states can detect invisible micro-gaps (particularly in the 70-150 μm range). The integration of this technology with artificial intelligence is currently being targeted (Rutkunas, V. et al., 2025)

Data Acquisition Strategies And Manufacturing Technologies

Prosthetic fit begins at the impression phase. The rehabilitation of complete edentulous arches represents the most challenging scenario in terms of data acquisition.

Digital vs. Conventional Methods

Comparative studies have rejected the hypothesis that "there is no difference between digital and conventional methods." (Eid, H. S. et al., 2024). The reported average marginal gap values are as follows:

Digital Scanning with Auxiliary Devices: Best result (50 μm).

Standard Digital Scanning: (62 μm).

Conventional Impression (Splinted): Worst result (140 μm).

The Role of Auxiliary Devices: The absence of distinct anatomical landmarks in edentulous mouths complicates the "stitching" of images by intraoral scanners. Geometric auxiliary devices provide the scanner with reference points and radius changes, thereby dramatically increasing scanning accuracy and precision.

New Generation Materials: Monolithic Zirconia

Monolithic zirconia, which has replaced cast metal substructures, is the material with the lowest tolerance for passive fit (Turon-Vinas, M. & Anglada, M., 2018).

Brittleness: Zirconia possesses a "brittle" structure. Unlike metal, it does not flex. In cases of misfit, stress accumulation leads to catastrophic fractures or veneer chipping in the prosthesis.

Irreversibility: While metal substructures can be corrected via "sectioning and soldering," this is impossible with zirconia. A defective zirconia prosthesis must be discarded and remanufactured.

PMMA Prototype: Therefore, a try-in with high-density PMMA (Polymethyl Methacrylate) prototypes is strictly recommended prior to zirconia fabrication. However, caution must be exercised during the try-in, as the low elastic modulus (flexibility) of PMMA may mask the misfit (Muhsin, S. A., 2019).

Verification Jig: Usage and Material Alternatives

In the fabrication of implant-supported fixed prostheses, obtaining a precise intraoral impression that reflects the 3D position of dental implants and peri-implant tissues is essential. However, transferring this information to the definitive cast (master model) without error is equally important (Abduo, J. & Judge, R., 2014). Various methods, such as splinted impression copings, surface treatments, direct or indirect techniques, and different impression materials, exist to ensure this transfer. Superstructures lacking passive fit can lead to serious problems such as failure of prosthetic components (screw loosening/fracture) and biological complications in surrounding tissues (AL-Meraikhi, H. et al., 2018). Although achieving a "completely passive" fit between implants and the superstructure is impossible, minimizing this misfit is a critical objective. Therefore, confirming the accuracy of the master cast before proceeding to superstructure fabrication is a step worth the effort for clinical success. The use of a verification template (jig)

prior to manufacturing is strongly recommended to eliminate the need for subsequent sectioning and reassembly of the finished prosthesis due to lack of passive fit (Papaspnyridakos, P. et al. 2023). In this context, the literature defines both intraoral and extraoral verification template preparation methods to verify the implant master cast.

The primary goal is to achieve the least possible misfit between the implants and the definitive prosthesis. While perfect passive fit is unattainable, marginal discrepancies below 100 µm are considered clinically acceptable. Lack of passive fit jeopardizes the long-term success of the implant and prosthesis by leading to mechanical and biological complications such as screw loosening, fracture, or peri-implantitis. To minimize these risks, a "Verification Jig" (or implant indexing device) is used to confirm the accuracy of the definitive cast prior to the fabrication of multi-implant supported prostheses (Goll, G. E., 1991).

Material Selection and the Advantage of Type IV Stone

In the literature, autopolymerizing or light-curing resins, rigid wires, aluminum strips, and recently 3D-printed photopolymer materials have been used for verification jig fabrication. However, none of these have been accepted as the "gold standard." (Aljohani, M. S, 2024) In particular, the most frequently used acrylic resins exhibit high polymerization shrinkage (around 8%) and require long polymerization times (Blasi, A. et al. 2022). This can cause distortion in the jig itself. In contrast, Type IV Dental Stone possesses optimal properties for a verification jig due to its minimal setting expansion, high strength and hardness, and most importantly, its brittle nature (Blasi, A. et al. 2022). Unlike resin, it does not flex; if the model is inaccurate, it breaks while seating in the mouth, clearly indicating the error.

Scenario 1: If the Jig DOES NOT BREAK (Success)

If the jig remains intact as a single piece and no cracking occurs when screws are tightened, this indicates that the position of the implants in the mouth is identical to their position on the master cast. Nevertheless, final checks should be performed using visual, tactile, and radiographic methods (Sheffield test, etc.). The model is accurate; prosthetic fabrication may proceed.

Scenario 2: If the Jig BREAKS (Failure/Inaccurate Model)

If the stone jig breaks or cracks while tightening the screws, this indicates a discrepancy between the intraoral situation and the model. The master cast is inaccurate.

Correction:

The jig is completely separated (sectioned) at the fracture lines.

The segments are screwed into the mouth individually.

The segments are reconnected intraorally using Plaster of Paris (fast-setting dental plaster) or pattern resin.

This reassembled jig is used as a transfer coping for a new impression (pick-up impression) with a custom tray.

A new master cast is obtained, and the process is repeated.

The master cast is the cornerstone of prosthetic rehabilitation. The use of imprecise materials like autopolymerizing resins may lead to "inaccurate validation," where the model is incorrectly verified as accurate. Resin flexes and conceals the error. However, Type IV Stone, thanks to its high hardness and brittleness, provides the clinician with an objective "Error" warning by breaking instead of deforming in the presence of even the slightest misfit. Its only disadvantage is that its production requires more time and labor compared to resin jigs. However, the opportunity for "visual and

objective verification" obtained is worth this extra effort (Arias, S. R., Londono, J. & Hemati, A., 2022).

Abutment Selection And Connection Mechanics

In multi-implant restorations, the type of abutment selected (Engaging or Non-Engaging) directly influences passive fit (Rutkunas, V. et al., 2025).

The Engaging vs. Non-Engaging Dilemma

a. NE-NE Combination (Double Non-Engaging): This group exhibits the highest tolerance for manufacturing errors. The prosthesis may seat even in the presence of horizontal and vertical errors of up to 150 μm . However, it is the group with the lowest mechanical stability and increases the load transmitted to the screw.

b. E-E Combination (Double Engaging): This is the riskiest group in terms of passive fit. Particularly if there is an angulation of 10 degrees or more between implants, it becomes impossible for the abutments to enter the internal connection. Even the slightest distortion causes the prosthesis to remain unseated. It is not recommended for bridges supported by two or more implants. Rutkunas et al. (2025) demonstrated that double engaging (E-E) abutments prevent the seating of the prosthesis even with minimal vertical errors, stating that the use of Non-Engaging components is a biomechanical necessity in multi-implant restorations.

c. E-NE Combination (Hybrid): The use of one engaging and one non-engaging abutment provides both stability (anti-rotation) and tolerates a certain amount of error. It is a biomechanically balanced approach.

The Illusion of "Active Fit"

Studies have observed that a vertical gap of 150 μm in a prosthesis with an NE-NE combination can decrease to 5 μm when

all screws are tightened (Active Fit)(Rutkunas, V. et al., 2023). This situation is a dangerous illusion. The gap has closed, but "fit" has not been achieved. What has occurred is the elastic deformation of the bone, the implant, and the prosthesis due to the tensile force of the screws. The system is now under static stress. This "trapped stress" eventually leads to bone resorption or screw fatigue over time (Rutkunas, V. et al., 2023).

Clinical Contradictions And Biological Tolerance

The most striking finding in the systematic review by Pan et al. is the contradiction between in vitro (laboratory) studies and in vivo (clinical) studies (Pan, Y. et al., 2021). Laboratory studies prove that misfit definitely creates stress. However, clinical studies find a weak correlation between misfit and bone loss or prosthetic failure.

The Bone Adaptation Phenomenon

The answer to this contradiction lies in the fact that bone is a living tissue. Karl et al. determined that while misfit prostheses induce high strain in the bone immediately upon insertion, this strain decreases in measurements taken 6 months later. This indicates that peri-implant bone undergoes remodeling in response to mechanical stresses and adapts itself to this condition (Kan, J. Y. et al., 1999)

Conclusion And Proposed Clinical Protocol

Passive fit in implant-supported prostheses is the intersection of material science, biomechanics, and clinical skill. In light of current literature and evidence, the following conclusions and protocol recommendations have been reached to maximize clinical success:

Zero Error is Impossible: "Absolute Passive Fit" is a utopian goal. The objective should be "Clinical Passivity" that remains within biological tolerance limits.

Digital Workflow: In full-arch restorations, digital scanning methods supported by auxiliary geometric devices yield superior results compared to conventional methods.

Hierarchy of Error: Horizontal and angular misfits are more destructive than vertical ones. Therefore, looking solely at the marginal gap is misleading.

Abutment Strategy: In multi-implant cases, especially those with angulation, E-E (Double Engaging) abutments should be avoided.

Clinical Protocol:

Step 1: Following digital scanning or splinted impression, the model must be verified using a Verification Jig.

Step 2: During the prosthesis try-in, a visual check must be performed using the Sheffield Test (preferably the Modified method).

Step 3: If available, the length of the alignment zone should be checked by analyzing the torque/time graph using a torque-controlled motor.

Step 4: In suspicious cases, the interface should be checked via orthogonal radiography.

In conclusion, achieving passive fit is not possible with a single "magic wand"; it is achievable through the combination of correct indication, precise manufacturing, and multiple verification methods.

References

- Abduo, J. (2014). Fit of CAD/CAM Implant Frameworks: A Comprehensive Review. *Journal of Oral Implantology*, 40(6), 758–766. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-00117>
- Abduo, J., & Judge, R. (2014). Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(3), 608–621. <https://doi.org/10.11607/JOMI.3418>
- Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M., & Kotiranta, U. (2018). Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 27(1), 35–41. <https://doi.org/10.1111/JOPR.12527>
- AL-Meraikhi, H., Yilmaz, B., McGlumphy, E., Brantley, W., & Johnston, W. M. (2018). In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 409–416. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.023>
- Aljohani, M. S., Bukhari, H. A., Alshehri, M., & Alamoudi, A. (n.d.). *Accuracy of the Different Materials Used to Fabricate a Verification Jig of Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: An In Vitro Study*. <https://doi.org/10.7759/cureus.29794>
- Arias, S. R., Londono, J., & Hemati, A. (2022). A method for fabrication of extraoral verification template for implant master cast. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(6), 943–944. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.09.036>
- Barbosa, G. A. S., das Neves, F. D., de Mattos, M. da G. C., Rodrigues, R. C. S., & Ribeiro, R. F. (2010). Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Brazilian Dental Journal*, 21(6), 515–519. <https://doi.org/10.1590/S0103-64402010000600006>
- Blasi, A., Henarejos-Domingo, V., Madeira, S., Blasi, G., & Roig, M. (2022). Stone verification device for verifying the definitive cast

of an implant-supported restoration: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(5), 858–863. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2021.01.005>

Branemark, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(3), 399–410. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(83\)80101-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(83)80101-2)

Buzayan, M., Society, N. Y.-T. J. of I. P., & 2014, undefined. (2014). Passive fit in screw retained multi-unit implant prosthesis understanding and achieving: a review of the literature. *SpringerMM Buzayan, NB YunusThe Journal of Indian Prosthodontic Society, 2014•Springer*, 14(1), 16–23. <https://doi.org/10.1007/S13191-013-0343-X>

de Araújo, G. M., de França, D. G. B., Neto, J. P. S., & Barbosa, G. A. S. (2015). Passivity of conventional and CAD/CAM fabricated implant frameworks. *Brazilian Dental Journal*, 26(3), 277–283. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201300145>

Delucchi, F., De Giovanni, E., Pesce, P., Bagnasco, F., Pera, F., Baldi, D., & Menini, M. (2021). Framework Materials for Full-Arch Implant-Supported Rehabilitations: A Systematic Review of Clinical Studies. *Materials* 2021, Vol. 14, Page 3251, 14(12), 3251. <https://doi.org/10.3390/MA14123251>

Design of superstructures for osseointegrated fixtures - PubMed. (n.d.). Retrieved November 30, 2025, from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3904064/>

Eid, H. S., Zohdy, M. M., Nour, M., & Salah, T. (2024). A comparative analysis of the passivity of fit of complete arch implant-supported frameworks fabricated using different acquisition techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(3), 477.e1-477.e8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.11.032>

Goll, G. E. (1991). Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I—Clinical procedures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(3), 377–384. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90266-Y](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90266-Y)

Gómez-Prieto, E., del Río Highsmith, J., & Gómez-Polo, M. (2025). Influence of implant internal thread deformation and repair on screw torque maintenance: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 134(2), 434.e1-434.e7.

Jemt, T. (1992). Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 1(2), 162. <https://doi.org/10.1097/00008505-199205000-00019>

Jemt, T. (1994). How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*.

Jokstad, A., & Shokati, B. (2015). New 3D technologies applied to assess the long-term clinical effects of misfit of the full jaw fixed prosthesis on dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 26(10), 1129–1134.

Kan, J. Y., Rungcharassaeng, K., Bohsali, K., Goodacre, C. J., & Lang, B. R. (1999). Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(1), 7–13. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70229-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70229-5)

Karl, M., & Taylor, T. (2016). Bone Adaptation Induced by Non-Passively Fitting Implant Superstructures: A Randomized Clinical Trial. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(2), 369–375. <https://doi.org/10.11607/JOMI.4331>

Katsoulis, J., Müller, P., Mericske-Stern, R., & Blatz, M. B. (2015). CAD/CAM fabrication accuracy of long- vs. short-span implant-supported FDPs. *Clinical Oral Implants Research*, 26(3), 245–249.

Lopes, A., Maló, P., de Araújo Nobre, M., Sánchez-Fernández, E., & Gravito, I. (2017). The NobelGuide® All-on-4® Treatment Concept for Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Retrospective Report on the 7-Years Clinical and 5-Years Radiographic Outcomes. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 19(2), 233–244.

<https://doi.org/10.1111/cid.12456>

Mott, R. L., Vavrek, E. M., Wang, J., Columbus, B., New, I., San, Y., Hoboken, F., Cape, A., Dubai, T., Madrid, L., Munich, M., Montreal, P., Delhi, T., Sao, M. C., Sydney, P., Kong, H., Singapore, S., & Tokyo, T. (2004). *Machine elements in mechanical design*.

Muhsin, S. A., Hatton, P. V., Johnson, A., Sereno, N., & Wood, D. J. (2019). Determination of Polyetheretherketone (PEEK) mechanical properties as a denture material. *Saudi Dental Journal*, 31(3), 382–391. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2019.03.005>

Oyagüe, R. C., Turrión, A. S., Toledano, M., Monticelli, F., & Osorio, R. (2009). In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *Journal of Dentistry*, 37(1), 52–58. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.09.007>

Pan, Y., Tsoi, J. K. H., Lam, W. Y. H., & Pow, E. H. N. (2021a). Implant framework misfit: A systematic review on assessment methods and clinical complications. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 23(2), 244–258. <https://doi.org/10.1111/CID.12968>;WGROU:STRING:PUBLICATION

Pan, Y., Tsoi, J. K. H., Lam, W. Y. H., & Pow, E. H. N. (2021b). Implant framework misfit: A systematic review on assessment methods and clinical complications. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 23(2), 244–258. <https://doi.org/10.1111/CID.12968>

Papaspyridakos, P., De Souza, A., Finkelman, M., Sicilia, E., Gotsis, S., Chen, Y. wei, Vazouras, K., & Chochlidakis, K. (2023). Digital vs Conventional Full-Arch Implant Impressions: A Retrospective Analysis of 36 Edentulous Jaws. *Journal of Prosthodontics*, 32(4), 325–330. <https://doi.org/10.1111/JOPR.13536>

Papavassiliou, H., Kourtis, S., Katerelou, J., & Chronopoulos, V. (2010). Radiographical evaluation of the gap at the implant-abutment interface. *Wiley Online Library* H Papavassiliou, S

Kourtis, J Katerelou, V Chronopoulos *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2010•Wiley Online Library, 22(4), 235–250. <https://doi.org/10.1111/J.1708-8240.2010.00345.X>

Rutkunas, V., Dirse, J., Kules, D., & Simonaitis, T. (2023). Misfit simulation on implant prostheses with different combinations of engaging and nonengaging titanium bases. Part 1: Stereomicroscopic assessment of the active and passive fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(4), 589–596.

Rutkunas, V., Kules, D., Mischitz, I., Huber, S., Revilla-León, M., Larsson, C., & Janda, M. (2025). Misfit simulation on implant-supported prostheses with different combinations of engaging and nonengaging titanium bases: Part 3: A radiographic evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 133(1), 222–228.

Sharkey, S., Kelly, A., ... F. H.-... J. of O. &, & 2011, undefined. (n.d.). A radiographic analysis of implant component misfit. *Search.Ebscohost.Com* S Sharkey, A Kelly, F Houston, M O'Sullivan, F Quinn, B O'Connell *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2011•search.Ebscohost.Com.

Turon-Vinas, M., & Anglada, M. (2018). Strength and fracture toughness of zirconia dental ceramics. *Dental Materials*, 34(3), 365–375.

Watanabe, F., Uno, I., ... Y. H.-... J. of O. &, & 2000, undefined. (n.d.). Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Search.Ebscohost.Com* F Watanabe, I Uno, Y Hata, G Neuendorff, A Kirsch *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2000•search.Ebscohost.Com.

BÖLÜM 8

ZİRKONYA RESTORASYONLARIN POLİSAJININ YÜZEY ÖZELLİKLERİ, MEKANİK DAVRANIŞ, AŞINMA VE MİKROBİYAL TUTUNMA ÜZERİNE ETKİLERİ

MAHMUT SERTAÇ ÖZDOĞAN¹

Zirkonya esaslı seramikler, yüksek kırılma direnci, kırılma tokluğu, biyouyumluluk ve estetik olanakları nedeniyle sabit protetik tedavilerde yaygın kullanılan materyallerden biridir (Kontonasaki vd., 2020). Dijital iş akışına uyumlu olmaları, ince kesim kalınlıkları ile yeterli dayanım sağlamaları ve veneering porselen ihtiyacını ortadan kaldırmaları, özellikle monolitik zirkonya restorasyonların popüleritesini artırmıştır (de Carvalho vd., 2022; Kheur vd., 2022).

Bununla birlikte zirkonya, klinik ayarlamalar sırasında kullanılan elmas frezler nedeniyle yüzeyinde belirgin pürüzlülük,

¹ Doç. Dr, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi AD, msozdogan@aybu.edu.tr Orcid: 0000-0003-1312-8794

çizik ve mikroçatlak oluşumuna oldukça yatkındır (Chavali vd., 2017; Kurt ve Bal, 2017). Pürüzlü yüzeyler, hem bakteriyel plak retansiyonunu artırarak biyolojik komplikasyonlara zemin hazırlayabilir hem de antagonist dişte mine aşınmasını hızlandırabilir (Bollen vd., 1997; Lee B. C. vd., 2009; Heintze vd., 2012).

Güncel çalışmalar, monolitik zirkonya restorasyonların yalnızca glaze edilerek bırakılmasının çoğu zaman yeterli olmadığını, mutlaka sistematik bir parlatma yani polisaj protokolü ile bitirilmesi gerektiğini vurgulamaktadır (Chavali vd., 2017; Mai vd., 2019; Lee D. H. vd., 2019). Bu bölümde, zirkonya polisajının tanımı, neden önemli olduğu, mekanik özelliklere, antagonist aşınmasına ve mikroorganizma tutunmasına etkileri ile kullanılan materyaller ve klinik protokoller, verilen literatürle uyumlu biçimde ele alınacaktır.

Polisaj Kavramı ve Yüzey Pürüzlülüğü

Polisaj nedir

Polisaj, restoratif materyalin yüzeyindeki düzensizlikleri gidermek, çizik ve olukları azaltmak, yüzey pürüzlülüğünü belirgin biçimde düşürmek ve yüksek parlaklık elde etmek amacıyla giderek incelen aşındırıcıların kullanıldığı işlemler dizisidir (Xue vd., 2012). Düzeltme ve şekillendirme aşamalarında amaç fazla materyali uzaklaştırmak iken, polisaj aşamasında aynı kontur korunarak mikro düzeyde yüzey iyileştirilir.

Yüzey pürüzlülüğü genellikle ortalama pürüzlülük değeri olan Ra ile ifade edilir. Bollen ve arkadaşları, oral sert materyallerde bakteriyel plak retansiyonu için kritik yüzey pürüzlülük eşiğinin yaklaşık 0,2 µm Ra olduğunu bildirmiştir (Bollen vd., 1997). Bu değer altında pürüzlülükteki küçük değişiklikler plak miktarını anlamlı ölçüde etkilemezken, eşik değerin üzerindeki artışın bakteri tutunmasını belirgin biçimde artırdığı gösterilmiştir (Bollen vd., 1997; Tu vd., 2023).

Yüzey pürüzlülüğünün ölçümü

Zirkonya ve diğer dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğü, genellikle temaslı profilometre, optik profilometre veya atomik kuvvet mikroskobu ile değerlendirilir (de Carvalho vd., 2022; Boyraz vd., 2025). En sık kullanılan parametre Ra olmakla birlikte, Rz, Sa ve Sq gibi iki ve üç boyutlu parametreler de kullanılmaktadır (Kontonasaki vd., 2020). Boyraz ve arkadaşları, polisaj ve yapay yaşlandırmanın zirkonya yüzey pürüzlülüğünü hem Ra hem de üç boyutlu parametreler üzerinden değerlendirmiş ve polisajın yaşlandırma sonrası dahi yüzey düzensizliklerini anlamlı ölçüde azalttığını bildirmiştir (Boyraz vd., 2025).

Zirkonya Seramiklerin Özellikleri ve Yüzey İşlemlerine Yanıtları

Zirkonya seramikler, itriya ile stabilize edilen tetragonal fazları sayesinde yüksek kırılma tokluğu sergiler. Transformasyon tokluğu mekanizması, çatlak ucu çevresinde tetragonalden monokline faz dönüşümü ve buna bağlı hacim artışı ile çatlak ilerlemesini sınırlar (Kontonasaki vd., 2020).

Güncel ürünler, 3Y, 4Y ve 5Y zirkonya olarak sınıflandırılmakta; itriya miktarı arttıkça translüsentlik artarken kırılma tokluğu bir miktar azalmaktadır (Kontonasaki vd., 2020; Al Johani vd., 2024). Özellikle 4Y ve 5Y zirkonyalarda yüzey işlemlerinin eğilme direnci ve yaşlanma davranışı üzerine etkisi daha kritik hâle gelmiştir (de Carvalho vd., 2022).

Zirkonya, yüksek sertliği nedeniyle antagoniste karşı aşındırıcı olma potansiyeline sahiptir. Ancak bu potansiyel, yüzey topografisi ve pürüzlülük düzeyi ile doğrudan ilişkilidir. İyi polisajlanmış zirkonya yüzeyleri, pürüzlü veya yalnız glaze edilmiş yüzeylere göre mineye daha az zarar verebilmektedir (Janyavula vd., 2013; Heintze vd., 2012).

Yüzey Pürüzlülüğü, Plak Retansiyonu ve Mikrobiyal Tutunma

Kritik pürüzlülük eşiği

Bollen ve arkadaşlarının çalışması, farklı dental materyallerde plak retansiyonu açısından yaklaşık 0,2 µm Ra değerinin kritik eşik olduğunu ortaya koymuştur (Bollen vd., 1997). Bu bulgu, daha sonra yapılan pek çok çalışma ile desteklenmiştir (Tu vd., 2023; Surface roughness associated with bacterial adhesion on dental resin based materials, 2023). Tu ve arkadaşları, mikroorganizmalar ile dental materyal yüzeyleri arasındaki etkileşimi inceledikleri derlemede, pürüzlülüğün artması ile bakteriyel adezyonun düzenli olarak yükseldiğini belirtmiş, bunun yanında yüzey serbest enerjisi ve kimyasal bileşimin de önemli rol oynadığını vurgulamıştır (Tu vd., 2023).

Zirkonyada bakteri adezyonu

Zirkonya kimyasal olarak inert ve korozyona dirençli bir materyal olduğu için, diğer bazı yüzeylere göre daha düşük bakteri tutunumu gösterebilir. Lee B. C. ve arkadaşları, rezin, titanyum ve zirkonya yüzeylerinde ilk bakteri adezyonunu karşılaştırmış, pürüzsüz zirkonya yüzeylerinin daha düşük bakteri kolonizasyonuna sahip olduğunu bildirmiştir (Lee B. C. vd., 2009).

CAD CAM materyallerde yapılan çalışmalarda da benzer sonuçlar rapor edilmiştir. Barutçugil ve arkadaşları, farklı CAD CAM restoratif materyallerde yüzey özellikleri ile bakteri adezyonu arasındaki ilişkiyi incelemiş, zirkonya ve lityum disilikat gibi seramiklerde polisaj sonrası pürüzlülük azaldıkça bakteri sayısının da belirgin şekilde düştüğünü göstermiştir (Barutçugil vd., 2024).

Ribeiro ve arkadaşları, zirkonya üzerinde polisaj ve glazing işlemlerinin yüzey özellikleri ve biyofilm oluşumu üzerindeki etkisini değerlendirmiş, glaze grubunda pürüzlülük ve yüzey enerjisinin daha yüksek olmasına rağmen in vitro koşullarda bakteri sayısının benzer olduğunu, ancak klinik ortamda glaze tabakasının

aşınması ile bu farklılıkların daha belirgin hale gelebileceğini vurgulamıştır (Ribeiro vd., 2025).

Zirkonya Polisajının Mekanik Özelliklere Etkisi

1. Taşlama, faz dönüşümü ve eğilme direnci

Zirkonyanın elmas frezlerle taşlanması, yüzeyde çekme gerilimi alanları ve mikroçatlaklar oluşturur, aynı zamanda tetragonalden monokline faz dönüşümünü tetikleyebilir (Kurt ve Bal, 2017; Şeker, 2023). Faz dönüşümü belirli sınırlarda kaldığında transformasyon tokluğu sayesinde çatlak ilerlemesini engelleyebilir, ancak aşırı faz dönüşümü malzemenin yaşlanma direncini düşürebilir (Kontonasaki vd., 2020).

de Carvalho ve arkadaşları, 5Y zirkonyada farklı bitirme ve polisaj teknikleri ile yaşlandırmanın eğilme direnci, pürüzlülük ve Candida albicans adezyonu üzerindeki etkisini incelemiş; uygun polisaj protokollerinin pürüzlülüğü azalttığını, faz dönüşümünü sınırladığını ve yaşlandırma sonrasında dahi eğilme direncini kabul edilebilir düzeyde tuttuğunu göstermiştir (de Carvalho vd., 2022).

Şeker, zirkonya spesifik frezlerle taşlama ve hidrotermal yaşlandırma sonrası fleksiyon direncini değerlendirdiği tez çalışmasında, kontrollü taşlama ve sonrasında uygulanan polisajın, yaşlandırma sonrasında bile eğilme direncini koruduğunu bildirmiştir (Şeker, 2023).

2. Yapay yaşlandırma ve düşük sıcaklıkta bozunma

Zirkonyada düşük sıcaklıkta bozunma, özellikle nemli ortamlarda tetragonal fazdan monokline dönüşümle karakterizedir. Boyraz ve arkadaşları, farklı polisaj ve yaşlandırma protokollerinin zirkonya yüzey özelliklerine etkisini incelemiş ve polisaj uygulanmış örneklerin yaşlandırma sonrası daha düşük pürüzlülük değerlerine sahip olduğunu bildirmiştir (Boyraz vd., 2025).

Kurt ve Bal, monolitik seramiklerde farklı yüzey işlemleri ve yapay yaşlandırmanın yüzey topografisine etkilerini incelemiş,

polisajın yaşlandırma sonrası dahi yüzey düzensizliklerini kısmen dengelediğini belirtmiştir (Kurt ve Bal, 2017). Bu sonuçlar, zirkonyada polisajın yalnız estetik bir basamak olmadığını, aynı zamanda mekanik stabiliteyi de destekleyebileceğini göstermektedir.

3. Antagonist Dış Aşınması ve Turunma

Zirkonya ile antagonist dış arasındaki aşınma ilişkisi, yüzey topografisi, sertlik, elastik modül ve çığneme dinamikleri gibi pek çok faktörden etkilenir.

Janyavula ve arkadaşları, cilalı ve glaze edilmiş zirkonya yüzeylerini insan mineye karşı in vitro olarak test etmiş, en az mine kaybının cilalı zirkonya, en fazla mine kaybının ise veneering porselenle kaplı yüzeylerde oluştuğunu bildirmiştir (Janyavula vd., 2013). Aynı çalışmada, glaze edilmiş zirkonya yüzeylerinin cilalı yüzeylere göre daha pürüzlü olduğu ve hem kendi materyalinde hem de antagonist minede daha fazla aşınmaya yol açtığı rapor edilmiştir (Janyavula vd., 2013).

Heintze ve arkadaşlarının seramik ve antagonist aşınmasına ilişkin sistematik derlemesi de benzer sonuçları desteklemiş, iyi polisajlanmış zirkonya ve diğer yüksek dayanımlı seramiklerin mineye karşı oldukça uyumlu olduğunu, pürüzlü veya yalnız glaze edilmiş yüzeylerin ise antagonist aşınmasını belirgin biçimde artırdığını göstermiştir (Heintze vd., 2012).

Chavali ve arkadaşları, farklı polisaj sistemleri ve hızlarının zirkonya yüzeyi üzerine etkisini incelerken, uygun hız ve sistemle polisajlanan zirkonya yüzeylerinin hem daha düşük pürüzlülük hem de daha yüksek parlaklık sergilediğini ve bu durumun antagonist aşınmasını azaltma potansiyeli taşıdığını vurgulamıştır (Chavali vd., 2017).

Bu bulgular, doğru uygulandığında zirkonya polisajının “turunmayı artırmadığını”, aksine hem restorasyon hem de karşıt dış

için daha güvenli bir temas yüzeyi sağladığını göstermektedir (Heintze vd., 2012; Janyavula vd., 2013; Kheur vd., 2022).

4. Zirkonya Polisajının Mikrobiyal Tutunmaya Etkisi

Mai ve arkadaşları, monolitik zirkonyada farklı bitirme ve polisaj protokollerinin yüzey topografisi, faz dönüşümü ve biyofilm oluşumu üzerine etkilerini incelemiş; yalnız kaba frezle taşlanmış yüzeylerin en yüksek pürüzlülük ve biyofilm miktarına sahip olduğunu, üretici önerilerine uygun basamaklı polisaj uygulanan grupların ise daha düşük Ra değerleri ve daha az biyofilm gösterdiğini bildirmiştir (Mai vd., 2019).

Lee D. H. ve arkadaşları da benzer şekilde, farklı yüzey bitirme protokollerinin zirkonya üzerinde pürüzlülük ve bakteri adezyonu üzerine etkisini değerlendirmiş, polisaj yapılmamış veya yetersiz polisaj uygulanmış gruplarda bakteri kolonilerinin belirgin derecede fazla olduğunu göstermiştir (Lee D. H. vd., 2019).

Pediyatrik zirkonya kronlarında da benzer bulgular mevcuttur. Go ve arkadaşları, çocuk zirkonya kronlarında farklı polisaj frez ve lastiklerinin yüzey pürüzlülüğü ve bakteriyel adezyona etkisini incelemiş, daha pürüzsüz yüzey elde edilen gruplarda bakteri kolonizasyonunun anlamlı şekilde azaldığını bildirmiştir (Go vd., 2019). Anlar ve arkadaşları ile Shabnam ve arkadaşları da pediyatrik estetik kronlarda pürüzlü yüzeylerin daha fazla plak birikimi ve gingival inflamasyonla ilişkili olduğunu belirtmiştir (Anlar vd., 2024; Shabnam vd., 2025).

Al Ibraheemi ve arkadaşları, E max ve zirkonya restorasyonlarda farklı yüzey işlemlerinin bakteriyel inhibisyon üzerindeki etkilerini değerlendirmiş, polisaj uygulanmış gruplarda bakteri çoğalmasının glaze edilmiş gruplara kıyasla daha düşük olduğunu rapor etmiştir (Al Ibraheemi vd., 2025).

Tüm bu veriler, polisajın zirkonya yüzeyini yalnızca mekanik açıdan değil, mikrobiyolojik açıdan da daha avantajlı hale getirdiğini

göstermektedir (Tu vd., 2023; Barutçugil vd., 2024; Ribeiro vd., 2025).

Zirkonya Polisaj Sistemleri ve Materyalleri

Elmas frezler ve bitirme frezleri

Klinik ayarlama sırasında kullanılan frezlerin tipi, sonrasında yapılacak polisajın başarısını doğrudan etkiler. Zirkonyaya özgü, ince taneli elmas frezler ve taşlar, su soğutması ile birlikte kullanıldığında daha homojen ve daha az derin çizikler oluşturur (Kurt ve Bal, 2017; Doğru vd., 2023). Çok kaba taneli frezler ise derin oluk ve mikroçatlak oluşturarak hem faz dönüşümünü artırabilir hem de polisajı zorlaştırabilir (Şeker, 2023).

Elmas partiküllü kauçuk lastikler

Zirkonya polisaj kitleri çoğunlukla silikon esaslı kauçuk matris içinde elmas ya da silikon karbür partikülleri içerir. Bu kitler genellikle kaba, orta ve ince olmak üzere üç basamaklıdır. Caglar ve arkadaşları, üç farklı zirkonya polisaj sistemini karşılaştırmış; zirkonyaya özel kitlerin porselen için tasarlanmış polisaj setlerine göre daha düşük pürüzlülük sağladığını ve faz dönüşümünü minimal düzeyde etkilediğini bildirmiştir (Caglar vd., 2018).

Munkongsujarit, farklı polisaj sistemleri, uygulama süresi ve kuvvetlerinin monolitik zirkonya pürüzlülüğü üzerine etkisini incelediği tez çalışmasında, basamaklı sistemlerin tek basamaklı sistemlere göre daha homojen ve daha düşük Ra değerleri sunduğunu, aşırı kuvvet ve uzun süre kullanımının ise lastik aşınmasını artırarak etkinliği düşürdüğünü vurgulamıştır (Munkongsujarit, 2018).

Parlatma pastaları ve keçeler

Yüksek parlaklık aşamasında elmas veya alüminyum oksit içeren parlatma pastaları kullanılabilir. Xue ve arkadaşları, seramik yüzeylerinde glazing ve polisajın pürüzlülük ve bakteri adezyonu

üzerine etkisini incelemiş, elmas pasta ile yapılan son polisajın yalnız lastik kullanımına veya yalnız glazing işlemine göre daha düşük pürüzlülük ve daha az bakteri adezyonu sağladığını bildirmiştir (Xue vd., 2012).

Sterilizasyon ve tekrar kullanım

Polisaj lastiklerinin çoklu sterilizasyon döngülerine maruz kalması, aşındırıcı partiküllerin kaybına ve matris yapısının bozulmasına neden olabilir. Zeng ve arkadaşları, multilayer monolitik zirkonya üzerinde üç farklı polisaj kitinin sterilizasyon döngüleri sonrası etkinliğini değerlendirmiş ve bazı kitlerin beşinci ve onuncu sterilizasyon sonrasında pürüzlülüğü azaltma kapasitesinin belirgin şekilde düştüğünü göstermiştir (Zeng vd., 2025). Bu nedenle, sık kullanılan lastiklerin üretici önerilerine göre belirli bir kullanım sayısından sonra yenilenmesi önerilmektedir.

Polisaj Parametreleri: Hız, Basınç ve Süre

Chavali ve arkadaşları, iki farklı polisaj sistemini 5 000, 15 000 ve 40 000 dev/dak hızlarda karşılaştırmış; 15 000 dev/dak hızında en düşük pürüzlülük ve en yüksek parlaklık elde edildiğini, 40 000 dev/dak hızda ise yüzey sıcaklığının anlamlı şekilde arttığını bildirmiştir (Chavali vd., 2017). Bu nedenle 10 000 ile 15 000 dev/dak aralığı, zirkonya polisajı için uygun bir hız aralığı olarak önerilmektedir (Chavali vd., 2017; Kheur vd., 2022).

Kheur ve arkadaşları, simüle klinik koşullarda yaptıkları çalışmada hafif basınç ve kesintili temas kullanmanın hem pürüzlülüğü hem de yüzey sıcaklığını düşürdüğünü, aşırı basınç kullanılan gruplarda ise Ra değerlerinin yükseldiğini göstermiştir (Kheur vd., 2022). Munkongsujarit de benzer şekilde, yüksek kuvvetle yapılan polisajın yeni çizikler oluşturabildiğini ve lastik aşınmasını hızlandığını belirtmiştir (Munkongsujarit, 2018).

Süre açısından çoğu üretici, her lastik için 10 ile 20 saniyelik temas süresi önermektedir. Çok kısa süreler yetersiz polisaja, çok

uzun süreler ise aşırı ısınmaya yol açabilir (Chavali vd., 2017; Kheur vd., 2022).

Glazing ile Polisajın Karşılaştırılması

Glazing, zirkonya yüzeyi üzerine ince bir camyapı tabaka uygulanıp pişirilmesi ile parlaklık sağlayan bir işlemdir. İlk uygulandığında parlak ve düzgün bir yüzey oluştursa da, çiğneme kuvvetleri, diş sıkma, antagonistle temas ve profesyonel temizlik işlemleri zamanla glaze tabakasının aşınmasına ve alttaki daha pürüzlü yüzeyin açığa çıkmasına neden olur (Janyavula vd., 2013; Heintze vd., 2012).

Ribeiro ve arkadaşları, polisaj ve glazing işlemlerinin zirkonya yüzey özellikleri üzerindeki etkisini karşılaştırdıkları çalışmada, glaze grubunda pürüzlülük ve yüzey serbest enerjisinin daha yüksek olduğunu, buna karşın kısa süreli laboratuvar koşullarında biyofilm oluşumunda anlamlı fark bulunmadığını, ancak klinikte glaze tabakasının aşınmasıyla bu farkın artabileceğini belirtmiştir (Ribeiro vd., 2025).

Al Johani ve arkadaşları, dental seramiklerin karakterizasyonuna yönelik kapsamlı derlemelerinde, monolitik zirkonyada iyi planlanmış polisaj protokollerinin glaze işlemine alternatif veya tamamlayıcı olabileceğini, glaze tabakasının zamanla aşınması ve repolish gereksinimi göz önüne alındığında polisajın daha öngörülebilir olabileceğini vurgulamıştır (Al Johani vd., 2024).

Bu nedenle monolitik zirkonya restorasyonlarda, özellikle klinik ayar yapıldıktan sonra yalnız glaze tabakasına güvenmek yerine, sistematik polisaj ile düşük pürüzlülük elde etmek ve gerekirse ince bir glaze ile desteklemek, güncel yaklaşımla daha uyumlu görünmektedir.

Klinik Öneriler

Verilen çalışmalar ışığında zirkonya polisajına ilişkin başlıca klinik öneriler şöyle özetlenebilir:

Her klinik ayar sonrası polisaj

Zirkonya restorasyonlarda oklüzal veya proksimal ayar yapıldıysa mutlaka basamaklı polisaj uygulanmalıdır. Yalnız frez ile bırakılan veya sadece glaze edilen yüzeyler, hem plak retansiyonu hem de antagonist aşınması açısından risklidir (Chavali vd., 2017; Janyavula vd., 2013; Lee D. H. vd., 2019).

Zirkonyaya özel polisaj kitleri

Porselen için tasarlanmış polisaj setlerinin zirkonya üzerinde daha yüksek pürüzlülük bıraktığı gösterildiği için, mümkünse zirkonyaya özel sistemler tercih edilmelidir (Caglar vd., 2018; Kheur vd., 2022; Doğru vd., 2023).

Basamakların eksiksiz uygulanması

Kaba, orta ve ince lastik basamakları atlanmamalı, her basamak için önerilen süreye yakın çalışılmalıdır. Elmas pasta ile yüksek parlaklık aşaması özellikle antagonist aşınmasını azaltmak açısından önemlidir (Mai vd., 2019; Xue vd., 2012; Munkongsujarit, 2018).

Uygun hız, basınç ve soğutma

10 000–15 000 dev/dak aralığı çoğu sistem için uygundur. Hafif basınç ve kesintili temas tercih edilmeli, taşlama aşamasında mutlaka su soğutması kullanılmalıdır (Chavali vd., 2017; Kheur vd., 2022; Kurt ve Bal, 2017).

Kritik pürüzlülük hedefi

Mümkün olduğunca 0,2 μ m Ra ve altını hedeflemek, plak retansiyonu ve mikrobiyal tutunma açısından avantaj sağlar (Bollen vd., 1997; Tu vd., 2023; Barutçugil vd., 2024).

Pediatric ve implant üstü uygulamalarda dikkat

Pediatric zirkonya kronlarda ve implant üstü zirkonya restorasyonlarda pürüzsüz yüzey, plak birikimi ve inflamasyon riskini azaltmak açısından özellikle önemlidir (Go vd., 2019; Anlar vd., 2024; Shabnam vd., 2025; Lee B. C. vd., 2009).

Sonuç olarak,

zirkonya restorasyonlarda polisaj, yalnızca estetik bir adım değil, mekanik dayanıklılık, antagonist diş aşınması, plak retansiyonu ve mikrobiyal tutunma üzerinde doğrudan etkili kritik bir klinik basamaktır. Verilen literatür, doğru planlanmış bir polisaj protokolünün zirkonya restorasyonların uzun dönem başarısını anlamlı biçimde desteklediğini göstermektedir.

Kaynakça

Al Ibraheemi, Z. A., Al Khawaja, S. N., Al Khafaji, H. M., & Hassan, A. A. (2025). Evaluation of bacterial inhibition on E max and zirconia dental restorations. *The Open Microbiology Journal*, 19, e18742858379055.

Al Johani, H., Al Shammery, D., Al Dulaijan, Y., & Al Shammery, A. (2024). A comprehensive review of the multifaceted characterization of dental ceramics. *Ceramics*, 6, 77.

Anlar, M. N., Yılmaz, B., & Kargül, B. (2024). Effect of polishing on surface characteristics in pediatric zirconia crowns. *Journal of Dentistry*.

Barutçugil, Ç., Yılmaz, B., & Malkoç, M. A. (2024). Bacterial adhesion and surface properties of CAD CAM restorative materials. *Journal of Osaka University Dental School*.

Bollen, C. M. L., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention. *Dental Materials*, 13(4), 258–269.

Boyratz, Ş., Öztürk, C., & Dündar, A. (2025). Effect of polishing and aging on surface properties of dental zirconia. *Cumhuriyet Dental Journal*.

Cağlar, I., Acar, O., Yücel, M. T., Armağan, A., & Yılmaz, B. (2018). The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *Journal of Advanced Prosthodontics*.

Chavali, R., Lin, C. P., & Lawson, N. C. (2017). Evaluation of different polishing systems and speeds for dental zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 26(5), 410–418.

de Carvalho, I. H. G., Leite, F. P. P., Özcan, M., Valandro, L. F., & Rocha, R. (2022). Effect of finishing and polishing techniques and aging on flexural strength, roughness and *Candida albicans* adherence of 5Y TZP zirconia. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 128, 105089.

Doğru, G., Yıldırım, G., & Kardaş, S. (2023). Influence of finishing procedures on surface roughness of translucent zirconia. *Clinical and Experimental Health Sciences*.

Go, H., Kim, S., Kim, Y., & Choi, S. (2019). Effect of various polishing burs on surface roughness and bacterial adhesion of pediatric zirconia crowns. *Dental Materials Journal*, 38(2), 311–316.

Heintze, S. D., Reichl, F. X., Hickel, R., & Mörmann, W. (2012). Wear of ceramic and antagonist: A systematic evaluation of influencing factors. *Dental Materials*, 28(4), 433–452.

Janyavula, S., Lawson, N. C., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L. C., & Burgess, J. O. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 22–29.

Kheur, M., Burde, K., Metgud, S., & Ukbale, H. (2022). Simulated chairside grinding and polishing of monolithic zirconia. *Materials*, 15(6), 2202.

Kontonasaki, E., Giasimakopoulos, P., & Rigos, A. E. (2020). Strength and aging resistance of monolithic zirconia: An update to

current knowledge. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 110, 103875.

Kurt, M., & Bal, B. T. (2017). Farklı yüzey işlemleri ve yapay yaşlandırmanın monolitik seramiklerin yüzey özellikleri üzerine etkileri. *Selcuk Dental Journal*, 4(2), 68–76.

Lee, B. C., Jung, G. Y., Kim, D. J., Han, J. S., & Yang, Y. (2009). Initial bacterial adhesion on resin, titanium and zirconia in vitro. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(5), 880–886.

Lee, D. H., Mai, H. N., & Lee, K. B. (2019). Effects of different surface finishing protocols for zirconia on surface roughness and bacterial adhesion. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(1), 41–50.

Mai, H. N., Lee, D. H., & Lee, K. B. (2019). Effects of different finishing and polishing protocols and systems for monolithic zirconia on surface topography, phase transformation and biofilm formation. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(2), 81–90.

Munkongsujarit, S. (2018). Effect of different polishing systems, forces and durations on monolithic zirconia roughness [Yüksek lisans tezi, Chulalongkorn University].

Ribeiro, G. A., Menezes, M. S., Silva, C. H., & Faria e Silva, A. L. (2025). Influence of polishing and glazing on surface characteristics and biofilm formation on zirconia. *Antibiotics*, 14(8), 739.

Şeker, H. (2023). Flexural strength of monolithic zirconia after zirconia specific grinding and hydrothermal aging

Surface roughness associated with bacterial adhesion on dental resin based materials. (2023). *Journal of Dentistry and Oral Biology*.

Tu, Y., Zhou, Y., & Zhang, L. (2023). Interaction between microorganisms and dental material surfaces. *International Journal of Molecular Sciences*, 24(7), 6104.

Xue, L., Liu, J., & Li, J. (2012). Influence of glazing and polishing on ceramic surface roughness and bacterial adhesion. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 30(1), 44–47.

Zeng, J., Chen, Q., Li, X., & Wang, Y. (2025). Evaluation of surface roughness of multilayered monolithic zirconia after polishing kit sterilization cycles. *Medical Science Monitor*, 31, e947231.

BÖLÜM 9

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE EKLEMELİ ÜRETİM

ESRA NUR AVUKAT¹

Giriş

Dijital teknolojiler, diş hekimliğinde tanıdan tedaviye kadar tüm klinik ve laboratuvar süreçlerini köklü biçimde dönüştürmüştür. Bu dönüşümün en önemli bileşenlerinden biri olan eklemeli üretim (Additive Manufacturing, AM), bilgisayar destekli tasarım (CAD) verilerinden yararlanılarak nesnelerin tabaka tabaka oluşturulmasına dayanan bir üretim yaklaşımıdır. ASTM ve ISO standartlarına göre eklemeli üretim, eksiltmeli üretim yöntemlerinin aksine, malzemenin yalnızca gerekli bölgelerde biriktirilmesi esasına dayanan bir üretim süreci olarak tanımlanmaktadır. (Martínez-García ve ark., 2021; Revilla-León ve ark., 2019)

Literatürde, eklemeli üretim tekniklerinin eksiltmeli yöntemlere kıyasla malzeme israfını anlamlı ölçüde azaltabildiği, bazı çalışmalarda bu oranın %40'a kadar ulaşabildiği bildirilmektedir. Ek olarak eksiltmeli üretimde; üretim süreci, frez çapı, makine eksenleri ve kullanılan blok boyutları ile sınırlı olup, özellikle karmaşık

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 0000-0003-0533-8994.

geometrilerin elde edilmesinde kısıtlamalar bulunmaktadır. Buna karşılık eklemeli üretim, undercut bölgeler, internal boşluklar ve karmaşık anatomik detaylar içeren yapıların üretimine olanak tanımaktadır. Bu özellik, sinüs boşlukları ve nörovasküler kanallar gibi anatomik yapıların yüksek doğrulukla modellenmesini mümkün kılarak tanı ve cerrahi tedavi planlamasında önemli katkılar sağlamaktadır. Ayrıca eklemeli üretimin pasif bir üretim süreci olması, üretim sırasında mekanik kuvvet uygulanmaması sayesinde, eksiltmeli yöntemlerde görülebilen yüzey mikroçatlaklarının oluşma riskini azaltmaktadır. (Alharbi ve ark., 2017; Hytham ve ark., 2025)

Eklemeli üretimin temelleri, 1980’li yıllarda stereolitografi (SLA) teknolojisinin geliştirilmesiyle atılmış; zaman içerisinde “üç boyutlu (3B) yazdırma” ve “hızlı prototipleme” kavramlarıyla klinik pratiğe entegre edilmiştir. Başlangıçta prototipleme amacıyla kullanılan bu teknolojiler, günümüzde protetik diş tedavisinde tanısal modellerden doğrudan klinik restorasyonlara kadar genişleyen bir uygulama alanına ulaşmıştır. (Hytham & Osman, 2025) Protetik diş tedavisinde eklemeli üretim; kişiye özel restorasyonların üretilmesi, malzeme israfının azaltılması, üretim süresinin kısaltılması ve dijital iş akışlarıyla yüksek uyum sağlaması nedeniyle geleneksel yöntemlere güçlü bir alternatif hâline gelmiştir. (Oberoi ve ark., 2018; Souza ve ark., 2025)

Protetik Diş Tedavisinde Kullanılan Eklemeli Üretim Teknolojileri

Eklemeli üretim teknolojileri, ISO/ASTM 52900 standardına göre kullanılan enerji kaynağı ve ham madde formuna bağlı olarak aşağıdaki yedi ana kategori altında sınıflandırılmaktadır: (Alexander ve ark., 2021; Revilla-León & Özcan, 2019; Revilla-León ve ark., 2020; Zhu ve ark., 2024)

- Vat Fotopolimerizasyonu (Vat Photopolymerization, VPP)
- Malzeme Ekstrüzyonu (Material Extrusion, MEX)

- Malzeme Püskürtme (Material Jetting, MJT)
- Bağlayıcı Püskürtme (Binder Jetting, BJT)
- Toz Yatak Füzyonu (Powder Bed Fusion, PBF)
- Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme (Directed Energy Deposition, DED)
- Tabaka Laminasyonu (Sheet Lamination, SHL)

Ancak dental seramiklerin gerektirdiği yüksek boyutsal doğruluk, yüzey bütünlüğü ve mikroyapısal güvenilirlik gibi katı klinik gereklilikler nedeniyle, bu teknolojilerin yalnızca sınırlı bir bölümü protetik diş tedavisinde klinik uygulama alanı bulabilmektedir. (Alexander ve ark., 2021; Zhu ve ark., 2024) Günümüzde protetik diş tedavisinde klinik açıdan en yaygın kullanılan ve literatür tarafından desteklenen eklemeli üretim teknolojileri, aşağıda ayrıntılı olarak özetlenmiştir. (Zhu ve ark., 2024)

Vat Fotopolimerizasyonu (SLA ve DLP Teknolojileri)

Vat fotopolimerizasyonu, ışığa duyarlı fotopolimer reçinelerin kontrollü bir reçine tankı içerisinde katmanlar hâlinde polimerize edilmesine dayanan eklemeli üretim teknolojilerini kapsamaktadır. Bu üretim yaklaşımı, stereolitografi (SLA) ve dijital ışık işleme (Digital Light Processing, DLP) yöntemlerini içeren bir üst teknoloji grubudur. Reçine esaslı bu sistemlerde üç boyutlu yapı, ardışık katmanların seçici olarak ışıkla kürlenmesi yoluyla elde edilmektedir. (Zhu ve ark., 2024)

SLA yönteminde, fotopolimer reçine yüzeyi lazer ışını kullanılarak vektörel biçimde taranmakta ve katman geometrisi noktasal kürleme ile oluşturulmaktadır. Bu yaklaşımda lazerin kontrollü hareketi sayesinde yüksek boyutsal hassasiyet ve yüzey kalitesi sağlanmaktadır. (Gonçalves ve ark., 2017) DLP tabanlı sistemlerde ise maske ışınlaması prensibi kullanılmakta; her bir katman, UV ışık kaynağından yayılan ışınların dijital bir maske üzerinden

geçirilmesiyle tek seferde polimerize edilmektedir. Maskedeki şeffaf alanlar, üretilecek nesnenin ilgili kesit geometrisini temsil etmektedir. (Gao ve ark., 2020; Revilla-León & Özcan, 2019)

Teknik açıdan değerlendirildiğinde, lazer tabanlı kürleme mekanizması nedeniyle SLA teknolojisi genellikle daha yüksek yüzey kalitesi ve geometrik doğruluk sunarken, DLP sistemleri tüm katmanı eş zamanlı olarak polimerize edebilmesi sayesinde daha kısa üretim süreleri ve daha yüksek üretim verimliliği sağlamaktadır. Bununla birlikte DLP sistemlerinde piksel boyutuna bağlı olarak çözünürlük sınırlamaları ortaya çıkabilmektedir. (Hytham & Osman, 2025)

Bu teknik özellikler doğrultusunda vat fotopolimerizasyonu teknolojileri, diş hekimliğinde oklüzal splintler, cerrahi rehber plaklar, geçici restorasyonlar ve seramik süspansiyonlar kullanılarak gerçekleştirilen seramik eklemeli üretim uygulamaları başta olmak üzere geniş bir klinik kullanım alanına sahiptir. (Demirel ve ark., 2025; Dönmez ve ark., 2025; Hytham & Osman, 2025)

Malzeme Ekstrüzyonu (FDM/MEX)

Malzeme ekstrüzyonu (Fused Deposition Modeling/Material Extrusion), termoplastik filamentlerin veya seramik içerikli pastaların bilgisayar kontrollü bir sistemde, bir nozul aracılığıyla katmanlar hâlinde ekstrüde edilmesine dayanan eklemeli üretim yöntemidir. Görece düşük ekipman ve malzeme maliyeti bu tekniğin önemli avantajları arasında yer almakla birlikte, yüzey pürüzlülüğü, katman çizgilerinin belirginliği ve sınırlı boyutsal hassasiyet gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Bu nedenlerle FDM/MEX teknolojisi, protetik restorasyonların doğrudan üretiminden ziyade ağız içi taramalara dayalı çalışma modelleri, tanısal modeller ve çeşitli yardımcı aparatlar gibi uygulamalarda daha yaygın olarak tercih edilmektedir. (Panwar ve ark., 2016; Revilla-León & Özcan, 2019)

Seramik eklemeli üretim uygulamalarında ise klasik FDM yaklaşımından farklı olarak, yüksek katı içerikli seramik süspansiyonların ekstrüzyonuna dayanan üç boyutlu jel baskı (Three-Dimensional Gel Printing, 3DGP) gibi özel MEX türevleri öne çıkmaktadır. Bu yöntemler, seramik yapılar için daha yüksek şekil stabilitesi ve daha homojen bir mikroyapı elde edilmesine olanak tanımakta ve seramik eklemeli üretim açısından önemli bir potansiyel sunmaktadır. (Zhu ve ark., 2024)

Toz Yatak Füzyonu (SLS/SLM – Lazer Sinterleme ve Eritme)

Toz yatak füzyonu teknolojileri, yüksek enerjili lazer ışınının toz yatağı üzerindeki seçili bölgeleri katmanlar hâlinde sinterlemesi veya tamamen ergitmesi esasına dayanan eklemeli üretim yöntemleridir. Üretim sürecinde baskı platformu kontrollü olarak aşağı yönde hareket ederken, her yeni katman öncesinde yüzeye ince bir toz tabakası serilmekte ve lazer enerjisi yardımıyla üç boyutlu yapı oluşturulmaktadır. (Revilla-León ve ark., 2017)

Seçici Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering, SLS) yönteminde metal veya polimer tozları kısmen sinterlenerek birleştirilirken, Seçici Lazer Eritme (Selective Laser Melting, SLM) tekniğinde metal tozları tamamen ergitilmekte ve bu sayede yüksek yoğunluklu, porozitesi düşük ve üstün mekanik özelliklere sahip yapılar elde edilmektedir. Bu özellikleri doğrultusunda toz yatak füzyonu teknolojileri, özellikle kobalt-krom ve titanyum alaşımlarının işlenmesine olanak tanınması sayesinde sabit ve hareketli protez iskeletleri ile implant üstü altyapıların üretiminde diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. (Fina ve ark., 2017) Bununla birlikte, üretim sürecinde ortaya çıkan yüksek ısı gradyanlar ve hızlı soğuma hızları nedeniyle, toz yatak füzyonu tabanlı sistemler günümüzde dental seramiklerin üretiminde gerekli olan mikroyapısal homojenlik ve yüzey kalitesini sağlamada sınırlı kalmaktadır. (Revilla-León ve ark., 2020)

Malzeme Püskürtme (İnkjet Tabanlı/PolyJet Teknolojisi)

Malzeme püskürtme teknolojileri, mürekkep püskürtme (inkjet) prensibine dayanarak mikrometre ölçeğindeki malzeme damlacıklarının bilgisayar kontrollü bir sistem aracılığıyla katmanlar hâlinde yüzeye püskürtülmesini esas almaktadır. Diş hekimliğinde bu prensibin en yaygın kullanılan uygulaması olan PolyJet teknolojisinde, fotopolimer reçineler damlacıklar hâlinde püskürtülmekte ve her bir katman UV ışığı ile anında kürlenmektedir.

İnce katman kalınlığı ve yüksek yüzey kalitesi sayesinde PolyJet sistemleri yüksek boyutsal doğruluk sağlarken, aynı baskı içerisinde çok renkli ve çok materyalli üretime olanak tanınması önemli bir avantaj sunmaktadır. Bu özellikleri doğrultusunda inkjet tabanlı malzeme püskürtme sistemleri; prototipleme, oklüzal splintler, cerrahi rehberler ve geçici apareylerin üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. (Revilla-León & Özcan, 2019; Wickström ve ark., 2017) Seramik eklemeli üretim bağlamında ise PolyJet teknolojisinden farklı olarak, yüksek çözünürlükte seramik süspansiyon damlacıklarının biriktirilmesine dayanan doğrudan mürekkep püskürtme (Direct Inkjet Printing, DIP) sistemleri araştırma ve geliştirme aşamasında olup, gelecekte dental seramiklerin eklemeli üretimi açısından klinik potansiyel göstermektedir. (Zhu ve ark., 2024) Eklemeli üretimde kullanılan başlıca teknolojiler ve bunların klinik özellikleri Tablo 1’de özetlenmiştir.

Tablo 1. Protetik Diş Tedavisinde Kullanılan Eklemeli Üretim Teknolojilerinin Karşılaştırılması

Teknoloji	ISO/ASTM Kategorisi	Temel Prensip	Klinik Kullanım Alanları	Avantajlar	Sınırlamalar
SLA	Vat Fotopolimerizasyon	UV lazer ile noktasal kütleme	Splint, cerrahi rehber, geçici restorasyon	Yüksek yüzey kalitesi, hassasiyet	Görece uzun üretim süresi
DLP	Vat Fotopolimerizasyon	Projektörle tüm katman kütleme	Splint, model, seramik slurry baskı	Hızlı üretim	Piksel boyutuna bağlı doğruluk
FDM/ME X	Malzeme Ekstrüzyonu	Eritilmiş filament/pasta serimi	Çalışma modeli	Düşük maliyet	Düşük yüzey kalitesi
SLS/SLM	Toz Yatak Füzyonu	Lazerle sinterleme/ergitme	Metal altyapılar, RPD iskeletleri	Yüksek mekanik dayanım	Yüksek ekipman maliyeti
PolyJet	Malzeme Püskürtme	Fotopolimer damlacık püskürtme	Prototip, splint	Çok materyalli baskı	Materyal stabilitesi sınırlı

**(Alexander ve ark., 2021; Dönmez ve ark., 2025; Prechtel ve ark., 2020)*

Protetik Diş Tedavisinde Dijital İş Akışı

Protetik diş tedavisinde dijital iş akışı, geleneksel yöntemlerin yerini alarak daha verimli, hassas ve hasta konforunu artıran bütüncül bir yaklaşım sunmaktadır. Bu iş akışı; ağız içi tarama, CAD tasarım, eklemeli üretim, post-processing ve klinik uygulama aşamalarından oluşmakta olup, tamamen dijital bir süreç içerisinde yürütülmektedir. (Revilla-León & Özcan, 2019) Manuel

basamakların azalması, insan hatasının minimize edilmesi ve restorasyonların tekrarlanabilirliğinin artması, dijital iş akışının temel avantajları arasında yer almaktadır.

Dijital iş akışının ilk aşaması veri edinme sürecidir. Bu aşamada hastanın ağız yapısı, intraoral tarayıcılar veya ekstraoral masaüstü tarayıcılar aracılığıyla dijitalleştirilir. Dişler, yumuşak dokular ve interoklüzal ilişkiler yüksek doğrulukla kaydedilerek dijital ölçüler elde edilir. Geleneksel ölçü yöntemleriyle karşılaştırıldığında dijital tarama, hasta açısından daha konforlu olup özellikle ağız açıklığı kısıtlı bireylerde önemli avantajlar sağlamaktadır.

Elde edilen dijital veriler, genellikle STL veya AMF formatında CAD yazılımlarına aktarılır. Bu aşamada kron, köprü, implant üstü restorasyonlar ve oklüzal splintler sanal ortamda tasarlanır. Tasarım sürecini takiben üç boyutlu model, yazıcının algılayabileceği iki boyutlu katmanlara ayrılır (dilimleme/slicing). Aynı zamanda baskı oryantasyonu (0° , 45° veya 90°) ve tabaka kalınlığı (örneğin 50 μm veya 100 μm) gibi üretim parametreleri belirlenir. Bu parametreler, üretim süresi, boyutsal doğruluk ve restorasyonun mekanik dayanımı üzerinde doğrudan etkilidir. (Demirel ve ark., 2025; Dönmez ve ark., 2025; Revilla-León & Özcan, 2019) Baskı oryantasyonu, katman kalınlığı ve post-processing basamakları tek başına değil, birlikte değerlendirilmesi gereken parametreler olup, nihai restorasyonun mekanik özellikleri ve klinik uyumunu doğrudan etkilemektedir. (Demirel ve ark., 2025; Hytham & Osman, 2025)

Eklemeli üretim aşamasında tasarım dosyası üç boyutlu yazıcıya aktarılır ve restorasyon, malzemenin tabaka tabaka üst üste eklenmesiyle fiziksel olarak oluşturulur. Diş hekimliğinde bu amaçla en sık vat fotopolimerizasyon sistemleri (SLA ve DLP), malzeme püskürtme (PolyJet) ve metal altyapılar için toz yatak füzyonu (SLS/SLM) teknolojileri kullanılmaktadır. Bu aşamada polimerler, metaller ve seramikler (özellikle zirkonya) klinik endikasyona göre

şekillendirilmektedir. (Demirel ve ark., 2025; Dönmez ve ark., 2025; Zhu ve ark., 2024)

Yazıcıdan çıkan restorasyon, nihai mekanik ve estetik özelliklerini kazanabilmesi için ardıl işlemlere (post-processing) tabi tutulur. Bu işlemler; fazla materyalin uzaklaştırılması için temizleme, baskı sırasında kullanılan destek yapıların kaldırılması, reçinelerde ikincil UV kürleme ve seramiklerde organik bağlayıcıların uzaklaştırılması (debinding) ile yüksek sıcaklıkta sinterleme basamaklarını kapsamaktadır. Son aşamada restorasyonlar mekanik olarak parlatılır ve estetik görünümün artırılması amacıyla glaze (sırlama) işlemleri uygulanır. (Zhu ve ark., 2024)

Klinik uygulama aşamasında, üretilen restorasyon hastanın ağzına yerleştirilir ve marjinal ile internal uyumu, oklüzal temaslar, fonksiyonel stabilite ve estetik uyum değerlendirilir. Ayrıca renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü gibi uzun dönem klinik performansı etkileyen faktörler göz önünde bulundurulur. Böylece protetik diş tedavisinde dijital iş akışı, yüksek doğruluk ve öngörülebilirlik sunan sistematik ve güvenilir bir tedavi yaklaşımı sağlamaktadır. (Zhu ve ark., 2024)

Eklemeli Üretimde Kullanılan Materyaller

Polimerler

Eklemeli üretimde kullanılan polimer materyaller, protetik diş tedavisinde en geniş klinik uygulama alanına sahip materyal grubunu oluşturmaktadır. Fotopolimer reçineler, özellikle SLA ve DLP tabanlı sistemlerde yaygın olarak kullanılmakta olup, yüksek boyutsal doğruluk, iyi yüzey kalitesi ve kısa üretim süresi gibi önemli avantajlar sunmaktadır. Bu materyaller; geçici kron ve köprüler, oklüzal splintler, cerrahi rehber plaklar ve çalışma modellerinin üretiminde sıklıkla tercih edilmektedir. (Grymak ve ark., 2022; Revilla-León ve ark., 2024)

Bununla birlikte, fotopolimer reçinelerin mekanik özellikleri de baskı parametreleri, katman kalınlığı, baskı oryantasyonu ve post-kürleme protokollerine doğrudan bağlıdır. Yetersiz kürleme veya uygun olmayan baskı koşulları, yüzey pürüzlülüğünde artışa, mekanik dayanımda azalmaya ve uzun dönem renk stabilitesinde bozulmaya yol açabilmektedir. Bu nedenle üretim sonrası uygulanan ikincil kürleme işlemleri, polimer materyallerin klinik başarısı açısından kritik öneme sahiptir. (Revilla-León & Özcan, 2019; Souza ve ark., 2025)

Fotopolimerlere ek olarak, termoplastik polimerler de eklemeli üretimde giderek artan bir ilgi görmektedir. Polimetilmetakrilat (PMMA), uzun yıllardır protetik diş hekimliğinde kullanılan bir materyal olup, eklemeli üretimle üretilen PMMA yapılar geleneksel yöntemlere kıyasla daha homojen bir iç yapı ve daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterebilmektedir. Bunun yanı sıra, yüksek performanslı polimerler arasında yer alan polietereeterketon (PEEK), biyouyumluluğu, düşük plak tutuculuğu ve elastik modülünün kemik dokusuna yakın olması nedeniyle dikkat çekmektedir. PEEK'in eklemeli üretimle işlenmesi, özellikle metal altyapılara alternatif oluşturabilecek hafif ve dayanıklı protetik yapılar için önemli bir potansiyel sunmaktadır. Ancak PEEK ve benzeri termoplastiklerin düşük yüzey enerjisi, bonding ve estetik kaplama işlemlerinde ek yüzey modifikasyonlarını gerekli kılmaktadır. (Prechtel ve ark., 2020)

Genel olarak değerlendirildiğinde, eklemeli üretimde kullanılan polimer materyaller; hızlı üretim, düşük maliyet ve dijital iş akışlarıyla uyum gibi önemli avantajlar sunmakla birlikte, uzun dönem mekanik dayanım ve ağız içi stabilite açısından hâlen araştırılmaya devam eden bir alandır. Bu nedenle polimer bazlı eklemeli üretim materyallerinin klinik endikasyonları belirlenirken, restorasyonun fonksiyonel yükü ve kullanım süresi dikkatle

değerlendirilmelidir. (Souza ve ark., 2025) Polimer materyallerin karşılaştırmalı özellikleri Tablo 2’de sunulmuştur.

Tablo 2. Eklemeli Üretimde Kullanılan Polimer Materyallerin Protetik Diş Tedavisi Açısından Karşılaştırılması

Özellik	Fotopolimer Reçineler	PMMA (Polimetilmetakrilat)	PEEK (Polietereeterketon)
Kullanılan AM Teknolojisi	SLA, DLP, PolyJet	SLA/DLP (rezin bazlı), FDM (sınırlı)	FDM/MEX (yüksek sıcaklık)
Mekanik Dayanım	Orta	Orta-iyi	Yüksek
Elastik Modül	Düşük-orta	Orta	Kemik dokusuna yakın
Boyutsal Doğruluk	Yüksek	Yüksek	Orta
Yüzey Kalitesi	Çok iyi	İyi	Görece pürüzlü
Polimerizasyon Büzülmesi	Var (post-kürleme ile azalır)	Düşük	Yok
Renk Stabilitesi	Orta	İyi	Zayıf (opak yapı)
Biyouyumluluk	İyi	İyi	Çok iyi
Plak Tutuculuk	Orta	Orta	Düşük
Estetik Özellikler	Yüksek	Yüksek	Sınırlı (opak)
Klinik Kullanım Alanları	Splint, cerrahi rehber, geçici restorasyon	Geçici kron-köprü, protez kaidesi	Altyapılar, metal alternatifi yapılar
Klinik Kullanım Süresi	Kısa-orta dönem	Orta dönem	Uzun dönem potansiyeli
Başlıca Sınırlamalar	Uzun dönem stabilite	Aşınma ve çatlak riski	Bonding ve estetik sorunlar

**(Dönmez ve ark., 2025; Hytham & Osman, 2025; Prechtel ve ark., 2020; Souza ve ark., 2025)*

Metaller

Eklemeli üretimde kullanılan metal materyaller, protetik diş tedavisinde özellikle yüksek mekanik dayanım ve uzun dönem stabilite gerektiren uygulamalarda önemli bir yer tutmaktadır. Bu kapsamda kobalt-krom (Co-Cr) ve titanyum (Ti) alaşımları, başta Seçici Lazer Ergitme (Selective Laser Melting, SLM) olmak üzere toz yatak füzyonu teknolojileriyle üretilerek sabit ve hareketli protez altyapılarında yaygın olarak kullanılmaktadır. (Revilla-León & Özcan, 2017)

SLM yöntemi, metal tozlarının yüksek enerjili lazer ışını ile tabaka tabaka tamamen ergitilmesine dayanmakta olup, döküm yöntemlerine kıyasla daha homojen bir mikroyapı, yüksek yoğunluk ve üstün mekanik özellikler sağlamaktadır. Bu özellikler sayesinde SLM ile üretilmiş metal altyapılar, implant üstü restorasyonlar ve hareketli protez iskeletlerinde klinik olarak güvenilir sonuçlar sunmaktadır. (Revilla-León ve ark., 2020)

Seramiklerin Eklemeli Üretimi: Zirkonyum

Zirkonyum dioksit (ZrO_2), yüksek kırılma direnci, faz dönüşümüyle çatlak ilerlemesini engelleyen yapısı ve estetik özellikleri nedeniyle protetik diş tedavisinde yaygın olarak kullanılan ileri seramiklerden biridir. Geleneksel olarak zirkonya restorasyonlar, presinterlenmiş blokların eksiltmeli CAD/CAM frezleme yöntemiyle üretilmektedir. Ancak bu yöntem; yüksek malzeme israfı, karmaşık geometrilerde sınırlılık ve yüzey mikroçatlakları gibi dezavantajlara sahiptir. (Demirel ve ark., 2025; Sabatini ve ark., 2025; Souza ve ark., 2025)

Eklemeli üretimle zirkonya üretimi çoğunlukla SLA/DLP tabanlı vat fotopolimerizasyonu sistemleriyle gerçekleştirilmektedir. Bu yöntemde 3Y-TZP gibi yttria ile stabilize edilmiş zirkonya tozları, fotopolimer bir matris içerisinde süspanse edilmekte; baskı sonrası debinding ve yüksek sıcaklıkta sinterleme (yaklaşık 1500 °C)

aşamalarıyla nihai seramik yapı elde edilmektedir. (Demirel ve ark., 2025)

Literatür, 0° (yatay) baskı oryantasyonunda üretilmiş eklemeli zirkonya örneklerinin, eksiltmeli olarak üretilmiş 3Y-TZP ve 4Y-TZP zirkonya ile karşılaştırılabilir eğilme dayanımı sergilediğini göstermektedir. Buna karşılık, 90° baskı oryantasyonunda üretilmiş örneklerde tabakalar arası delaminasyon riski ve daha düşük mekanik dayanım bildirilmektedir. SEM analizleri, eklemeli üretilmiş zirkonyada rezidüel porozite ve katman sınırlarının varlığını ortaya koymakla birlikte, bu porozitenin mekanik açıdan delaminasyona kıyasla daha az yıkıcı olduğu ifade edilmektedir. (Sabatini ve ark., 2025)

Tablo 3. Eklemeli Üretimde Kullanılan Materyaller ve Protetik Endikasyonlar

Materyal	Üretim Teknolojisi	Temel Özellikler	Klinik Kullanım
PMMA / Rezın	SLA / DLP / PolyJet	Estetik, düşük maliyet	Geçici restorasyon, splint
PEEK	FDM / MEX	Yüksek biyouyumluluk, elastikiyet	Altyapı, özel protezler
Co-Cr	SLM	Yüksek dayanım	RPD iskeleti, sabit altyapı
Titanyum	SLM	Hafiflik, biyouyumluluk	İmplant üstü yapılar
Zirkonya (3Y-TZP)	SLA / DLP + sinterleme	Yüksek dayanım, estetik	Monolitik kron ve köprü

**(Alexander ve ark., 2021; Demirel ve ark., 2025; Prechtel ve ark., 2020; Revilla-León ve ark., 2020; Sabatini ve ark., 2025; Souza ve ark., 2025)*

Debinding–Sinterleme Süreci

Eklemeli üretimle şekillendirilen seramik yapılar, baskı sonrası aşamada organik bağlayıcılar içerdiklerinden, nihai mekanik ve mikroyapısal özelliklere ulaşabilmek için debinding ve sinterleme olmak üzere iki ardışık ısıl işleme tabi tutulmaktadır. Debinding aşamasında, şekil stabilitesini sağlayan organik bağlayıcı faz,

kontrollü sıcaklık artışı veya kimyasal yöntemler aracılığıyla yapıdan uzaklaştırılmaktadır. Bu süreçte çatlak oluşumu ve deformasyon riskini en aza indirmek amacıyla düşük ısıtma hızları tercih edilmektedir.

Bağlayıcıların giderilmesini takiben uygulanan sinterleme aşamasında ise seramik toz partikülleri yüksek sıcaklıkta difüzyon yoluyla yoğunlaştırılmakta, gözeneklilik azaltılmakta ve nihai mekanik dayanım, boyutsal stabilite ile mikroyapısal bütünlük sağlanmaktadır. (Demirel ve ark., 2025; Sabatini ve ark., 2025)

Seramik Eklemeli Üretim İş Akışı (Hoffmann ve ark., 2025; Zhu ve ark., 2024)

Seramik eklemeli üretim iş akışı, dijital tasarımdan nihai klinik restorasyona kadar uzanan, her aşaması hassas parametrelere dayalı kompleks bir süreçtir. (Demirel ve ark., 2025; Dönmez ve ark., 2025)

Aşama	İşlem Adı	Açıklama
1	Dijital Tasarım (CAD)	Ürünün 3D modeli oluşturulur ve baskı dilimleme (slicing) işlemleri yapılır.
2	Eklemeli Üretim (3D Baskı)	SLA, DLP veya Binder Jetting yöntemiyle katmanlı imalat gerçekleştirilir.
3	Yeşil Parça (Green Body)	Baskıdan çıkan, içinde hala organik bağlayıcı (binder) bulunan ham formdur.
4	Debinding (Bağlayıcı Giderme)	Isıl veya kimyasal yöntemle organik maddelerin %90-95'i uzaklaştırılır.
5	Kahverengi Parça (Brown Body)	Bağlayıcıdan arınmış, gözenekli ve oldukça kırılgan olan ara formdur.
6	Sinterleme (Sintering)	Yüksek sıcaklıkta toz partikülleri birbirine kaynar ve parça tam yoğunluğa ulaşır.
7	Son İşlem (Post-Processing)	Yüzey parlatma, boyut kontrolü ve sterilizasyon/klinik hazırlık yapılır.

Klinik Uygulama Alanları

Eklemeli üretim teknolojileri, protetik diş tedavisinde geniş ve giderek artan bir klinik uygulama alanına sahiptir. Başlıca kullanım alanları aşağıda özetlenmiştir:

- **Oklüzal splintler:** Yüksek uyum doğruluğu, kısa üretim süresi ve dijital arşivleme avantajı (Prpic ve ark., 2023; Türksayar ve ark., 2024)

- **Hareketli ve sabit protezler:** Protez kaideleri, parsiyel protez (RPD) iskeletleri ve sabit protez altyapıları(Çakmak ve ark., 2025; Dönmez ve ark., 2025; Revilla-León ve ark., 2020)
- **İmplantoloji:** Cerrahi rehber plaklar ve abutmentların üretimi (Demirel ve ark., 2025)
- **Seramik restorasyonlar:** Eklemeli üretilmiş zirkonya altyapılar (*gelişmekte olan uygulama alanı*) (Demirel ve ark., 2025; Sabatini ve ark., 2025; Zhu ve ark., 2024)

Avantajlar, Sınırlamalar ve Gelecek Perspektifi

Eklemeli üretimin protetik diş tedavisindeki başlıca avantajları; tasarım özgürlüğü, malzeme verimliliği, zaman ve iş gücü tasarrufu, kişiselleştirilmiş tedavi olanakları ve yüksek tekrarlanabilirliktir. Dijital iş akışlarıyla yüksek uyum göstermesi, karmaşık geometrilerin üretimine olanak tanınması ve hasta-özel restorasyonların öngörülebilir biçimde elde edilebilmesi, bu teknolojinin klinik açıdan öne çıkan yönleri arasında yer almaktadır.(Alharbi ve ark., 2017; Dönmez ve ark., 2025)

Buna karşın, katmanlı üretim sürecine bağlı olarak ortaya çıkan anizotropi, yüzey pürüzlülüğü ve uzun dönem klinik verilerin sınırlı olması, eklemeli üretimin güncel sınırlamaları olarak değerlendirilmektedir. Özellikle eğimli ve kavisli yüzeylerde görülen ve katmanlı üretim mantığından kaynaklanan *staircase effect*, yüzey kalitesi ve boyutsal doğruluk üzerinde belirleyici bir sınırlayıcı faktör oluşturmaktadır. (Hytham & Osman, 2025)

Gelecekte fonksiyonel derecelendirilmiş materyaller (FGAM), dört boyutlu (4D) baskı yaklaşımları ve akıllı seramik sistemlerin geliştirilmesiyle, eklemeli üretimin protetik diş tedavisinde biyomimetik ve fonksiyonel açıdan daha ileri çözümler sunması beklenmektedir. Bu doğrultuda eklemeli üretim, yalnızca bir üretim

yöntemi olmanın ötesine geçerek hasta-özel ve biyomimetik tedavi konseptlerinin temel yapı taşlarından biri hâline gelme potansiyeli taşımaktadır. Bununla birlikte, bu potansiyelin klinik başarıya dönüştürülebilmesi; kullanılan teknolojilerin sınırlarının, materyal özelliklerinin ve üretim parametrelerinin ayrıntılı biçimde anlaşılmasına ve klinik gerekliliklere uygun şekilde uygulanmasına bağlıdır.

KAYNAKÇA

- Alexander, A. E., Wake, N., Chepelev, L., Brantner, P., Ryan, J., & Wang, K. C. (2021). A guideline for 3D printing terminology in biomedical research utilizing ISO/ASTM standards. *3D Printing in Medicine*, 7(1), 8.
- Alharbi, N., Wismeijer, D., & Osman, R. B. (2017). Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *International Journal of Prosthodontics*, 30(5).
- Çakmak, G., Wiegner, S., Sabatini, G. P., Kahveci, Ç., Fonseca, M., Pieralli, S., . . . Yilmaz, B. (2025). Influence of cleaning solutions and hydrothermal aging on the flexural strength and microhardness of resins for additively manufactured definitive fixed restorations. *J Prosthet Dent*.
- Demirel, M., Türksayar, A. A. D., Donmez, M. B., Schimmel, M., & Yilmaz, B. (2025). Evaluation of the fabrication trueness and internal fit of additively manufactured two-piece zirconia abutments with different build orientations compared to subtractively manufactured abutments. *Journal of Dentistry*, 153, 105470.
- Dönmez, M. B., Demirel, M., Türksayar, A. A. D., & Yilmaz, B. (2025). Influence of printing parameters on the fabrication and fit accuracy of additively manufactured resin-based definitive three-unit fixed partial dentures. *Journal of Dentistry*, 105937.
- Fina, F., Goyanes, A., Gaisford, S., & Basit, A. W. (2017). Selective laser sintering (SLS) 3D printing of medicines. *International Journal of Pharmaceutics*, 529(1-2), 285-293.
- Gao, Y., Xu, L., Zhao, Y., You, Z., & Guan, Q. (2020). 3D printing preview for stereo-lithography based on photopolymerization kinetic models. *Bioactive materials*, 5(4), 798-807.

- Gonçalves, F. A., Fonseca, A. C., Domingos, M., Gloria, A., Serra, A., & Coelho, J. F. (2017). The potential of unsaturated polyesters in biomedicine and tissue engineering: Synthesis, structure-properties relationships and additive manufacturing. *Progress in Polymer Science*, 68, 1-34.
- Grymak, A., Waddell, J. N., Aarts, J. M., Ma, S., & Choi, J. J. E. (2022). Evaluation of wear behaviour of various occlusal splint materials and manufacturing processes. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 126, 105053.
- Hoffmann, M., Schubert, N. H., Günster, J., Stawarczyk, B., & Zocca, A. (2025). Additive Manufacturing of glass-ceramic dental restorations by Layerwise Slurry Deposition (LSD-print). *Journal of the European Ceramic Society*, 117235.
- Hytham, A., & Osman, R. B. (2025). The Journey of Additive Manufacturing in Prosthodontics from the Early Dawn till the Current State of Art: A Narrative Review. *International Journal of Prosthodontics*, 38(1).
- Martínez-García, A., Monzón, M., & Paz, R. (2021). Standards for additive manufacturing technologies: Structure and impact. In *Additive manufacturing* (pp. 395-408): Elsevier.
- Oberoi, G., Nitsch, S., Edelmayer, M., Janjić, K., Müller, A. S., & Agis, H. (2018). 3D Printing—encompassing the facets of dentistry. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 6, 172.
- Panwar, A., & Tan, L. P. (2016). Current status of bioinks for micro-extrusion-based 3D bioprinting. *Molecules*, 21(6), 685.
- Prechtel, A., Reymus, M., Edelhoff, D., Hickel, R., & Stawarczyk, B. (2020). Comparison of various 3D printed and milled PAEK materials: Effect of printing direction and artificial aging on Martens parameters. *Dental Materials*, 36(2), 197-209.

- Prpic, V., Spehar, F., Stajdohar, D., Bjelica, R., Cimic, S., & Par, M. (2023). Mechanical properties of 3D-Printed occlusal splint materials. *Dentistry journal*, 11(8), 199.
- Revilla-León, M., Cascos-Sánchez, R., Zeitler, J. M., Barmak, A. B., Koïs, J. C., & Gómez-Polo, M. (2024). Influence of print orientation and wet-dry storage time on the intaglio accuracy of additively manufactured occlusal devices. *J Prosthet Dent*, 131(6), 1226-1234.
- Revilla-León, M., & Özcan, M. (2017). Additive manufacturing technologies used for 3D metal printing in dentistry. *Current Oral Health Reports*, 4(3), 201-208.
- 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.
- Revilla-León, M., Sadeghpour, M., & Özcan, M. (2020). A review of the applications of additive manufacturing technologies used to fabricate metals in implant dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 29(7), 579-593.
- Sabatini, G. P., Donmez, M. B., Molinero-Mourelle, P., Çakmak, G., Güven, M. E., Batıbay, A. B., . . . Yilmaz, B. (2025). Flexural and structural behavior of additively manufactured zirconia: Influence of firing process and build orientation. *J Prosthet Dent*.
- Souza, L. F. B., Teixeira, K. F., Cadore-Rodrigues, A. C., Binotto, F. S., Valandro, L. F., Moraes, R. R., . . . Pereira, G. K. R. (2025). Comparative analysis of surface characteristics and color stability in zirconia-reinforced resin composites: 3D printing, subtractive, and layering techniques. *J Prosthet Dent*.
- Türksayar, A. A. D., & Diker, B. (2024). Effect of layer thickness and polishing on wear resistance of additively manufactured occlusal splints. *Journal of Dentistry*, 105101.

Wickström, H., Hilgert, E., Nyman, J. O., Desai, D., Şen Karaman, D., De Beer, T., . . . Rosenholm, J. M. (2017). Inkjet printing of drug-loaded mesoporous silica nanoparticles—A platform for drug development. *Molecules*, 22(11), 2020.

Zhu, H., Jiang, J., Wang, Y., Wang, S., He, Y., & He, F. (2024). Additive manufacturing of dental ceramics in prosthodontics: The status quo and the future. *Journal of prosthodontic research*, JPR_D_23_00119.

