

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ALANINDA ARAŞTIRMA YÖNTEMLERİ VE YENİLİKÇİ UYGULAMALAR



EDİTÖR
DOÇ. DR. DOĞAN ILGAZ KAYA



DOI: 10.5281/zenodo.18100509

Protetik Diş Tedavisi Alanında Araştırma Yöntemleri ve Yenilikçi Uygulamalar

Editör

Doç. Dr. Doğan Ilgaz Kaya

İmtiyaz Sahibi
Platanus Publishing®

Editör
Doç. Dr. Doğan Ilgaz Kaya

Kapak & Mizanpaj & Sosyal Medya
Platanus Yayın Grubu

Birinci Basım
Aralık, 2025

Yayımcı Sertifika No
45813

ISBN
978-625-8513-30-1

©copyright
Bu kitabın yayım hakkı Platanus Publishing'e aittir. Kaynak gösterilmeden alıntı yapılamaz, izin alınmadan hiçbir yolla çoğaltılamaz.

Adres: Natoyolu Cad. Fahri Korutürk Mah. 157/B, 06480, Mamak,
Ankara, Türkiye.

Telefon: +90 312 390 1 118
web: www.platanuspublishing.com
e-mail: platanuskita@gmail.com



Platanus Publishing®

İÇİNDEKİLER

BÖLÜM 1	5
İmplant Üstü Protezlerde Sonlu Eleman Analizi Uygulamaları Aral Tahir Aziz & Işın Kürkçüoğlu	
BÖLÜM 2	29
İmplantüstü Sabit Restorasyonlarda Abutment Tasarımları ve Klinik Seçim Yaklaşımları Selim Kaya & Özlem Özişçi	
BÖLÜM 3	47
Sabit Protetik Restorasyonlarda Eklemeli ve Eksiltmeli Üretim Yöntemleri Ayhan Çenit & Işın Kürkçüoğlu	

BÖLÜM 1

İmplant Üstü Protezlerde Sonlu Eleman Analizi Uygulamaları

Aral Tahir Aziz¹ & Işın Kürkçüoğlu²

¹ Doktora Öğrencisi, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, ORCID: 0000-0003-0798-9563

² Doç. Dr, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, ORCID: 0000-0002-2750-8977

1. Giriş

Dental implantolojide mekanik komplikasyonların önemli bir kısmı, yüklerin implant–abutment–protez sistemi içerisindeki dağılımı ile ilişkilidir (Ramoğlu & Ozan, 2015) . Sonlu eleman analizi (Finite element analysis), klinik olarak doğrudan ölçülmesi mümkün olmayan stres bölgelerinin değerlendirilmesine olanak sağlayan bir yöntemdir (Natali vd. 2006) ve farklı dental implant tasarımlarının biyomekanik performansını ve klinik faktörlerin implant başarısı üzerindeki etkilerini öngörmek amacıyla kapsamlı biçimde kullanılmaktadır. İmplantolojide Sonlu Eleman Analizi (SEA)'nın temel teorisini, yöntemini, uygulama alanlarını ve sınırlamalarını anlamak, klinisyenin SEA çalışmalarının sonuçlarını daha doğru yorumlamasına ve bu sonuçları klinik durumlara daha güvenilir şekilde uyarlamasına olanak sağlar.

İmplant üstü protezlerde başarılı bir tedavinin temel koşullarından biri, ağız içinde ortaya çıkan kuvvetlerin doğru biçimde anlaşılması ve bu kuvvetlerin fizyolojik sınırlar içinde yönlendirilmesidir. İmplant üstü restorasyonların oral rehabilitasyon ilkelerine uygun şekilde uzun süre fonksiyon görebilmesi için, uygulanan yüklerin nasıl dağıldığının detaylı şekilde değerlendirilmesi gerekir. Bir restorasyonda kullanılacak materyallerin mekanik özellikleri ile bu materyallerin çeşitli kuvvetler karşısında nasıl bir stres ve gerilme davranışı göstereceğinin bilinmesi, tedavi planlamasında kritik öneme sahiptir. Ancak biyolojik dokuların uygulanan yükler altındaki tepkilerini doğrudan incelemek çoğu zaman güç, maliyetli ve riskli olup bazı durumlarda tamamen mümkün değildir. Bu nedenlerle, canlı dokuları temsil eden modellerin oluşturulması ve bu modeller üzerinde kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin belirlenmesi ihtiyacı ortaya çıkmıştır (Ramoğlu & Ozan, 2015).

2. Sonlu Eleman Analizi Nedir?

Sonlu Eleman Analizi, karmaşık yapılar üzerinde etkili olan kuvvetlerin oluşturduğu mekanik davranışın sayısal olarak değerlendirilmesini sağlayan bir analiz yöntemidir. Bu yaklaşımda incelenen yapı, matematiksel olarak daha basit ve küçük parçalara ayrılmakta; her bir parça için hesaplanan veriler bir araya getirilerek sistemin genel mekanik tepkisi ortaya konulmaktadır. Bu sayede, gerilme, deformasyon ve yer değiştirme gibi fiziksel büyüklükler deneysel yöntemlere ihtiyaç duyulmadan öngörülebilmektedir (Zienkiewicz vd., 2005).

SEA, özellikle geometrisi karmaşık olan ve klinik koşullarda doğrudan ölçüm yapılması güç sistemlerin analizinde önemli avantajlar sunmaktadır. Diş hekimliği alanında bu yöntem, implant destekli restorasyonlarda çiğneme kuvvetlerinin kemik–implant ve implant–protez arayüzlerinde nasıl dağıldığının anlaşılmasına olanak tanımaktadır. Böylece, kritik stres bölgeleri

belirlenebilmekte ve farklı implant tasarımları, bağlantı tipleri ile restoratif materyaller biyomekanik açıdan karşılaştırılabilmektedir (Geng vd., 2001).

Bu yönüyle sonlu eleman analizi, implant destekli protetik sistemlerin biyomekanik davranışının değerlendirilmesinde deneysel ve klinik verileri tamamlayan güçlü bir araştırma aracı olarak kabul edilmektedir. SEA'dan elde edilen bulgular, hem tedavi planlamasında hem de yeni tasarım ve materyallerin geliştirilmesinde bilimsel bir temel oluşturmaktadır.

2.1. Sonlu Eleman Analizinin Temelleri

Sonlu Eleman Analizi, mühendislikte sürekli ortamların davranışını incelemek için geliştirilen en güçlü sayısal yöntemlerden biridir. Temelini, sürekli ortam mekaniği prensipleri ile Hooke kanununa dayalı lineer elastisite ilişkileri oluşturur. Gerçek sistemlerin çoğunun karmaşık bir geometriye sahip olması nedeniyle, bu yapıların doğrudan analizi çoğu zaman mümkün olmaz. SEA yaklaşımı, bu sorunu çözmek için tüm yapıyı daha küçük, yönetilebilir ve birbirine bağlı çok sayıda elemana ayırır. Her bir eleman, kendi geometrisi, malzeme parametreleri ve sınır koşulları üzerinden değerlendirilir; böylece tüm sistemin davranışı eleman bazlı çözümden türetilir (Welch-Phillips vd., 2020).

Bu yaklaşımda her eleman için yerel rijitlik matrisleri oluşturulur ve daha sonra tüm sistemin davranışını temsil eden küresel rijitlik matrisi elde edilir. Lineer elastisite kapsamında bu ilişki, klasik matris formunda şu şekilde ifade edilir:

$$[K]\{u\} = \{F\}$$

Bu denklemde,

- $[K]$ tüm sistemi temsil eden rijitlik matrisi,
- $\{u\}$ düğüm noktalarında meydana gelen deplasman vektörü,
- $\{F\}$ ise dış yükler ve sınır şartlarını gösteren kuvvet vektörüdür.

Denklemin çözülmesiyle önce deplasmanlar belirlenir; ardından Hooke kanununa bağlı gerilme-şekil değiştirme ilişkileri kullanılarak her elemanda oluşan iç gerilmeler hesaplanır. Böylece yapı, farklı yükleme koşulları altında nasıl tepki verdiği açısından ayrıntılı olarak incelenebilir. SEA'nın bu avantajı, özellikle biyomekanik ve diş hekimliği uygulamalarında karmaşık malzeme davranışlarının değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır (Zienkiewicz, 2005).

Sonlu Eleman Analizi, düzensiz geometrilere ve farklı fiziksel özelliklere sahip malzemelerden oluşan yapılar üzerinde gerilme dağılımını incelemeye imkan tanıyan çağdaş bir sayısal analiz yöntemidir. Bu tür hesaplamalı modeller, biyolojik dokuların birbiriyle olan etkileşimlerinin ve yüklenme karşısında ortaya

koydukları tepkilerin daha doğru anlaşılmasına önemli katkı sağlar (Tanne vd., 1987; Geng vd., 2001).

SEA'nın temelini, karmaşık fiziksel olayların matematiksel olarak çözümlenebilir daha küçük parçalara ayrılması oluşturur. Yöntem ilk olarak mühendislikte yapısal analiz amaçlı geliştirilmiş, daha sonra diferansiyel denklemlerle ifade edilebilen hemen her fiziksel probleme uygulanabilecek genel bir sayısal çözüm yaklaşımı olarak benimsenmiştir. SEA'da model, birbirine düğümler aracılığıyla bağlanan çok sayıda küçük elemandan oluşan bir ağ (mesh) yapısına bölünür. Her bir elemandaki gerilme, şekil değiştirme ve diğer mekanik büyüklükler ardışık bilgisayar hesaplamalarıyla belirlenir.

Bu yaklaşım, karmaşık anatomik bölgelerin gerçekçi biçimde modellenmesini mümkün kılar. Problem hacminin küçük parçalara ayrılması, yapının mekanik davranışının daha doğru temsil edilmesini sağlar. Elemanlar içindeki alan değişkenleri, uygun şekil fonksiyonları (shape functions) kullanılarak hesaplanır; böylece klinik varsayımların bilimsel olarak doğrulanması için güvenilir bir temel oluşturulur (Zienkiewicz vd., 2005).

Modelin doğruluğu, kullanılan eleman tipine, eleman boyutlarına ve ağın ne ölçüde inceltildiğine doğrudan bağlıdır. Bu nedenle uygun matematiksel yaklaşımın, doğru eleman türünün ve yeterli düzeyde ayrıntıya sahip bir mesh yoğunluğunun seçilmesi hem gerçeğe yakın sonuçlar elde etmek hem de hesaplama süresini ve maliyetini optimize etmek açısından kritik önemdedir (Panagiotopoulou, 2009).

2.2. Sonlu Eleman Analizinin Tarihçesi

Sonlu elemanlar yaklaşımı, ilk olarak 1960'lı yılların başında özellikle havacılık ve uzay teknolojilerinde karşılaşılan karmaşık yapısal sorunların çözümüne yönelik olarak ortaya çıkmıştır. Zaman içinde yöntem giderek geliştirilmiş ve yalnızca statik yapı analizlerinde değil, akışkanlar mekaniği, ısı transferi süreçlerinin modellenmesi ve elektromanyetik alan hesaplamaları gibi pek çok disiplinin temel hesaplama araçlarından biri hâline gelmiştir (Holmgren, vd, 1998; Geng vd., 2001).

Günümüzde otomotivden havacılığa, inşaat mühendisliğinden ileri malzeme tasarımına kadar pek çok endüstride yaygın şekilde başvuru alan bu yöntem, klasik deneysel testlerin hem maliyet hem de zaman açısından oldukça yük getirdiği durumlarda önemli bir avantaj sunmaktadır. Deneyle doğrulanması güç veya pahalı olan malzemelerin davranışları, sonlu elemanlar analizi sayesinde çok daha hızlı ve ekonomik biçimde incelenebilmektedir (Holmgren vd 1998; Geng vd., 2001).

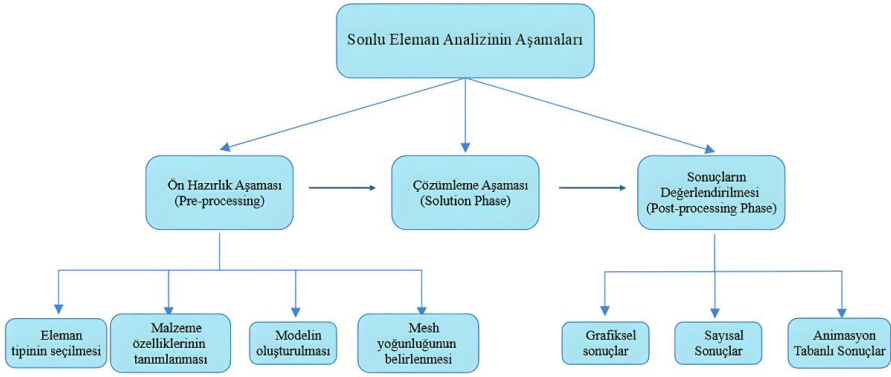
Implantoloji alanındaki ilk uygulamalardan biri 1976'da Weinstein tarafından gerçekleştirilmiş olup, araştırmacı SEA'yı kullanarak dental implantlar ve çevre kemik dokularının oklüzal yükler altındaki davranışını değerlendirmiştir (Weinstein vd., 1976). Bu tarihten sonra yöntemin gelişimi hız kazanmış; mikro bilgisayarların yaygınlaşmasıyla birlikte hem hesaplama gücü artmış hem de büyük ölçekli yapısal sistemlerin analizinde daha sofistike modellerin kullanılması mümkün hale gelmiştir (Liu, 2015).

2.3. Sonlu Eleman Analizinin Avantajları ve Sınırlamaları

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometrilere ve çok komponentli yapılara sahip sistemlerin değerlendirilmesinde etkili bir sayısal yöntemdir. Farklı bileşenlere ait mekanik özelliklerin ve bu bileşenler arasındaki bağlantı ilişkilerinin dijital ortama tanımlanabilmesi sayesinde, gerçek yapıyı yüksek doğrulukla temsil eden modeller oluşturulabilmektedir. Bu yaklaşım, analitik ya da deneysel yöntemlerle ortaya konması güç olan yük–yanıt ilişkilerinin ayrıntılı biçimde incelenmesine olanak tanır. Bileşenler arasındaki temas, sürtünme ve adaptasyonun gerçeğe yakın şekilde modellenenebilmesi yöntemin önemli avantajları arasındadır. Ayrıca tüm sistem yerine belirli bir bölgeye odaklanılarak analiz yapılabilmesi, kuvvet ve yer değiştirmelerin daha sade ve anlaşılır biçimde değerlendirilmesini mümkün kılar. Sınır koşullarının esnek şekilde tanımlanabilmesi, farklı malzemeler ve geometrilerin aynı model içerisinde birlikte incelenebilmesi ve statik ile dinamik yükleme senaryolarının uygulanabilmesi, sonlu elemanlar analizinin sunduğu başlıca üstünlüklerdir. Elde edilen verilerin renk skalalarıyla görselleştirilmesi, sonuçların yorumlanmasını kolaylaştırmaktadır. Bununla birlikte, sonlu eleman analizinin bazı sınırlamaları da bulunmaktadır. Yöntemin uygulanması, yüksek işlem kapasitesine sahip donanımlar ve lisanslı yazılımlar gerektirdiğinden maliyetli olabilmektedir. Klinik koşulların bilgisayar ortamında birebir temsil edilmesi her zaman mümkün olmayıp, analizlerin güvenilirliği büyük ölçüde modele tanımlanan materyal özelliklerinin doğruluğuna bağlıdır. Özellikle ağız ortamında karşılaşılan dinamik yüklerin modellenmesi, teknik açıdan karmaşık olup ileri düzey deneyim gerektirmektedir (Trivedi, 2014; Ramoğlu & Ozan, 2015; Bandela, & Kanaparthi, 2020).

3. Sonlu Eleman Analizinin Uygulanması

Sonlu eleman analizinin uygulanışı temelde üç ana aşamada incelenebilir (Mohammed & Desai, 2014) (Şekil 1):



Şekil 1. Sonlu Eleman Analizi Aşamalarının Şeması

- 1- Ön hazırlık (pre-processing),
- 2- Çözümleme (solution) ve
- 3- Sonuçların değerlendirilmesi (post-processing).

1. Ön Hazırlık Aşaması (Pre-processing)

Bu ilk aşama, modelin doğru şekilde tanımlanması için bir dizi işlemi kapsar:

a) Eleman tipinin seçilmesi

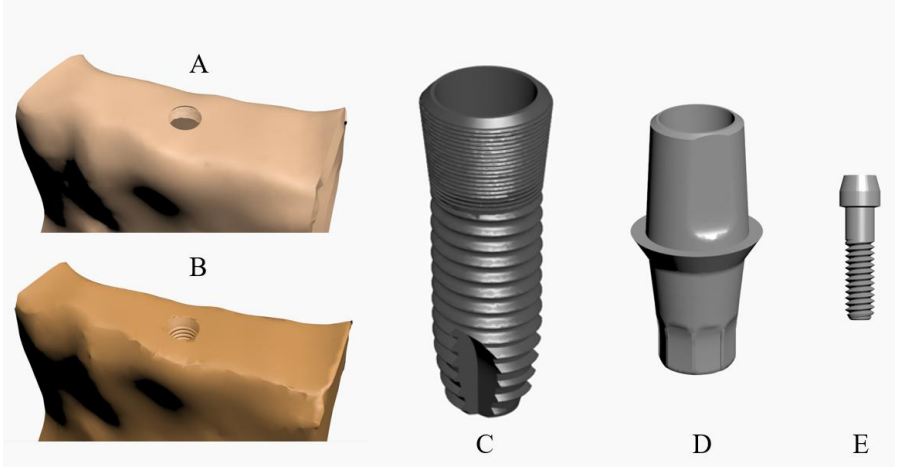
Kullanılacak eleman türü, modelin doğruluğunu doğrudan etkileyen temel belirleyicilerden biridir. Elemanın şekli ve matematiksel tanımlama biçimi, elde edilecek sonuçların hassasiyetini belirler.

b) Malzeme özelliklerinin tanımlanması

Modelde yer alan her yapı için uygun fiziksel özellikler atanır. Bu aşamada en azından Young modülü ve Poisson oranı gibi elastik özelliklerin tanımlanması gerekir. Bu değerler, bir yük uygulandığında malzemenin nasıl davranacağını belirleyen temel parametrelerdir. (Tanne vd., 1987).

c) Modelin oluşturulması

Sonlu eleman analizi çalışmalarının kalitesini ve doğruluğunu artırmak için model oluşturma prosedürü dikkatle yapılmalıdır (Şekil 2). Oluşturulacak olan model olabildiğince gerçeğe yakın olmalı ve modellenmek istenen yapının karakteristik özelliklerini olabildiğince gerçeğe yakın bir şekilde yansıtmalıdır. Bu sebeple, özellikle kemiğin üç boyutlu modelini elde etmek amacıyla genellikle üç boyutlu (3D) bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleme teknikleri, 3D lazer tarama teknikleri ve anatomi kitapları kullanılmaktadır. Canlı dokular için 3D görüntüleme yöntemleri ve anatomi kitapları tercih edilirken, İnert materyallerin modellenmesinde 3D lazer tarayıcılar daha uygun kabul edilir.



Şekil 2. Örnek SEA Modellemesi.

- A- Kortikal Kemik Modeli
- B- Spongioz Kemik Modeli
- C- İmplant Modeli
- D- Abutment Modeli
- E- Vida Modeli

d) Mesh yoğunluğunun belirlenmesi

Model, küçük birimlere ayrılarak (elemanlandırma) mesh oluşturulur. Eleman sayısının artması modelin doğruluğunu yükseltir; ancak hesaplama süresini de uzatır. Bu nedenle pratik uygulamalarda, yüksek stres birikiminin beklendiği bölgeler daha yoğun mesh ile modellenirken, kritik olmayan alanlarda daha seyrek bir mesh yapısı kullanılabilir. Böylece doğruluk ile işlem süresi arasında optimal bir denge sağlanmış olur.

2. Çözümleme Aşaması (Solution Phase)

Bu aşamada modele uygulanan yükler ve sınır koşulları tanımlanarak matematiksel çözüm süreci başlatılır. Sınır koşulları, modelin belirli noktalarında hareket özgürlüğünün kısıtlanması anlamına gelir. Bir eleman bilgisayarda oluşturulduğunda, dış kuvvet uygulandığında serbest bir katı cisim gibi hem dönme hem de doğrusal hareket gösterir; bu durumda deformasyon hesaplanamaz. Gerçekçi bir deformasyon analizi yapılabilmesi için, bazı düğüm noktalarının belirli eksenlerdeki (x, y, z) hareketleri sınırlandırılır. Bu kısıtlamalar sayesinde modelin çevre dokulara biyomekanik olarak tutunduğu varsayılır ve böylece yük altındaki davranış doğru şekilde simüle edilir (Mohammed & Desai, 2014).

3. Sonuçların Değerlendirilmesi (Post-processing Phase)

Bu son aşama, çözümleme fazında elde edilen verilerin bilimsel olarak anlamlandırıldığı bölümdür. Elde edilen sonuçlar genellikle üç farklı formatta sunulur:

a) Grafikselsel sonuçlar

Sonuçlar çoğunlukla renk kodlu gerilme haritaları şeklinde ifade edilir. Bu haritalar klinisyen için oldukça bilgilendiricidir ve model içindeki stres dağılımını görsel olarak ortaya koyar. Renklendirme genellikle kırmızıdan maviye doğru bir skalayı takip eder: Kırmızı, maksimum çekme gerilmesinin bulunduğu bölgeleri, Mavi ise maksimum basınç (kompresyon) alanlarını işaret eder. Bu görseller, gerilme yoğunluğu ve yük aktarım yollarının yorumlanmasını kolaylaştırır.

b) Sayısal Sonuçlar

Modelde belirlenen noktalardaki asal gerilme, şekil değiştirme ve diğer mekanik parametreler doğrudan rakamsal değerler hâlinde sunulur. Bu format daha çok araştırmalarda karşılaştırma, tablo oluşturma ve istatistiksel analiz için tercih edilir.

c) Animasyon Tabanlı Sonuçlar

Bazı yazılımlar sonuçları zaman içinde değişen animasyonlar şeklinde gösterir. Bu tür sunumlar, yük uygulandığında yapıda meydana gelen deformasyonların ve gerilme akışlarının dinamik olarak izlenmesini sağlar, böylece karmaşık biyomekanik süreçlerin kavranmasını kolaylaştırır (Mohammed & Desai, 2014).

4. İmplant Üstü Restorasyonlarda Sonlu Eleman Analizi Uygulamaları

Dental implantoloji, Prof. Brånemark'ın osseointegrasyon kavramını tanımladığı öncü çalışmaların ardından diş hekimliği pratiğinde köklü bir dönüşüm yaşamıştır (Qin vd., 2024). Kısmi diş eksikliği bulunan bireylerde implant destekli restorasyonlar, hem estetik gereksinimleri karşılamaları hem de fonksiyonel açıdan doğal dişe yakın sonuçlar sunmaları nedeniyle günümüzde tedavi planlamasında sıklıkla tercih edilen bir seçenek olmuştur (Naert vd., 2002). Osseointegrasyonun biyolojik temellerinin anlaşılmasıyla birlikte dental implantlar, tam ya da kısmi dişsizlik durumlarında kullanılan sabit ve hareketli protetik rehabilitasyonların başarısını belirleyen temel yapılar arasındaki yerini almıştır (Misch, 1999).

İmplant tedavisinin uzun dönem başarısı yalnızca implant yüzeyinin çevre kemikle biyolojik bütünlüğünün sağlanmasına değil, aynı zamanda fonksiyon

esnasında iletilen kuvvetler karşısında mekanik dayanıklılığın korunmasına da bağlıdır. Peri-implant kemik dokusunun sağlıklı bir şekilde sürdürülebilmesi için bu bölgeye aktarılan yüklerin fizyolojik sınırlar içinde ve dengeli şekilde dağılması büyük önem taşımaktadır. Aşırı stres birikiminin kortikal veya trabeküler kemikte zamanla rezorpsiyona yol açabildiği bilindiğinden, implant çevresindeki yük aktarımının hangi koşullarda nasıl değiştiğinin anlaşılması klinik başarı açısından kritik bir konudur. Bu stres dağılımı; implantın makro ve mikro geometrisi, boyutları, kullanılan materyallerin elastik özellikleri, bağlantı tipi ve protetik üst yapının tasarım unsurları gibi çok sayıda faktörün ortak etkisiyle şekillenmektedir (Geng vd., 2001; Chun vd., 2002).

SEA, implant destekli protetik sistemlerde yük aktarımının ve buna bağlı biyomekanik davranışın ayrıntılı olarak incelenmesine olanak tanımaktadır. Bu kapsamda, kemik–implant arayüzü ile implant–protez bağlantı bölgeleri, gerilme yoğunlaşmalarının en sık gözlemlendiği ve klinik başarıyı doğrudan etkileyen temel alanlar olarak öne çıkmaktadır. Ancak implant destekli restorasyonların biyomekanik performansı yalnızca tek bir implant–protez tasarımının değerlendirilmesiyle sınırlı değildir. Klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilen çoklu implant destekli protezlerde, implant sayısı, konumlandırma düzeni ve implantlar arası yük paylaşımı gibi faktörler sistemin genel mekanik davranışını belirgin şekilde etkilemektedir. Bu nedenle, çoklu implant destekli protezlerin sonlu eleman analizi ile değerlendirilmesi, implant–kemik ve implant–protez ilişkilerinin daha bütüncül bir yaklaşımla ele alınmasını gerekli kılmaktadır (Duyck vd., 2001).

Son otuz yıl içerisinde sonlu elemanlar analizi, dental implantlar ve çevre kemik dokuda oluşan gerilmelerin öngörülmesinde giderek daha yaygın ve etkin bir araç haline gelmiştir. Çiğneme sırasında ortaya çıkan dikey ve yatay yükler, implant sisteminde aksiyel kuvvetler ve eğilme momentleri oluşturmakta; bu durum hem implant gövdesinde hem de çevre kemik dokuda gerilme gradyanlarının meydana gelmesine neden olmaktadır. Bir dental implantın klinik başarısı ya da başarısızlığı, büyük ölçüde bu gerilmelerin çevre kemiğe nasıl aktarıldığı ile ilişkilidir. İmplanttan kemiğe yük aktarımı; uygulanan yükün tipi, kemik–implant arayüzünün özellikleri, implantın uzunluğu ve çapı, implant yüzeyinin geometrisi ve yüzey karakteristikleri, kullanılan protetik restorasyonun türü ile çevre kemiğin miktarı ve kalitesi gibi çok sayıda faktöre bağlıdır. Sonlu eleman analizi sayesinde, implantın kortikal kemik ile temas bölgelerinde ve trabeküler kemik içerisinde, özellikle implant apeksi çevresinde oluşan gerilme dağılımları ayrıntılı biçimde tahmin edilebilmektedir (Geng, vd., 2008).

Sonlu eleman analizi çalışmaları, implant destekli protetik sistemlerin biyomekanik davranışını; kemik–implant arayüzü, implant–protez bağlantısı ve

çoklu implantların birlikte oluşturduğu yapısal etkileşimler açısından değerlendirmektedir. Bu kapsamda, yük aktarımının kritik olarak gerçekleştiği bu bölgelerin ayrı başlıklar altında ele alınması, sistemin mekanik performansının daha net anlaşılmasını sağlamaktadır.

4.1. Kemik-İmplant Arayüzü

İmplant-kemik arayüzünde yük aktarımının incelenmesi, implantın uzun dönem başarısını belirleyen kritik bir değerlendirme basamağıdır. Hem implantın hem de kemik dokusunun fizyolojik dengeyi sürdürebilmesi için belirli bir stres aralığında çalışması gerektiği uzun süredir bilinmektedir. Aşırı yüklenme, kemikte rezorpsiyona veya implant materyalinde yorulma kaynaklı hasara yol açabilir; buna karşın yetersiz yüklenme ise kemikte kullanılmama atrofisine bağlı kayıplarla sonuçlanabilir (Pilliar vd., 1991; Vaillancourt vd., 1996).

Skalak, titanyum implant yüzeyi ile kemiğin yakın temas hâlinde olmasının, yük altında bu arayüzün bir bütün gibi hareket etmesini sağladığını ve implanttan kemiğe stres aktarımının tüm bölgelerde sağlıklı şekilde gerçekleşebilmesi için bunun zorunlu olduğunu vurgulamıştır (Skalak, 1983).

Statik ve dinamik yükleme koşullarında yapılan çeşitli SEA çalışmalarında, maksimum stresin kortikal kemikte yoğunlaştığı durumlarda bu birikimin implantla temas eden bölgede ortaya çıktığı, trabeküler kemikte maksimum stres oluştuğunda ise bunun daha çok implantın apikal kısmı çevresinde görüldüğü rapor edilmiştir. Kortikal kemikte stres daha sınırlı bir alanda sönerken, trabeküler kemikte daha geniş bir dağılım alanı bulunduğu gösterilmiştir (Kaleli vd., 2018; Gökay vd., 2024).

Sonlu eleman analizi, implant ile çevresindeki dokular arasındaki etkileşimleri üç boyutlu olarak modelleyebilme kapasitesi sayesinde, biyomekanik davranışın detaylı şekilde değerlendirilmesine önemli katkı sağlar. Bu yöntem, yükleme tipleri, implant özellikleri ve çevre dokuların yapısal özellikleri gibi klinik açıdan kritik değişkenlerin fonksiyonel adaptasyon sürecine etkisinin incelenmesine imkân tanır.

Kemik–implant arayüzündeki yük aktarımı;

1. Uygulanan yükün tipi,
2. İmplant ve protetik üst yapıda kullanılan materyallerin mekanik özellikleri,
3. İmplantın şekli, uzunluğu, çapı ve genel geometrik tasarımı,
4. Yüzey özellikleri,
5. Arayüzün biyolojik ve mekanik niteliği,

6. Çevre kemiğin yoğunluğu ve hacmi

gibi birçok faktör tarafından belirlenir.

Dental implantlara yönelik sonlu eleman analizlerinde, yalnızca aksiyel yükler ile yatay kuvvetlerin (moment oluşturan yüklerin) ayrı ayrı değerlendirilmesi yeterli olmamakta; bu iki bileşenin birlikte etkili olduğu oblik oklüzal kuvvetlerin de modele dâhil edilmesi gerekmektedir. Zira oblik yükleme, oklüzal kuvvetlerin klinikte izlenen gerçek yönelimlerini daha doğru yansıtmakta ve aynı büyüklükteki diğer yükleme türlerine kıyasla kortikal kemikte en yüksek lokalize gerilmenin ortaya çıkmasına neden olmaktadır (Holmgren vd., 1998).

Yapılan bir çalışmada, Farklı yiv tasarımlarına sahip implantların kullanıldığı üç boyutlu SEA modellerinde statik ve dinamik yüklemeyi karşılaştırmış ve dinamik yüklemenin, statik modele oranla kemik–implant arayüzünde daha yüksek maksimum gerilmeye neden olduğunu bildirilmiş ayrıca yiv tasarımının da stres dağılımı üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir (Alemayehu & Jeng, 2021).

Kemik dokusunun mekanik yüklere verdiği yanıtın, yalnızca kuvvetin büyüklüğüne değil, aynı zamanda yüklemenin türüne de bağlı olduğu çeşitli biyomekanik araştırmalarla ortaya konmuştur. Literatürde hem statik hem de dinamik yükleme koşullarında kemik kaybının farklı şekillerde gelişebileceğini gösteren çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu bağlamda Duyck ve arkadaşları, tavşan tibialarına yerleştirilen implantların farklı yükleme protokolleri altında gösterdiği biyolojik tepkiyi incelemiştir. Araştırmada implantlar, tekrarlayan dinamik kuvvetlere ve sürekli statik yüklere ayrı gruplar hâlinde maruz bırakılmıştır. Yapılan histolojik değerlendirmeler, dinamik yükleme uygulanan örneklerde belirgin düzeyde daha fazla kemik rezorpsiyonu meydana geldiğini ortaya koyarken, statik kuvvet altında bırakılan implant çevresinde gözlenen kemik kaybının kontrol grubuyla benzer seviyelerde olduğunu göstermiştir (Duyck vd., 2001). Bu bulgular, kemik dokusunun mekanik uyarının niteliğine duyarlı olduğunu ve yükleme biçiminin dokunun yeniden şekillenme sürecini doğrudan etkilediğini desteklemektedir.

İmplant üstü protez sistemlerinde kullanılan materyalin elastisite modülü ve protezin rijitliği, kemik–implant arayüzünde oluşan gerilme dağılımlarını anlamlı şekilde etkiler. Üst yapıların düşük elastisite modüllü alaşımlardan yapılması, aynı geometrik yapı altında daha yüksek kemik–implant arayüz gerilmelerine neden olmaktadır. Bu durum, özellikle yatay bileşenli yüklerin etkili olduğu aksiyel olmayan yükleme koşullarında daha belirgindir. Ayrıca, implant materyalinin elastisite modülü çok düşük olduğunda (kemik ve implant arasında büyük modül farkı olduğunda) gerilme yoğunlaşmaları artmakta ve bu da kemik rezorpsiyonu riskini yükseltmektedir. Güncel analizler, özellikle Ti alaşımlarının

ve rijit tasarımların, uygun geometrik yapılandırma ile gerilme birikimini azaltılabileceğini göstermektedir (Robau-Porrúa vd., 2020).

Özetle, protez ve implant materyal seçiminde yük aktarımına uygun elastisite modülü, yatay kuvvetlerin minimize edilmesi ve geometrik optimizasyon kritik parametrelerdir.

İmplant destekli protezlerde kullanılan üst yapı materyalinin ve implant gövdesinin elastisite modülü, çiğneme kuvvetlerinin kemik–implant arayüzüne nasıl aktarıldığını belirleyen temel faktörlerdendir. Elastisite modülü düşük olan materyaller, aynı tasarım ve yükleme koşullarında daha rijit materyallere kıyasla kemik dokuda daha yüksek gerilme oluşumuna neden olabilmektedir. Bu nedenle, kuvvetlerin daha dengeli ve kontrollü biçimde iletebilmesi açısından yüksek rijitlikte üst yapı materyallerinin tercih edilmesi önerilmektedir. Geçmişte, üst yapıda elastik özellik gösteren materyallerin ani temas durumlarında yükleri sönümleyerek kemik dokuyu koruyabileceği düşünülmüş olsa da, güncel sonlu eleman analizleri ve deneysel çalışmalar farklı materyaller arasında klinik açıdan anlamlı bir kuvvet emilimi farkı bulunmadığını göstermektedir. (Büyük vd., 2022).

İmplant materyalinin elastisite modülü, implant çevresindeki kemik dokuda oluşan stres dağılımını doğrudan etkileyen önemli bir parametredir. Elastisite modülü düşük olan implantlarda, özellikle implant boyun bölgesinde daha yoğun stres birikimleri meydana gelebildiği ve bu durumun marjinal kemik kaybına zemin hazırlayabildiği bildirilmektedir (Sevimay vd, 2005). Bu nedenle, yüksek elastisite modülüne sahip titanyum esaslı implant materyallerinin, özellikle konik implant tasarımlarıyla birlikte kullanıldığında, çiğneme kuvvetlerini kemiğe daha dengeli ve kontrollü biçimde ilettiği ifade edilmektedir (Duyck vd., 2001).

İmplant çapı, peri-implant stres davranışında önemli bir parametredir. Çapın artması, kortikal kemikteki gerilme düzeylerini çoğu durumda azaltmaktadır; ancak en geniş çapın her zaman ideal olmadığı, anatomik sınırlara bağlı olarak optimal bir çap–uzunluk dengesi bulunduğu ifade edilmektedir. Geleneksel olarak kısa implantlara temkinli yaklaşılmış olsa da, güncel klinik veriler uygun kemik koşullarında kısa implantların başarıyla kullanılabildiğini göstermektedir (Büyük vd., 2022).

İmplant geometrisi, çiğneme kuvvetlerinin kemik dokusuna nasıl iletildiğini ve implant çevresinde oluşan gerilme dağılımını önemli ölçüde etkilemektedir. Literatürde, konik implant tasarımlarının silindirik implantlara kıyasla yükleri kemiğe daha dengeli şekilde aktarabildiği ve özellikle implant boyun bölgesinde oluşan stres yoğunluğunu azaltılabildiği bildirilmektedir. Buna karşılık, implant üzerinde ani çap değişimleri veya keskin geçişler bulunduğu, bu bölgelerde

gerilme birikimi artabilmektedir. Daha düzgün ve süreklilik gösteren silindirik veya vidalı implant geometrilerinin ise, yüklerin kemik dokusuna daha homojen şekilde iletilmesine katkı sağladığı ifade edilmektedir. Ayrıca, kemikle stabil ve sürekli temas sağlayan implant yüzeylerinin, yalnızca temasla sınırlı arayüzlere göre daha dengeli bir gerilme dağılımı oluşturduğu bildirilmektedir.(Oliveira vd., 2020; Dere & Akkocaoglu, 2022).

Genel olarak değerlendirildiğinde, implant başarısını etkileyen faktörler çok boyutludur. Protez materyali, implant şekli, çapı, uzunluğu, implantın elastisite modülü ve çevre kemik kalitesi birlikte ele alınmalıdır. Güncel sonlu eleman analizleri, hem implant hem de üst yapının yüksek rijitlikte materyallerle ve daha düzgün yüzey profilleriyle tasarlanmasının, kemik–implant arayüzünde stres birikimini azaltarak uzun dönem başarıyı desteklediğini göstermektedir.

4.2. İmplant-Protez Bağlantısı

İmplant üstü sistemlerde karşılaşılan mekanik sorunlar arasında yer alan vida gevşemesi ve vida kırılması, uzun yıllardır sonlu eleman yöntemleri kullanılarak ayrıntılı biçimde araştırılmaktadır (Geng vd., 2001; Lang vd, 2003; Kayabaşı vd, 2006; Misch, 2015). Bu komplikasyonların sık görülmesinin temel nedeni, vidanın protezi yerinde tutmak için tork uygulanarak sıkılması sırasında oluşan karmaşık gerilme durumudur. Sıkma işleminde vidanın gövdesi boyunca bir ön yükleme oluşur ve bu yükleme, implant ile abutment arasındaki bağlantının mekanik bütünlüğünü sağlayan temel etkidir. Vidada oluşan uzama miktarı arttıkça bağlantı daha kararlı hâle gelir; bu nedenle vida geometrisi ve gövde tasarımı, sistem stabilitesini belirleyen başlıca parametreler arasındadır (Geng vd., 2001).

Vida gevşemesi yalnızca uygulanan torka bağlı değildir; vida yivlerinin özellikleri, implantın antirotasyonel yapısı ve bağlantı yüzeylerinin yüksekliği de vidanın maruz kaldığı stresin büyüklüğünü değiştirebilir. Örneğin antirotasyonel heks yüksekliğinin artması, vida üzerindeki stresleri azalttığı için bağlantının dayanımına olumlu katkı sağlar (Lemos vd., 2022).

Ön yükleme (preload), implant–abutment–vida sisteminde vida sıkılırken uygulanan tork sonucu vida içinde oluşan gerilme kuvvetidir. Uygulanan torkun yeterli ve uygun bir ön yükleme oluşturabilmesi, vida ile implant arasındaki temas yüzeylerinde meydana gelen sürtünme davranışına doğrudan bağlıdır. Lang ve arkadaşları, iki farklı implant sistemini karşılaştırdıkları sonlu eleman analizinde bu ilişkiyi ayrıntılı şekilde incelemiştir. Çalışmalarında, yivler arasındaki sürtünme katsayısı yüksek değerlere ayarlandığında, klinikte sık kullanılan tork miktarlarının istenen ön yüklemeyi sağlamadığı; buna karşın sürtünmenin düşürüldüğü modellerde, aynı tork değerleriyle optimal kuvvet

seviyesine ulaşılabilirdiği gösterilmiştir (Lang vd., 2003). Bulgular, vida–implant arayüzünün geometrik doğruluğunun ve yiv tasarımının hesaplamalarda mutlaka doğru şekilde modellenmesi gerektiğini ortaya koymuştur.

Vida stabilitesini etkileyen diğer önemli bileşenler arasında oklüzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü, protezin elastik modülü ve abutmentin rijiditesi yer alır. Nonlinear sonlu eleman analizi kullanan Silva ve çalışma arkadaşları, vida ve siman tutuculu implant üstü protezlerde gerilme davranışlarını karşılaştırmış ve vida retansiyonlu sistemlerde ön yükleme kaybının daha kolay meydana geldiğini göstermiştir (Silva vd., 2014). Bu modellerde abutment ve vida üzerinde daha fazla yer değiştirme izlendiği için mekanik başarısızlık riskinin arttığı vurgulanmıştır. Bu nedenle vida tutuculu protezlerde, uygulanan torkun doğruluğu, oklüzal ayarlamalar ve komponentler arası pasif uyum büyük önem taşır.

4.3. Çoklu İmplant Destekli Protezler

Protetik açıdan değerlendirildiğinde, birden fazla implantın kullanıldığı rehabilitasyonlar biyomekanik olarak üç temel grupta incelenebilir: (1) implant destekli sabit protezler , (2) implant destekli overdenture protezler ve (3) doğal diş–implant kombinasyonu ile desteklenen hibrit protezler. Bu tür çoklu implant uygulamalarında yapılan sonlu eleman analizleri, tek bir implantın incelendiği modellere kıyasla daha karmaşık bir yapı sergiler. Literatürde, üç boyutlu SEA modellerinin bu koşullar için zorunlu olduğu, iki boyutlu analizlerin ise gerçeği yansıtmakta yetersiz kaldığı sıklıkla vurgulanmaktadır (Mohammed & Desai, 2014).

Birden fazla implantın protez altyapısı ile birbirine rijit biçimde splintlenmesi, sistemdeki stres aktarımını tek implantlı restorasyonlara göre daha karmaşık hâle getirir. Protezin herhangi bir noktasına uygulanan yük, farklı büyüklüklerde olmak üzere tüm destek implantlara iletilir ve her birinde stres yoğunlaşmasına yol açar. Üstelik bu protezlerde yük aktarımı çoğu zaman tek bir kuvvetten oluşmaz; farklı yönlerden ve farklı büyüklüklerde birden fazla kuvvet eşzamanlı olarak etkili olabilir (Meijer vd. 1993).

Buna ek olarak, özellikle mandibulanın fonksiyonel yükleme sırasında gösterdiği elastik deformasyon, implant çevresi kemikte ek stres oluşmasına neden olabilir ve bu durum uzun vadede kemik rezorpsiyonuna katkıda bulunabilir. İmplant çevresindeki stres yalnızca implant–kemik arayüzünde meydana gelen lokal deformasyonlardan değil, aynı zamanda mandibulanın bütüncül ve karmaşık bükülme–esneme davranışından da kaynaklanabilir. Bu nedenle çoklu implant destekli protezlerin biyomekaniği, sistemin hem lokal hem

de genel stres paternlerinin birlikte değerlendirilmesini gerektirir (Duyck vd., 2001; Law vd. 2012).

İmplant destekli sabit protezlerin biyomekanik başarısını belirleyen temel etkenlerden biri, yüklerin implant ve çevre kemik dokusuna nasıl aktarıldığıdır. Bu yük aktarımını ve stres dağılımını etkileyen birçok parametre bulunmaktadır. İmplantların yerleştirilme açısı, implant sayısı ve çenede konumlandırılma düzeni, protezin bağlanma şekli, oklüzal tasarımın karakteri ve altyapı materyalinin mekanik özellikleri bu parametreler arasında yer alır. Dolayısıyla, sabit protezlerin uzun dönemli başarısında hem implant yerleşim stratejisi hem de protez tasarımına ilişkin mühendislik kararları önemli rol oynamaktadır.

Bu bağlamda Canay ve arkadaşlarının çalışması, implant açısının stres dağılımı üzerindeki etkisini ortaya koyan önemli bulgulardan biridir (Canay vd., 1996) . Araştırmacılar, dik yerleştirilmiş implantlarla belirli bir açıyla yerleştirilmiş implantları karşılaştırmış ve implant açısının sabit protezlerde stres yoğunlaşmasını anlamlı ölçüde etkilediğini rapor etmiştir. Yatay yönde uygulanan kuvvetlerde, dik ve açılı implantların çevresinde oluşan stres değerleri ve dağılım konturları arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Buna karşın, dikey yönde yükleme yapıldığında açılı implantların servikal bölgesinde oluşan basınç streslerinin, dik implantlara göre yaklaşık beş kat daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bu sonuçlar, implantın yerleştirilme açısının özellikle dikey yükleme altında servikal bölgedeki stres birikimini belirgin şekilde artırabileceğini göstermekte ve klinik planlamada implant açısının biyomekanik açıdan dikkatle değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamaktadır.

İmplant destekli overdenture protezler, özellikle tam dişsiz hastalarda hem fonksiyonel iyileşme sağlaması hem de maliyet açısından daha erişilebilir olması nedeniyle sık tercih edilen bir tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir (Feine vd., 2002). Bazı klinisyenler, bu sistemlerde kullanılan ataşmanların sahip olduğu “stres kırıcı” tasarım özellikleri sayesinde, yük aktarımının implant destekli sabit protezlere kıyasla biyomekanik açıdan daha avantajlı olabileceğini ileri sürmektedir (Tokuhisa vd., 2003). Overdenture uygulamalarında kullanılan ataşman tipleri arasında bar-klips sistemleri, topuz tutucular, O-ring bağlantılar ve manyetik ataşmanlar yer almaktadır. Bar-klips tutuculu overdenture sistemlerde biyomekanik performans; implant sayısı, barın uzunluğu, barın dikey yüksekliği ve bar materyalinin elastik özellikleri gibi tasarım parametrelerinden etkilenmektedir (Meijer vd., 1993; Yoda vd., 2015).

Bu konuya ilişkin önemli çalışmalardan biri Meijer ve arkadaşları tarafından yapılmıştır (Meijer vd., 1993). Araştırmacılar, insan mandibulasının üç boyutlu bir modelini oluşturarak interforaminal bölgeye yerleştirilen iki implantın,

birbirine bar ile bağlandığı ve bağlanmadığı durumları karşılaştırmışlardır. Analiz sonuçları, oblik yönde uygulanan oklüzal kuvvetlerin en yüksek asal stres değerlerine yol açtığını; buna karşılık dikey yöndeki yüklerin daha düşük stres ürettiğini göstermiştir. Çalışmada en yoğun stres birikiminin her koşulda implantların boyun bölgesinde olduğu belirlenmiştir. Ayrıca bar bağlantısı yapılmayan modelde maksimum ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 7.4 MPa ve -16.2 MPa iken, bar bağlantılı modelde bu değerlerin 6.5 MPa ve -16.5 MPa olduğu rapor edilmiştir. Bu bulgular, bar kullanımının genel stres dağılımında belirgin bir değişiklik yaratmadığını göstermektedir.

Aynı araştırma grubu, barın implantlar arasındaki doğruyu anterior yönde açacak şekilde konumlandırıldığında implant çevresi kemikte hem basınç hem de gerilme streslerinin aşırı seviyelere ulaştığını da bildirmiştir (Meijer vd. 1994). Bu nedenle araştırmacılar, bu tarz anterior konumlandırmalarda implantların bar ile rijit biçimde birleştirilmemesini; eğer bar-klips ataşmanı tercih edilecekse, ön bölgeye ek implant yerleştirilmesini önermektedir. Bu sonuçlar, overdenture sistemlerinde ataşman tasarımının ve konumlandırılmasının biyomekanik kararlılık üzerindeki kritik etkisini açıkça ortaya koymaktadır.

İmplant- Diş destekli protezler günümüzde sıklıkla tartışılan bir konu haline gelmiştir. Sadek ve ark. yaptıkları çalışmada, implant-diş destekli hibrit protezlerin biyomekanik performansını, tam implant destekli bir protez tasarımıyla karşılaştırmak amacıyla sonlu eleman analizi yöntemiyle stres dağılımları incelenmiştir. CBCT verilerinden oluşturulan üç model değerlendirilmiş: distale yerleştirilmiş implant destekli hibrit sistem (M1), mesiale yerleştirilmiş implant destekli hibrit sistem (M2) ve yalnızca implantlarla desteklenen model (M3). Protetik yapı için zirkonya ve PEKK materyalleri kullanılmış; tüm modeller 100 N dikey kuvvet altında von Mises stres ve toplam deformasyon açısından analiz edilmiştir.

Tam implant destekli model (M3), en düşük stres değerlerini ve en dengeli yük aktarımını göstermiştir. Hibrit modellerde stres özellikle pontik-diş bağlantı bölgelerinde yoğunlaşırken, distalde implant bulunan M1 konfigürasyonu hem kortikal kemikte hem de prepare edilmiş dişte daha yüksek stresler üretmiştir. Zirkonya protezler kemikte daha yüksek stres oluştururken, PEKK materyalinde protez yapısındaki deformasyon belirgin şekilde artmıştır (Sadek vd., 2025).

Sonuç olarak, hibrit implant-diş destekli protezler belirli klinik koşullarda güvenilir bir alternatif olabilir; ancak özellikle distal implant içeren tasarımlarda biyomekanik uyumsuzluk riskinin arttığı ve dikkatli vaka seçiminin gerektiği vurgulanmaktadır.

İmplant destekli tam ark restorasyonlarda uzun dönem mekanik başarının sağlanmasında, kullanılan altyapı materyalinin yük aktarım dinamikleri üzerindeki etkisi kritik bir belirleyicidir. Bu kapsamda, maksiller tam ark sabit protezlerde farklı altyapı materyallerinin biyomekanik davranışını değerlendirmek amacıyla yapılan üç boyutlu sonlu elemanlar analizine dayalı araştırmada (Dayan & Geckili, 2021), “All-on-4” protokolü esas alınarak PEKK, PEEK, titanyum ve monolitik zirkonyadan oluşan dört ayrı altyapı modeli oluşturulmuş ve arka molar bölgeye uygulanan aksiyel ve özellikle oblik kuvvetler altında sistemin stres dağılımı incelenmiştir. Bulgular, daha düşük elastisite modülüne sahip polimer esaslı PEKK ve PEEK altyapıların yük altında daha fazla elastik deformasyon göstererek arka implant çevresindeki kortikal kemikte yüksek gerilme birikimine neden olduğunu ortaya koymuştur. Buna karşılık, titanyum ve zirkonya altyapıların rijit yapıları sayesinde yükü daha geniş bir alana yaydığı, implant bileşenleri ile peri-implant kemikte ortaya çıkan stres seviyelerini anlamlı şekilde azalttığı belirlenmiştir. Özellikle oblik yükleme sırasında rijit altyapıların implant–protez kompleksinin bütünlüğünü koruduğu ve sistemin genel mekanik dengesine olumlu katkıda bulunduğu gösterilmiştir.

Bu bulgular, tam ark implant destekli restorasyonlarda altyapı materyalinin, hem mekanik stabilite hem de peri-implant kemik sağlığı açısından stratejik bir öneme sahip olduğunu vurgulamaktadır.

İki implantla desteklenen mandibular overdenture rehabilitasyonlarında protez kaidesinin mekanik özellikleri, sistemin genel biyomekanik davranışını doğrudan etkileyen temel bir unsurdur. Özellikle dişsiz mandibulanın sınırlı destek alanı ve mukozanın yük taşıma kapasitesinin düşük olması, protez kaidesinin tasarımını ve güçlendirilmesini daha da önemli hâle getirmektedir. Bu çerçevede yapılan üç boyutlu sonlu eleman analizine dayalı çalışma (Chen vd., 2025), overdenture kaidelerinde kullanılan farklı güçlendirme seçeneklerinin implantlar, çevre kemik dokuları ve protez bileşenleri üzerindeki stres dağılımına etkisini ayrıntılı biçimde incelemiştir. Güçlendirme uygulanmamış konvansiyonel akrilik kaidelerle karşılaştırıldığında, metal plakla desteklenen protez kaidelerinde hem implant çevresindeki kortikal kemikte hem de kaide içerisinde oluşan gerilme birikimlerinin belirgin biçimde azaldığı görülmüştür. Metal plakların yük altında deformasyonu sınırlaması, çiğneme kuvvetlerinin kaideye daha homojen aktarılmasına olanak tanımış ve özellikle posterior yükleme durumlarında stres konsantrasyonlarını düşürmüştür. Ayrıca metal ve fiber güçlendirmesinin birlikte kullanıldığı tasarımlarda, eğik kuvvetler altında bile protez kaidesinin rijitliğini koruduğu, implant boyun bölgesindeki gerilme piklerini azalttığı ve protez kırığına yatkın olabilecek bölgelerde mekanik stabiliteyi artırdığı tespit edilmiştir. Yükleme yönüne bağlı olarak metal-fiber

kombinasyonunun en dengeli mekanik yanıtı verdiği, protez kaidesinde oluşabilecek deformasyonları önemli ölçüde sınırladığı ve böylece hem implant bağlantı elemanlarının hem de akrilik kaidesinin uzun dönem bütünlüğünü koruduğu anlaşılmaktadır.

Bu bulgular, mandibular overdenture planlamasında yalnızca implant yerleşimi ve protez tasarımının değil, kaidenin güçlendirilme stratejisinin de tedavi başarısını doğrudan etkileyen belirleyici bir faktör olduğunu göstermekte; protez kaidesinin yapısal olarak desteklenmesinin mekanik komplikasyon riskini azaltmada önemli bir rol oynadığını vurgulamaktadır.

5. Sonuç

Bu bölümde ele alınan kuramsal bilgiler ve güncel sonlu eleman analizi çalışmalarının sonuçları birlikte değerlendirildiğinde, implant üstü protezlerin biyomekaniğinin çok sayıda değişkenin ortak etkisiyle şekillendiği açıkça görülmektedir. İmplant geometrisi, çap ve uzunluk seçimi, kullanılan materyallerin elastisite modülü, kemik kalitesi, implant–protez bağlantı tipi, altyapı ve protez tasarımı ile overdenture kaidesinin güçlendirilme biçimi, kemik–implant arayüzünde oluşan gerilme paternlerini belirleyen başlıca parametrelerdir. Sonlu eleman analizi, bu parametrelerin her birinin sistem üzerindeki etkisini ayrı ayrı ve kombinasyon hâlinde incelemeyi mümkün kılarak, klinisyen için doğrudan gözlenemeyen yük aktarım yollarını görünür hâle getirmekte ve tedavi planlamasına rasyonel bir temel sağlamaktadır. Farklı implant makro ve mikro tasarımlarının, hibrit implant–diş destekli sistemlerin, tam ark sabit restorasyonlarda kullanılan altyapı materyallerinin ve implant destekli overdenture protezlerde kaide güçlendirme stratejilerinin SEA ile karşılaştırılması, hangi konfigürasyonların peri-implant kemikte daha dengeli stres dağılımı ve protez bileşenlerinde daha öngörülebilir mekanik davranış sunduğunu ortaya koymuştur. Bu açıdan SEA, yalnızca akademik araştırma aracı değil, aynı zamanda klinik karar süreçlerini yönlendiren güçlü bir biyomekanik simülasyon yöntemidir. Bununla birlikte, modellerde kemik ve yumuşak dokuların çoğunlukla homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmesi, yükleme koşullarının basitleştirilmesi, hastaya özgü anatomik ve fonksiyonel farklılıkların tam olarak yansıtılamaması ve elde edilen sonuçların biyolojik yanıtı ancak dolaylı biçimde temsil etmesi, yöntemin göz önünde bulundurulması gereken temel sınırlamalardır. Bu nedenle SEA bulgularının, deneysel veriler ve uzun dönem klinik çalışmalarla birlikte yorumlanması ve klinik uygulamaya aktarılırken her zaman eleştirel bir bakış açısının korunması önem taşımaktadır.

KAYNAKÇA

- Alemayehu, D.-B., & Jeng, Y.-R. (2021). Three-Dimensional Finite Element Investigation into Effects of Implant Thread Design and Loading Rate on Stress Distribution in Dental Implants and Anisotropic Bone. *Materials*, 14(22), 6974. <https://doi.org/10.3390/ma14226974>
- Bandela, V., & Kanaparthi, S. (2021). Finite Element Analysis and Its Applications in Dentistry. In: *Baccouch, M. (Ed.). (2021). Finite Element Methods and Their Applications*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.94064>
- Büyüç, F. N., Savran, E., & Karpat, F. (2022). Review on finite element analysis of dental implants. *Journal of Dental Implant Research* 41(3), 50-63. <https://doi.org/10.54527/jdir.2022.41.3.50>
- Canay, S., Hersek, N., Akpınar, I., & Aşık, Z. (1996). Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence International*, 27(9), 591-598.
- Misch, C.E. (2015) Dental Implant Prosthetics. 2nd Edition, Elsevier Inc., St Louis, 499-552.
- Chen, Q., Zhang, X., Zhou, T., Ma, K., Wang, Z., Wang, Y., & Zhao, Y. (2025). Three-dimensional finite element analysis of two-implant-supported locator overdenture in different reinforced denture base designs under four loading conditions. *BMC Oral Health*, 25(1), 1658. <https://doi.org/10.1186/s12903-025-07046-3>
- Chun, H.-J., Cheong, S.-Y., Han, J.-H., Heo, S.-J., Chung, J.-P., Rhyu, I.-C., ... Kim, M.-H. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(6), 565-574. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2002.00891.x>
- Dayan, S. C., & Geckili, O. (2021). The influence of framework material on stress distribution in maxillary complete-arch fixed prostheses supported by four dental implants: A three-dimensional finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(14), 1606-1617. <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1903450>
- Dere, K. A., & Akkocaoglu, M. (2022). Evaluation of Stress Levels of Dental Implants in Different Macrogeometry in Type 2 Bone: A Finite Element Analysis. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 12(1), 87-93. <https://doi.org/10.33808/clinexphealthsci.824559>
- Deste Gökay, G., Oyar, P., Gökçimen, G., & Durkan, R. (2024). Static and dynamic stress analysis of different crown materials on a titanium base abutment in an implant-supported single crown: A 3D finite element analysis. *BMC Oral Health*, 24(1), 545. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04328-0>

- Duyck, J., Naert, I., Rønold, H. J., Ellingsen, J. E., Van Oosterwyck, H., & Vander Sloten, J. (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research*, 12(3), 207-218. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.012003207.x>
- Feine, J. S., Carlsson, G. E., Awad, M. A., Chehade, A., Duncan, W. J., Gizani, S., ... Wismeijer, D. (2002). The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(4), 601-602.
- Geng, J. P., Tan, K. B., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598. <https://doi.org/10.1067/mp.2001.115251>
- Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., & Mante, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *The Journal of Oral Implantology*, 24(2), 80-88. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(1998\)024%253C0080:EPOODI%253E2.3.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(1998)024%253C0080:EPOODI%253E2.3.CO;2)
- Jianping Geng, Weigi Yan, Wei Xu. (2008). *Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry*. Zhejiang University Press, Hangzhou and Springer.
- Kaleli, N., Sarac, D., Külünk, S., & Öztürk, Ö. (2018). Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 437-445. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.03.008>
- Kayabaşı, O., Yüzbaşıoğlu, E., & Erzincanlı, F. (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*, 37(10), 649-658. <https://doi.org/10.1016/j.advengsoft.2006.02.004>
- Lang, L. A., Kang, B., Wang, R.-F., & Lang, B. R. (2003). Finite element analysis to determine implant preload. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6), 539-546. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.09.012>
- Law, C., Bennani, V., Lyons, K., & Swain, M. (2012). Mandibular flexure and its significance on implant fixed prostheses: A review. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 21(3), 219-224. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00798.x>
- Lemos, C. A. A., Verri, F. R., Noritomi, P. Y., de Souza Batista, V. E., Cruz, R. S., de Luna Gomes, J. M., ... Pellizzer, E. P. (2022). Biomechanical Evaluation of Different Implant-Abutment Connections, Retention Systems, and

- Restorative Materials in the Implant-Supported Single Crowns Using 3D Finite Element Analysis. *The Journal of Oral Implantology*, 48(3), 194-201. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-20-00328>
- Meijer, H. J., Starmans, F. J., Steen, W. H., & Bosman, F. (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of Oral Biology*, 38(6), 491-496. [https://doi.org/10.1016/0003-9969\(93\)90185-o](https://doi.org/10.1016/0003-9969(93)90185-o)
- Meijer, H. J., Starmans, F. J., Steen, W. H., & Bosman, F. (1994). Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *Journal of Oral Rehabilitation*, 21(1), 47-56. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1994.tb01123.x>
- Misch, C. E. (1999). Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dentistry*, 8(4), 376-386. <https://doi.org/10.1097/00008505-199904000-00008>
- Mohammed SD & Desai H., (2014). Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in Dentistry: An Overview. *Journal of Oral Hygiene & Health*, 02(05).156 <https://doi.org/10.4172/2332-0702.1000156>
- Naert, I., Koutsikakis, G., Duyck, J., Quirynen, M., Jacobs, R., & van Steenberghe, D. (2002). Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: A longitudinal clinical evaluation. *Clinical Oral Implants Research*, 13(4), 381-389. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130406.x>
- Natali, A. N., Pavan, P. G., & Ruggero, A. L. (2006). Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clinical Oral Implants Research*, 17(1), 67-74. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01162.x>
- Oliveira, H., Brizuela Velasco, A., Ríos-Santos, J.-V., Sánchez Lasheras, F., Lemos, B. F., Gil, F. J., ... Herrero-Climent, M. (2020). Effect of Different Implant Designs on Strain and Stress Distribution under Non-Axial Loading: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(13), 4738. <https://doi.org/10.3390/ijerph17134738>
- Panagiotopoulou, O. (2009). Finite element analysis (FEA): Applying an engineering method to functional morphology in anthropology and human biology. *Annals of Human Biology*, 36(5), 609-623. <https://doi.org/10.1080/03014460903019879>
- Pilliar, R. M., Deporter, D. A., Watson, P. A., & Valiquette, N. (1991). Dental implant design—Effect on bone remodeling. *Journal of Biomedical Materials Research*, 25(4), 467-483. <https://doi.org/10.1002/jbm.820250405>

- Qin, W., Li, L., Niu, W., Wang, W. R., Wu, D. W., Song, C. G., ... Niu, L. N. (2024). Effects of Electric Field-Modulated Conductive Hydrogel on Osseoperception and Osseointegration of Dental Implants. *Advanced Functional Materials*, 34(28), 15-17. <https://doi.org/10.1002/adfm.202400256>
- Ramoğlu, S., & Ozan, O. (2015). Finite Element Methods In Dentistry, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3), 175-180. <https://doi.org/10.17567/dfd.27537>
- Robau-Porrua, A., Pérez-Rodríguez, Y., Soris-Rodríguez, L. M., Pérez-Acosta, O., & González, J. E. (2020). The effect of diameter, length and elastic modulus of a dental implant on stress and strain levels in peri-implant bone: A 3D finite element analysis. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 30(5-6), 541-558. <https://doi.org/10.3233/BME-191073>
- Sadek, H. S., Anany, N. M., El-Anwar, M. I., Alhotan, A., Diab, A.-H., Fayad, B. R., ... Elshazly, T. M. (2025). Biomechanical Performance of Implant-Tooth-Supported Prostheses: A Numerical 3D Finite Element Analysis. *International Dental Journal*, 75(6), 103882. <https://doi.org/10.1016/j.identj.2025.103882>
- Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M. A., & Eskitascioglu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 227-234. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.019>
- Silva, G. C., Cornacchia, T. M., de Magalhães, C. S., Bueno, A. C., & Moreira, A. N. (2014). Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: A nonlinear finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1479-1488. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.06.010>
- Skalak, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(6), 843-848. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90361-x](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90361-x)
- Tanne, K., Sakuda, M., & Burstone C. J. (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 92(6), 499-505. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(87\)90232-0](https://doi.org/10.1016/0889-5406(87)90232-0)
- Tokuhisa, M., Matsushita, Y., & Koyano, K. (2003). In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: Comparison of load transfer and denture stability. *The International Journal of Prosthodontics*, 16(2), 128-134.

- Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 4(3), 200-203. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2014.11.008>
- Vaillancourt, H., Pilliar, R. M., & McCammond, D. (1996). Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: A finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(3), 351-359. doi: 10.1002/jab.770060408.
- Weinstein, A. M., Klawitter, J. J., Anand, S. C., & Schuessler, R. (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of Dental Research*, 55(5), 772-777. <https://doi.org/10.1177/00220345760550051001>
- Welch-Phillips, A., Gibbons, D., Ahern, D. P., & Butler, J. S. (2020). What Is Finite Element Analysis? *Clinical Spine Surgery*, 33(8), 323-324. <https://doi.org/10.1097/BSD.0000000000001050>
- Yijun Liu. (2015). *Lecture notes: An Introduction to the Finite Element Method*. University of Cincinnati, Cincinnati, USA
- Yoda, N., Matsudate, Y., Abue, M., Hong, G., & Sasaki, K. (2015). Effect of attachment type on load distribution to implant abutments and the residual ridge in mandibular implant-supported overdentures. *Journal of Dental Biomechanics*, 6, 1758736015576009. <https://doi.org/10.1177/1758736015576009>
- Zienkiewicz O.C., Taylor R.L. and Zhu J.Z. (2005). *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals* (Sixth edition). Elsevier

BÖLÜM 2

İmplantüstü Sabit Restorasyonlarda Abutment Tasarımları ve Klinik Seçim Yaklaşımları

Selim Kaya¹ & Özlem Özişçi²

¹ Arş. Gör. Dt, Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Isparta, Türkiye, ORCID: 0009-0004-5055-9520

² Dr. Öğr. Üyesi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Isparta, Türkiye, ORCID: 0000-0003-2773-7320

Giriş

İmplantüstü sabit protezlerde abutment (dayanak), implant ile üst yapı (kuron veya köprü) arasında bağlantıyı sağlayan kritik bir bileşendir. Başarılı bir implant üstü protez tedavisi için doğru abutment seçimi büyük önem taşımaktadır. Yanlış abutment seçimi protetik başarısızlık, biyomekanik sorunlar veya peri-implantitis gibi komplikasyonlara yol açabilir. Günümüzde implant üstü protezlerin uzun dönem başarısını etkileyen faktörler arasında mekanik ve biyolojik uyum kadar estetik sonuçlar da ön plandadır. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) yöntemlerinin implant diş hekimliğine girmesiyle abutment (dayanak) üretiminde yeni seçenekler ortaya çıkmıştır (Baghirova, Kahya ve Hekimoğlu, 2022). Böylece farklı abutment tipleri geliştirilmiş; malzeme, tasarım ve bağlantı özellikleri açısından çok sayıda seçenek klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur. Klinisyenin her vakaya uygun farklı abutment seçimlerini etkileyen kriterleri iyi bilmesi tedavi başarısı için gereklidir (Benakatti, Sajjanar ve Acharya, 2021).

Abutment Çeşitlerinin Sınıflandırılması

Mevcut implant abutmentleri çeşitli kriterlere göre sınıflandırılabilir. Literatürde abutmentler başlıca üretildikleri malzemeye, implant-abutment bağlantı tasarımına, protezle bağlantı şekline (retansiyon tipi) ve üretim yöntemine göre gruplandırılmaktadır (Baghirova, Kahya ve Hekimoğlu, 2022). Ayrıca abutment açısı da (düz veya açılı oluşu) pratik sınıflandırmalardan biridir.

Malzemelerine Göre Abutmentler

Titanyum Abutmentler

Saf titanyum veya titanyum alaşımları, abutment üretiminde en yaygın kullanılan malzemelerdendir. Titanyum, yüksek mekanik dayanıma ve biyoyumumluluğa sahip olduğu için posterior bölgelerdeki kuvvetlere dahi direnç gösterebilir (Park, Da Silva, Weber ve Ishikawa-Nagai, 2007). Ayrıca titanyum abutmentlerin doku uyumu klinik olarak başarılı bulunmuştur. Ancak ince gingival biyotipe sahip hastalarda titanyum abutment gri yansıma yaparak dişeti estetiğini olumsuz etkileyebilir (Linkevičius & Vaitelis, 2015). Bu nedenle anterior bölge gibi estetiğin kritik olduğu vakalarda titanyum yerine daha uygun abutmentler tercih edilebilir.

Zirkonya Abutmentler

Yüksek estetik beklentili vakalarda zirkonya abutmentler sıklıkla kullanılır. Zirkonya, diş renginde olması ve metal içermemesi sayesinde özellikle ön bölgede doğal bir görünüm sağlar ve titanyuma kıyasla yumuşak dokuda daha olumlu bir biyolojik cevap oluşturabilir (Bharate, Kumar, Koli, et al., 2020). Nitekim bazı çalışmalar, zirkonya abutment etrafında daha az plak birikimi ve daha sağlıklı yumuşak doku reaksiyonu gözlemlendiğini bildirmektedir (Scarano,

Piattelli, Caputi, Favero, & Piattelli, 2004). Bununla birlikte zirkonya abutmentların kırılma dayanımı titanyum kadar yüksek değildir. Tek parça zirkonya abutmentlar özellikle implant-abutment boyun birleşiminde veya transmukozal boyunda kırılma riski taşır (Sen & Us, 2019). Yoğun çiğneme kuvveti alan posterior bölgedeki dişlerde veya bruksizm vakalarında zirkonya abutment yerine titanyum tercih edilmesi önerilmektedir. Bunun sebebi, zirkonyanın yüksek oklüzal yük altında daha kırılğan davranmasıdır. Zirkonya abutmentlar, yeterli malzeme kalınlığı sağlanarak ve mümkünse sadece düşük-orta yük altındaki ön bölge implantlarında uygulanırsa daha başarılı sonuçlar verir (Zarauz, Pitta, Pradies, et al., 2020). Ayrıca zirkonyanın estetik avantajını koruyup mekanik dezavantajını azaltmak için, günümüzde zirkonya abutmentlar sıklıkla alttan titanyum bir taban ile desteklenerek (hibrit abutment, Ti-base) kullanılmaktadır (Gehrke, Johansson, Fischer, Stawarczyk, & Beuer, 2015).

Diğer Malzemeler

Geçmişte altın gibi değerli alaşımlardan kişisel döküm abutmentlar üretilmişse de, yüksek maliyetleri ve yeterli mekanik avantaj sunmamaları nedeniyle kullanımları azalmıştır. Alümina (alüminyum oksit) seramik abutmentlar bir dönem estetik amaçla kullanılmış ancak düşük kırılma dirençleri nedeniyle günümüzde yerini zirkonyaya bırakmıştır (Ortega-Martínez, Delgado, Ortiz-Hernández, et al., 2020). Son yıllarda PEEK (Polyether-ether-ketone) gibi polimer esaslı abutment malzemeleri de denenmektedir. PEEK, titanyuma göre daha esnek yapıda ve doku uyumu yüksek bir materyaldir. Geçici restorasyon döneminde kullanılabilse de daimi restorasyonlarda mekanik dayanımının düşük olması nedeniyle sınırlı endikasyona sahiptir. Özetle, günümüzde daimi implant abutment malzemesi olarak en sık titanyum ve zirkonya kullanılmakta; klinik durumun gerektirdiği dayanım ve estetik düzeyine göre malzeme seçimi yapılmaktadır.

İmplant-Abutment Bağlantı Tipleri

External Hex (Dış Altıgen) Bağlantı

İlk gelişen klasik implant-abutment bağlantı tasarımı eksternal heksagondur. İmplant boyun kısmının üstünde yer alan ve yaklaşık 0.7 mm yüksekliğinde altıgen bir çıkıntı şeklindedir ve abutment bu altıgene oturarak vidalanır (Pellizzer, Verri, De Moraes, Falcón Antenucci, De Carvalho, & Noritomi, 2013). Dış altıgen bağlantının avantajı, farklı sistem abutmentların uyumlanabilmesi ve cerrahi yerleştirmede rehberlik edebilmesidir (Maeda, Satoh, & Sogo, 2006) (Gracis, Michalakakis, Vigolo, Vult von Steyern, Zwahlen, & Sailer, 2012). Ancak bağlantı yüzeyinin implantın dışında ve küçük olması, yüklerin büyük kısmının abutment vidasına binmesine yol açar. Özellikle tek kuron restorasyonlarda çiğneme kuvvetleri vidada gevşemeye veya kırılmaya sıkça neden olmuştur (Pessoa, Muraru, Júnior, et al., 2010). Ayrıca dış altıgen tasarım, lateral kuvvetlere karşı direncinin sınırlı olması ve mikroaralık bırakması nedeniyle

implant-abutment arayüzünde mikrosızıntıya ve bakteri infiltrasyonuna daha açıktır. Yapılan stres analizleri, external hex bağlantılarda abutment vidasında internal hex'lere kıyasla daha fazla stres oluştuğunu göstermektedir. Bu dezavantajlar literatürde implant çevresinde kemik kaybı ve yumuşak doku sorunlarıyla ilişkilendirilmiştir (Borie, Orsi, & de Araujo, 2015).

Internal Hex (İç Altıgen) Bağlantı

Dış altıgen sistemde gözlenen mekanik sorunları azaltmak için internal (iç) hexagon bağlantı tasarlanmıştır. Bu tip abutment, implantın gövdesi içinde altıgen yuva şeklindedir ve abutment implantın içine girerek bağlantı kurar. İmplantın içindeki daha geniş temas yüzeyi sayesinde lateral ve oblik kuvvetlere karşı daha yüksek direnç sağlanır ve yüklerin abutment vidasına iletimi azaltılarak vidanın stabil kalması kolaylaştırılır. İç altıgen bağlantılı implantlarda çiğneme kuvvetleri daha geniş alana dağıldığı için birim alana düşen stres azalır ve çevre kemikte daha homojen bir gerilim oluşur (Gracis, Michalakakis, Vigolo, Vult von Steyern, Zwahlen, & Sailer, 2012) (Bernardes, de Araujo, Neto, Júnior, & das Neves, 2009). Örneğin bir çalışmada, iç hex bağlantılı implantlarda trabeküler kemiğe iletilen stresin eksternal hex'li sisteme kıyasla %60 daha az olduğu rapor edilmiştir (Gurgel-Juarez, de Almeida, Rocha, et al., 2012). Ayrıca iç bağlantı, implant-abutment arayüzünde mikro hareketi ve aralığı azaltarak bakteri sızıntısını minimuma indirmektedir (Zipprich, Miatke, Hmaidouch, & Lauer, 2016). Sonuç olarak internal bağlantı tasarımı, external bağlantılara kıyasla protetik açıdan daha avantajlı bir yapı sunmaktadır.

Internal Konik (Morse Taper) Bağlantı

İç konik abutment bağlantıları, iç altıgenin daha da geliştirilmiş halidir ve implant ile abutment arasında konik bir kilitlenme prensibine dayanır. Morse taper olarak da adlandırılan bu tasarım, abutmentin implant içine konik biçimde sıkıca geçmesiyle bir soğuk kaynak etkisi yaratır (Shah, Aras, & Chitre, 2014) (Narang, Gupta, Arora, et al., 2011). Uygun tasarlanmış bir konik bağlantıda implant-abutment arayüzü neredeyse mikrosızıntı olmayacak şekilde kapanabilir (yaklaşık 1–10 µm aralığında) (Schmitt, Nogueira-Filho, Tenenbaum, et al., 2014) Bu da bakteri geçişini minimize ederek krestal kemiğin korunmasına yardımcı olur. Araştırmalar konik bağlantılı implantların uzun dönemde kemik seviyesini daha iyi koruyabildiğini göstermiştir. Platform switching konseptiyle birleştğinde kemik rezorpsiyonunu azaltmada etkilidir (Annibali, Bignozzi, Cristalli, Graziani, La Monaca, & Polimeni, 2012) (Junior et al., 2016). İç konik bağlantılar yüksek primer stabilite ve sızdırmazlık sağladığından, özellikle ince dişeti biyotipine sahip estetik bölgelerde ve immediate implant yapılan vakalarda, peri-implant kemik ve yumuşak dokunun korunması için tercih edilmektedir (Mangano, Mangano, Ricci, Sammons, Shibli, & Piattelli, 2012).

Platform Switching (Platform Değişimi) Yaklaşımı

Platform switching, implant platform çapından daha dar çaplı bir abutment kullanılarak implant-abutment ara yüzünün kemik kenarından uzağa çekilmesi prensibidir. İlk kez 2000'lerin başında tanımlanan bu konsept, implant boynundaki kemik kaybını azaltmak amacıyla geliştirilmiştir. Sonraki klinik çalışmalar ve derlemeler, platform switching uygulanan implantların krestal kemik seviyesinde daha az kayıp olduğunu bildirmektedir (Cumbo, Marigo, Somma, Torre, Minciocchi, & D'Addona, 2013). Platform değişimi, konik bağlantılı implantlarda sıklıkla uygulanmaktadır ve günümüzde bir standart haline gelmiştir. Böylece abutment-implant arasındaki mikro boşluk ve inflamatuvar hücre infiltrasyonu kemik kenarından uzak tutulup daha başarılı bir peri-implant kemik stabilitesi sağlanabilir.

Retansiyon Tipine Göre Abutmentler

İmplant st sabit protezlerde iki ana tutucu (retansiyon) tipi vardır: vida tutuculu ve siman tutuculu restorasyonlar. Hangi yöntemin seçileceği, klinik duruma ve protezin özelliklerine göre kararlaştırılmaktadır.

Vida Tutuculu Abutmentler

Bu yöntemde abutment ve üzerindeki protez vidalanarak sabitlenir. Vida tutuculu sistemler iki ve üç aşamalı sistem olarak iki şekilde sınıflandırılabilir. İki aşamalı sistemlerde implant tek bir bileşen olarak ele alınırken, abutment ile kron birlikte tek bir yapı oluşturabilir; alternatif olarak implant ve abutment tek bir bileşen olarak değerlendirilirken kron ayrı bir bileşen şeklinde planlanabilir. Üç aşamalı sistemlerde ise implant, abutment ve kron birbirinden bağımsız üç ayrı bileşen olarak tasarlanabilir (Karunagaran, Paprocki, Wicks, & Markose, 2013)

Vida tutuculu sistemlerin en büyük avantajı çıkarılabilir olması ve bakım kolaylığı sağlamasıdır. Gerektiğinde protez, vidası sklerek hasar verilmeden çıkarılabilir. Ayrıca siman kullanılmadığı için artık siman kaynaklı peri-implantitis riski yoktur. Özellikle tüm ark sabit protezlerde (rn. All-on-4 konsepti) tüm yapılar vidalı olacak şekilde tasarlanır, çünkü geniş restorasyonların kırılmadan çıkarılabilmesi ve bakım yapılabilmesi kritik bir öneme sahiptir (Ho & Jovanovic, 2014).

Bu sistemde hassasiyet yüksek olup, üretiminde en ufak uyumsuzluk varsa vidalama sırasında bükülme stresleri oluşabilir. Pasif uyumu sağlamanın vida tutuculu protezlerde zor olması, restorasyonun yapım aşamasında daha titiz ölçü ve hassas üretim gerektirir (Shadid & Sadaqa, 2012). Bir diğer dezavantajı vida deliklerinin varlığıdır. n bölgede vida deliği estetiği bozabileceğinden veya okluzal yüzeyde kompozitle kapatılsa da bir zayıflık oluşturabileceğinden, implant açısı uygun değilse vida deliğinin konumu sorun yaratabilir. Bu durumlarda açılı abutment kullanımı veya siman tutuculu proteze geçilebilir.

Özetle, implant uygun pozisyonda ve açıda ise vida tutuculu abutmentlar tercih edilerek güvenli, temizlenebilir bir restorasyon elde edilebilir.

Siman Tutuculu Abutmentlar

İmplant üstü kuron veya köprülerin abutment üzerine siman ile yapıştırıldığı yöntemdir. Günümüzde implantolojide en sık kullanılan tutucu sistemlerden biri simante protezlerdir (Wittneben, Joda, Weber, & Brägger, 2017). Siman tutuculu sistemlerde kuron, abutment üzerine siman ile oturduğundan, minör uyumsuzluklar siman tabakasıyla tolere edilebilmektedir. Bu sayede pasif uyum sağlamak vida tutuculu sistemlere göre daha kolaydır (Shadid & Sadaqa, 2012). Ayrıca siman tutuculu restorasyonlarda abutment üstünde vida deliği olmadığı için oklüzal yüzey bütünlüğü korunmakta ve ön bölgede estetik açıdan üstünlük sağlamaktadır. İmplant pozisyonunun ideal olmadığı, açısının uygun olmayan bir şekilde yönlendiği durumlarda da siman tutuculu restorasyonlar tercih edilebilmektedir. Abutment açıldırılıp üzerine kron yapıştırılarak protezin doğru konumda olması sağlanabilir (Wittneben, Joda, Weber, & Brägger, 2017). Özellikle tek implantın bulunduğu tek kuron vakalarında, implant açısı nedeniyle vida deliği vestibülden çıkacaksa, siman tutuculu yöntemle bu estetik dezavantaj ortadan kaldırılır.

Siman tutuculu restorasyonlarda en büyük sorun, artık siman kalma riskidir. Abutment ile dişeti arasındaki fazla simanın tamamen temizlenmesi her zaman mümkün olmayabilir. İmplant platformu dişetinin altında derinde konumlanmışsa (%100 temizlemek neredeyse imkansızdır), zamanla bu artık siman çevre dokuda irritasyona yol açar. Nitekim peri-implant rahatsızlık bulguları gösteren olguların %81'inde artık siman saptanmıştır (Linkevičius, Puisys, Vindasiute, Linkevičienė, & Apse, 2013). Temizlenemeyen siman, önce peri-mukozitise, devam ederse peri-implantitise yol açarak implant kaybına kadar varabilecek sorunlar yaratabilir. Bu nedenle, eğer implant boynu çok derinde konumlanmışsa veya yumuşak doku altında ulaşılması güç bir yerdeyse, simanlı yerine vidalı restorasyon düşünülmelidir.

Sonuç olarak, vakaya göre vida veya siman tutuculu abutment kararı verilirken implant yerleşim derinliği, açılanma durumu, estetik gereksinimler ve bakım ihtiyacı göz önüne alınmalıdır.

Üretim Yöntemine Göre Abutmentlar

Hazır (Prefabrike) Abutmentlar

İmplant firmaları tarafından farklı çap, boyun uzunluğu ve açılarda üretilmiş standart abutmentlardır. Genellikle titanyumdan imal edilirler ve çeşitli gingiva yüksekliği seçenekleri sunarlar. Hazır abutmentların avantajı hemen kullanılabilir ve ekonomik olmalarıdır. Cerrahi sırasında veya hemen sonrasında uygun bir stok abutment seçilip takılabilir, böylece tedavi süresi kısılabilir. Özellikle implantın ideal konumlandığı ve yumuşak dokunun standart olduğu durumlarda stok abutment ile başarılı sonuç almak mümkündür. Dezavantaj olarak, prefabrike abutmentlar hastanın bireysel doku konturuna tam uyum

sağlamayabilir. Standart bir abutment, örneğin kalın bir dişetinde yeterli bir çıkış profili oluşturamayabilir veya kron kenarı istenenden derinde kalabilir. Bu nedenle bazı durumlarda stok abutment kullanımı, restorasyon kenarında aşırı siman birikimine ya da estetik uyumsuzluğa yol açabilir. Yine de doğru endikasyonda (özellikle arka bölge tek implantlarda, yeterli kemik ve yumuşak doku varsa) stok abutmentler pratik ve başarılı bir seçenektir (Zarauz, Pitta, Pradies, et al., 2020).

Kişisel (Özel Tasarım) Abutmentlar

Hastaya özel olarak üretilen abutmentlardır. 1990’larda döküm tekniğiyle başlayan kişisel abutment üretimi, günümüzde esas olarak CAD/CAM teknolojisiyle yapılmaktadır (Zarauz, Pitta, Pradies, et al., 2020). Kişisel abutment üretiminde ya laboratuvar da döküm alaşımıyla hasta için ideal şekil elde edilir, ya da dijital ortamda tarama yapılarak abutment tasarımı yapılır ve frezelenir. CAD/CAM ile titanyum, zirkonya veya Co-Cr gibi farklı malzemelerden kişiye özel abutment frezelemek mümkündür (Rani, Devi, Jain, et al., 2017). Özel abutmentların en büyük avantajı, hastanın anatomisine ve protezin tasarımına daha uyumlu bir yapı sağlamasıdır. Özellikle estetik bölgede ve yumuşak doku konturunun kritik olduğu vakalarda kişisel abutment tercih etmek, hem abutmentin gingivadan yansımaları azaltır hem de çıkış profilini ideal biçimde oluşturarak protezin dişetiyle doğal bir birleşim yapmasını sağlar (Thalji, Bryington, De Kok, & Cooper, 2014).

Literatürde, özel abutmentların hazır abutmentlara kıyasla uzun dönemde daha iyi marjinal uyum ve daha az retansiyon kaybı ile ilişkili olabileceğini belirten çalışmalar mevcuttur (Gehrke, Bleuel, Fischer, & Sader, 2019). Bunun yanı sıra, dijital kişisel abutment üretimi sayesinde kompleks açılanmalar veya çoklu implant vakalarında daha optimal giriş yolu sağlamak da mümkün hale gelmiştir. Dezavantaj olarak, kişisel abutment maliyeti stok ürünlere göre yüksektir ve üretim için geçen süre biraz daha uzundur. Ancak elde edilen uyum ve estetik üstünlük, çoğu durumda bu dezavantajları karşılamaktadır.

Hibrit Abutmentlar (Ti-Base)

Hibrit abutment, prefabrike bir titanyum taban (ti-base) ile onun üzerine simante edilen bir üst yapıdan oluşan iki parçalı abutment sistemidir. CAD/CAM teknolojisinin gelişmesiyle popüler hale gelmiştir. Klinik uygulamada, implant üzerine önce küçük bir titanyum altyapı parçası vidalanır; bu parçanın üst kısmına uyacak şekilde zirkonya veya lityum disilikat gibi estetik bir materyalden üst yapı tasarlanıp frezelenir ve ardından rezin siman ile titanyum baza yapıştırılır (Gehrke, Johansson, Fischer, Stawarczyk, & Beuer, 2015). Sonuçta, implantla temas eden kısım titanyum olduğu için bağlantı güvenilir, üst kısmı seramik olduğu için estetik bir abutment elde edilir.

Hibrit abutmentlar mekanik dayanıklılık ile estetiği birleştirmektedir. Titanyumun gücü ve hassas bağlantısı, seramiğin doğal görünümüyle birlikte sunulur(Gehrke, Johansson, Fischer, Stawarczyk, & Beuer, 2015). Önemle vurgulanan bir diğer avantaj, hibrit abutmentlarda abutment ile kuronun ağız dışında simante edilmesidir. Restorasyon titanyum alt yapıya laboratuvarıda yapıştırılıp artık siman tamamen temizlendikten sonra implant üzerine takılır. Bu sayede ağız içinde siman artığı kalma riski ortadan kalkar ve peri-implant yumuşak dokularda siman irritasyonu önlenir (Edelhoff, Schweiger, Prandtner, Stimmelmayer, & Güth, 2019).

Mekanik açıdan hibrit abutmentların performansı da oldukça olumludur: Yapılan in vitro çalışmalarda hibrit abutmentların kırılma direncinin, geleneksel tam zirkonya abutmentlara kıyasla daha yüksek olduğu, dolayısıyla posterior bölgede çiğneme kuvvetlerine daha yüksek direnç sağladığı gösterilmiştir (Truninger, Stawarczyk, Leutert, Sailer, Hämmerle, & Sailer, 2012). Örneğin, yaşlandırma döngüleri sonrasında zirkonya, titanyum ve hibrit abutmentların karşılaştırıldığı bir çalışmada en düşük kırılma dayanımının tam zirkonya abutmentlarda olduğu rapor edilmiştir (Stimmelmayer, Heiß, Erdelt, Schweiger, & Beuer, 2017). Bununla birlikte hibrit abutmentların başarısı için doğru simantasyon protokolü önemlidir; titanyum altyapı ile seramik üst yapı arasındaki bağlantının kuvvetlendirilmesi için yüzey pürüzlendirme ve uygun siman kullanımı önerilmektedir. Simantasyon yanlış yapılsa ağız içinde üst yapının ayrılması riski vardır (Edelhoff, Schweiger, Prandtner, Stimmelmayer, & Güth, 2019). Genel olarak, hibrit (ti-base) abutmentlar günümüz implantolojisinde güvenle uygulanmakta ve klinisyenlere hem biyolojik hem estetik açıdan avantajlar sunmaktadır.

Açılı Abutmentlar ve Multi-Unit

Standart düz abutmentların yanı sıra, açılı abutmentlar implantoloji pratiğinde önemli yer tutar. İmplantlar her zaman ideal ekseninde yerleştirelemeyebilir; anatomik kısıtlamalar (sinüs, sinir, kemik eğimi vb.) nedeniyle bazı implantlar eğimli konumda kalır. Bu gibi durumlarda 15°, 25°, 30° gibi açılara sahip abutmentlar kullanılarak implant eksenini ile protez eksenini arasındaki açı farkı kapatılabilir (Zarauz, Pitta, Pradies, et al., 2020). Örneğin ön bölgede implant mecburen eğimli yerleştirilmişse, açılı bir abutment sayesinde üst yapının dik konumlanması ve vida deliğinin uygun yerden çıkması sağlanır. Açılı abutmentlar, özellikle All-on-4 gibi konseptlerde posterordaki implantlar 30-45° meyilli yerleştirildiğinde, protetik düzlemi düzeltmek için kullanılır. Bu amaçla geliştirilen multi-unit abutment denilen özel abutmentlar, genellikle 17° veya 30° açılı (ya da düz) seçeneklerle sunulur ve tam ark protezlerde implantları ortak bir düzlemde birleştirir.

Multi-unit abutmentlar implant boynunu biraz daha dişeti üstüne çıkararak köprü yapımını kolaylaştırır ve farklı yükseklikteki implantlar arasında düz bir

protez platformu oluşturur (Ho & Jovanovic, 2014). Böylece protezin pasif oturması sağlanır ve paralel bir giriş yolu elde edilir. Sonuç olarak, açılı abutmentlar ve multi-unit gibi ara parçalar, implant pozisyonundaki sapmaları telafi etmek ve protez planlamasını ideal hale getirmek için vazgeçilmez araçlardır.

Abutment Seçim Kriterleri

Her implant vakası kendine özgüdür; bu nedenle uygun abutment tipinin seçimi birçok faktörün değerlendirilmesini gerektirir. Aşağıda, literatüre göre abutment seçiminde dikkate alınması gereken başlıca kriterler özetlenmiştir.

İmplantın Konumu (Ön veya arka bölge)

İmplantın ağız içindeki konumu, abutment malzemesi ve tasarım seçimini etkiler. Estetik bölgede (ön dişler), abutment görünümünün doğal olması önemlidir. Bu nedenle metal yansımaları engelleyen zirkonya veya seramik hibrit abutmentlar öncelikli olarak tercih edilir (Park, Da Silva, Weber ve Ishikawa-Nagai, 2007). Arka bölgelerde (premolar-molar) ise kuvvetler yüksek olduğu için titanyum gibi dayanıklı malzemeden üretilmiş abutment kullanımı daha güvenlidir (Zarauz, Pitta, Pradies, et al., 2020). Örneğin, bir ön bölgedeki implantta zirkonya abutment dişeti uyumunu ve görünümü iyileştirirken, aynı abutmentı bir molar implantında kullanmak kırılma riski nedeniyle sakıncalı olabilir (Gehrke, Johansson, Fischer, Stawarczyk, & Beuer, 2015). Dolayısıyla bölgeye göre estetik ve mekanik ihtiyaçlar dengelenmelidir.

Yumuşak Doku Kalınlığı ve Biyotip

Hastanın gingival biyotipi (kalın veya ince dişeti yapısı), abutment seçiminde kritik bir biyolojik faktördür. İnce biyotipte (özellikle dişeti kenarı translusent ise) metal abutment gri renk yansımaları yaparak estetiği bozabilir (Linkevičius & Vaitelis, 2015). Bu durumlarda dokunun rengini kötü etkilemeyen zirkonya abutmentlar kullanılabilir. Ayrıca dişeti kalınlığı, gerekli abutment boyun yüksekliğini de belirler; kalın ve yüksek bir dişeti varsa daha uzun boyunlu abutment gerekebilir. Yumuşak dokunun durumu aynı zamanda abutmentın çıkış profili tasarımını da etkiler. Özel tasarım abutmentlarla yumuşak doku profili daha iyi desteklenerek papiller estetik korunabilir (Osorio & Kerstein, 2014).

İmplant Yerleşim Açısı

İmplantın eksenini protezle uyumlu değilse (örneğin açılı yerleştirilmişse), abutment seçimi buna göre yapılır. Açılı abutmentlar, implantın açısını düzeltmek için başvurulan çözümdür. Örneğin implant öne doğru eğilmiyorsa 15° veya 25°'lik bir abutment ile üst yapının dik konuma gelmesi sağlanır. Birden fazla implant içeren köprü vakalarında, implantlar arası açı farkı 20°'den fazlaysa, düz abutmentlarla paralel giriş yolu elde etmek zorlaşır; böyle durumlarda açılı abutment veya multi-unit kullanımı endikedir. All-on-4 gibi tam

çene uygulamalarında arka implantlar kasıtlı olarak açılı yerleştirildiğinden, bunlara uygun açılı multi-unit abutmentlar seçilir (Ho & Jovanovic, 2014). Özetle implantın yönelimi, doğru abutment açısının (düz veya belirli derece açılı) seçilmesini belirleyen önemli bir kriterdir.

İmplant Platformunun Derinliği

İmplantın kemik ve dişeti seviyesine göre ne kadar gömülü olduğu abutment seçimini etkiler. Eğer implant platformu dişeti seviyesinden 2 mm'den daha derinse, simante bir kuron yapıldığında abutment-kuron birleşim yeri çok subgingival kalır ve artık siman temizliği neredeyse imkansız hale gelir (Linkevičius, Vindasiute, Puisys, & Peciulienė, 2011). Bu durum peri-implantitis riskini arttırdığı için, derin implantlarda tercihen vida tutuculu restorasyon planlanmalı veya en azından kişisel abutment kullanılarak marjinal kenar daha yukarı taşınmalıdır (Zarauz, Pitta, Pradies, et al., 2020). İmplant platformu dişeti hizasında veya çok az altındaysa, siman tutuculu restorasyon güvenle uygulanabilir çünkü siman fazlası rahat temizlenir. Ayrıca yumuşak doku kalınlığı da derin yerleşimli implantlarda abutment boyunu seçerken önemlidir; dişeti üstüne yeterli çıkış sağlayacak uzunlukta bir abutment tercih edilmelidir.

Oklüzal Kuvvetler ve Parafonksiyonlar

Hastanın çiğneme kuvvetleri, parafonksiyonel (örn. bruksizm) alışkanlıkları, abutment materyali seçiminde rol oynar. Kuvvetlerin çok yüksek olduğu vakalarda titanyum gibi daha dayanıklı malzemeler tercih edilmelidir. Şiddetli bruksizmi olan bir hastada zirkonya abutment çatlama riski taşıyabilir. Titanyum abutment hem eğilme direnci hem de yorulma dayanımı açısından daha güvenlidir (Sen & Us, 2019). Yine tam ark implant protezlerde oklüzal kuvvet dağılımı önem kazandığı için multi-unit abutment kullanımı kuvvetleri dengeler ve protezin stabilitesini artırır (Zarauz, Pitta, Pradies, et al., 2020). Hastanın diyet alışkanlıkları da (çok sert gıdalar tüketme gibi) materyal seçimini etkileyebilir.

Estetik Gereksinimler

Hastanın estetik beklenti düzeyi de abutment seçiminde belirleyicidir. Gülme hattı yüksek, ön bölgeye implant uygulanan bir hastada abutmentin dişeti altından görünmemesi ve doğal bir translusensi sağlaması beklenir. Bu durumda zirkonya veya seramik esaslı abutmentlar idealdir (Scarano, Piattelli, Caputi, Favero, & Piattelli, 2004). Öte yandan arka bölgede veya derin dişeti altında kalan abutmentlarda estetik ikinci plandadır. Bu bölgelerde mekanik dayanıklılık öncelik olmalıdır. Yine de, çok sayıda implant içeren uzun restorasyonlarda bile ön bölgedeki abutmentların zirkonya, arka bölgedekilerin titanyum seçilmesi gibi hibrit yaklaşımlarla estetik ve mekanik dengenin sağlanması mümkündür. Estetik kaygı durumlarında kişiye özel abutmentlar, hem çıkış profilini hem de kuron

marjin hattı tasarımını ideal hale getirerek protezin çevre dişlerle uyumunu iyileştirebilmektedir (Thalji, Bryington, De Kok, & Cooper, 2014).

Protezin Çıkarılabilirliği

Abutment seçimi planlanırken, yapılacak protezin türü (tek kuron, köprü veya tam ark protez) ve gelecekte bakım veya onarım gerekip gerekmeyeceği de düşünülmelidir. Tek diş implant restorasyonlarında estetik ve oklüzal uyum açısından siman tutuculu yaklaşımlar daha iyi bir tedavi seçeneği olabilirken, tam dişsiz çenede vida tutuculu sabit protezler tercih edilmektedir. Çünkü peri-implant bölgenin bakımı, vidaların periyodik kontrolü gibi işlemler için protezin çıkarılabilmesi gerekir.

Maliyet ve Laboratuvar İmkanları

Abutment seçimini etkileyen faktörlerden biri de ekonomik ve teknik koşullardır. Özel tasarım CAD/CAM abutmentlar yüksek teknoloji ve maliyet gerektirebilir. Bazı durumlarda stok abutment kullanımı maliyetin azaltılabilmesi için etkin bir çözümdür ve kabul edilebilir sonuçlar vermektedir. Ancak kompleks vakalarda kısa vadede sorun çıkartabilir, bu nedenle maliyet yarar dengesi iyi değerlendirilmelidir. Tedavi planlamasında hasta ile estetik beklenti ve bütçe konusunda açık iletişim kurulup, abutment seçimi de bu doğrultuda yapılmalıdır.

Sonuç

İmplantüstü sabit protezlerde uygun abutment seçimi, tedavinin uzun dönem başarısının sağlanması ve olası komplikasyonların azaltılması açısından kritik bir basamaktır. Abutment tipleri; kullanılan materyal, implant–abutment bağlantı tasarımı, retansiyon şekli ve üretim yöntemi bakımından çeşitlilik göstermekte olup, her birinin endikasyonu farklı olabilir. Uygun olmayan abutment seçimi, biyomekanik dengesizliklere, peri-implant yumuşak doku problemlerine ve protetik başarısızlıklara neden olabilmektedir (Sarıkaya & Terzioğlu, 2025).

Buna karşın doğru planlanmış bir abutment, implant ile protetik üst yapı arasında sağlıklı bir ara yüz oluşturarak oklüzal kuvvetlerin dengeli biçimde iletilmesini sağlar; aynı zamanda peri-implant dokuların korunmasına ve estetik sonuçların iyileştirilmesine katkıda bulunur. Günümüzde CAD/CAM teknolojilerindeki gelişmeler sayesinde hastaya özel abutment tasarımlarının uygulanabilirliği artmış; zirkonya ve PEEK gibi yeni nesil materyallerle estetik ve biyouyumluluk açısından önemli kazanımlar elde edilmiştir.

Sonuç olarak her implant vakasında protetik gereksinimler, oklüzal yükler, peri-implant doku özellikleri ve hastaya özgü anatomik koşullar birlikte değerlendirilerek en uygun abutment tipi belirlenmelidir.

KAYNAKLAR

- Annibali, S., Bignozzi, I., Cristalli, M. P., Graziani, F., La Monaca, G., & Polimeni, A. (2012). Peri-implant marginal bone level: a systematic review and meta-analysis of studies comparing platform switching versus conventionally restored implants. *Journal of clinical periodontology*, 39(11), 1097-1113.
- Aras, M. A., & Shah, R. M. (2014). Implant-abutment selection: a literature review. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research*, 5, 43-49.
- Baghirova, N., Kahya, S., & Hekimoğlu, C. (2022). İmplant Dayanak Çeşitleri. *Selcuk Dental Journal*, 9(2), 662-674.
- Benakatti, V., Sajjanar, J. A., & Acharya, A. R. (2021). Dental implant abutments and their selection—A review. *J. Evol. Med. Dent. Sci*, 10, 3053-3059.
- Bernardes, S. R., de Araújo, C. A., Neto, A. J. F., Júnior, P. S., & das Neves, F. D. (2009). Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(5).
- Bharate, V., Kumar, Y., Koli, D., Pruthi, G., & Jain, V. (2020). Effect of different abutment materials (zirconia or titanium) on the crestal bone height in 1 year. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 10(1), 372-374.
- Borie, E., Orsi, I. A., & de Araujo, C. P. (2015). The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(5), 321-329.
- Cumbo, C., Marigo, L., Somma, F., Torre, G. L., Minciocchi, I., & D'ADDONA, A. (2013). Implant platform switching concept: a literature review. *European Review for Medical & Pharmacological Sciences*, 17(3).
- Edelhoff, D., Schweiger, J., Prandtner, O., Stimmelmayer, M., & Güth, J. F. (2019). Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: Hybrid abutment crowns and material selection. *Quintessence International*, 50(4).
- Gehrke, P., Bleuel, K., Fischer, C., & Sader, R. (2019). Influence of margin location and luting material on the amount of undetected cement excess on CAD/CAM implant abutments and cement-retained zirconia crowns: an in-vitro study. *BMC Oral Health*, 19(1), 111.
- Gehrke, P., Johansson, D., Fischer, C., Stawarczyk, B., & Beuer, F. (2015). In vitro fatigue and fracture resistance of one-and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(3).
- Gracis, S., Michalakis, K., Vigolo, P., Vult von Steyern, P., Zwahlen, M., & Sailer, I. (2012). Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical oral implants research*, 23, 202-216.

- Gurgel-Juarez, N. C., de Almeida, E. O., Rocha, E. P., Júnior, A. C. F., Anchieta, R. B., de Vargas, L. C. M., ... & França, F. M. G. (2012). Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(3), 160-166.
- Ho, C. C., & Jovanovic, S. A. (2014). The "All-on-4" concept for implant rehabilitation of an edentulous jaw. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 35(4), 255–260.
- Junior, J. S., de Souza Batista, V. E., Verri, F. R., Honório, H. M., De Mello, C. C., & Pellizzer, E. P. (2016). Platform-switching implants and bone preservation: a systematic review and meta-analysis. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 45(3), 332-345.
- Karunagaran, S., Paprocki, G. J., Wicks, R., & Markose, S. (2013). A review of implant abutments: Abutment classification to aid prosthetic selection. *Journal of the Tennessee Dental Association*, 93(2), 18–24.
- Linkevicius, T., Puisys, A., Vindasiute, E., Linkeviciene, L., & Apse, P. (2013). Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clinical oral implants research*, 24(11), 1179-1184.
- Linkevicius, T., & Vaitelis, J. (2015). The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*, 26, 139-147.
- Linkevicius, T., Vindasiute, E., Puisys, A., & Peciuliene, V. (2011). The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clinical oral implants research*, 22(12), 1379-1384.
- Maeda, Y., Satoh, T., & Sogo, M. (2006). In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *Journal of oral rehabilitation*, 33(1), 75-78.
- Mangano, F., Mangano, C., Ricci, M., Sammons, R. L., Shibli, J. A., & Piattelli, A. (2012). Single-tooth Morse taper connection implants placed in fresh extraction sockets of the anterior maxilla: an aesthetic evaluation. *Clinical Oral Implants Research*, 23(11), 1302-1307.
- Narang, P., Gupta, H., Arora, A., & Bhandari, A. (2011). Biomechanics of implant abutment connection: A review. *Indian Journal of Stomatology*, 2(2), 113.
- Ortega-Martínez, J., Delgado, L. M., Ortiz-Hernández, M., Punset, M., Cano-Batalla, J., Cayon, M. R., & Cabratosa-Termes, J. (2022). In vitro assessment of PEEK and titanium implant abutments: Screw loosening and microleakage evaluations under dynamic mechanical testing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(3), 470-476.

- Osorio, J., & Kerstein, R. B. (2014). Use of CAD/CAM technology in custom abutment manufacturing. *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments*, 65-101.
- Park, S. E., Da Silva, J. D., Weber, H. P., & Ishikawa-Nagai, S. (2007). Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clinical oral implants research*, 18(5), 569-574.
- Pellizzer, E. P., Verri, F. R., De Moraes, S. L. D., Falcón-Antenucci, R. M., De Carvalho, P. S. P., & Noritomi, P. Y. (2013). Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *Journal of Oral Implantology*, 39(4), 425-431.
- Pessoa, R. S., Muraru, L., Júnior, E. M., Vaz, L. G., Sloten, J. V., Duyck, J., & Jaecques, S. V. (2010). Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants—CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clinical implant dentistry and related research*, 12(3), 219-234.
- Rani, S., Devi, J., Jain, C., Mutneja, P., & Verma, M. (2017). Esthetic Rehabilitation of Anterior Teeth with Copy-Milled Restorations: A Report of Two Cases. *Case reports in dentistry*, 2017(1), 2841398.
- Sarikaya, C. H., & Terzioglu, H. (2025). Sabit implant destekli protezlerde implant abutment sınıflamaları ve mikro-hareketlilik: kavramsal çerçeve ve klinik yansımalar üzerine derleme. *Turkish Journal of Clinics and Laboratory*, 16(2), 409-422.
- Scarano, A., Piattelli, M., Caputi, S., Favero, G. A., & Piattelli, A. (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of periodontology*, 75(2), 292-296.
- Schmitt, C. M., Nogueira-Filho, G., Tenenbaum, H. C., Lai, J. Y., Brito, C., Doering, H., & Nonhoff, J. (2014). Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 102(2), 552-574.
- Sen, N., & Us, Y. O. (2019). Fatigue survival and failure resistance of titanium versus zirconia implant abutments with various connection designs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 122(3), 315-e1.
- Shadid, R., & Sadaqa, N. (2012). A comparison between screw-and cement-retained implant prostheses. A literature review. *Journal of Oral Implantology*, 38(3), 298-307.

- Stimmelmayer, M., Heiß, P., Erdelt, K., Schweiger, J., & Beuer, F. (2017). Fracture resistance of different implant abutments supporting all-ceramic single crowns after aging. *International journal of computerized dentistry*, 20(1).
- Thalji, G., Bryington, M., De Kok, I. J., & Cooper, L. F. (2014). Prosthodontic management of implant therapy. *Dental Clinics*, 58(1), 207-225.
- Truninger, T. C., Stawarczyk, B., Leutert, C. R., Sailer, T. R., Hämmerle, C. H., & Sailer, I. (2012). Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant–abutment connections after aging and chewing simulation. *Clinical oral implants research*, 23(1), 12-18.
- Wittneben, J. G., Joda, T., Weber, H. P., & Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, 73(1), 141-151.
- Zarauz, C., Pitta, J., Pradies, G., & Sailer, I. (2020). Clinical recommendations for implant abutment selection for single-implant reconstructions: customized vs standardized ceramic and metallic solutions. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 40(1), 31-37.
- Zipprich, H., Miatke, S., Hmaidouch, R., & Lauer, H. C. (2016). A New Experimental Design for Bacterial Microleakage Investigation at the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(1).

BÖLÜM 3

Sabit Protetik Restorasyonlarda Eklemeli ve Eksiltmeli Üretim Yöntemleri

Ayhan Çenit¹ & Işın Kürkçüoğlu²

¹ Öğr. Gör., Doktora Öğrencisi, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ORCID: 0000-0003-4196-4466

² Doç. Dr., Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ORCID: 0000-0002-2750-8977

GİRİŞ

Dijital teknolojilerin hızlı gelişimi, sağlık hizmetlerinde daha kısa sürede sonuç veren ve estetik açıdan tatmin edici çözümlere olan talebi artırmıştır. Protetik diş tedavisinde geleneksel yöntemler; manuel işlemlere dayalı olmaları, yüksek düzeyde teknik beceri gerektirmeleri ve zaman açısından verimsiz olmaları nedeniyle günümüzde yerini dijital sistemlere bırakmaya başlamıştır. Bu gereksinimler doğrultusunda, dijital iş akışıyla üretilen sabit protetik restorasyonlar hem klinisyenler hem de hastalar tarafından giderek daha fazla tercih edilmektedir. Bunun temel nedenleri arasında üretim sürecinin standartlaştırılabilmesi, hata payının azaltılması ve farklı dental materyallerin dijital olarak işlenebilmesi yer almaktadır (Yuzbasioglu vd., 2014; Çamırcı & Bilgeç, 2024).

CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) sistemleri ilk olarak 1980'li yıllarda dental uygulamalarda kullanılmaya başlanmış ve geçen süre içerisinde teknolojik gelişmelere paralel olarak büyük bir ilerleme göstermiştir. Günümüzde CAD/CAM, sabit protetik restorasyonların üretiminde rutine girmiş olup klinik ve laboratuvar süreçlerinin dijital entegrasyonunu mümkün kılmaktadır. Dijital iş akışı genel olarak üç temel aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada, intraoral veya ekstraoral tarayıcılar yardımıyla tedavi bölgesinin üç boyutlu dijital verisi elde edilir. Ardından bu veriler CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) yazılımları kullanılarak sanal ortamda işlenir ve restorasyonun anatomik, oklüzal ve marjinal özellikleri tasarlanır. Son aşamada ise hazırlanan tasarım CAM (Bilgisayar Destekli Üretim) üniteleri aracılığıyla fiziksel ürüne dönüştürülür (Büyükoğlu & Aydın, 2024).

Dijital üretim süreçleri temelde iki farklı yaklaşım üzerinden yürütülmektedir; eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemleri. Eksiltmeli yöntem, yaygın olarak frezeleme sistemi aracılığıyla tek parça blok materyalin kazınarak restorasyon formunun elde edilmesine dayanır. Buna karşın eklemeli üretim yöntemi, üç boyutlu (3B) baskı teknolojileri ile materyalin toz veya sıvı fazdan katmanlar halinde eklenmesi prensibine sahiptir. Bu iki yöntem, dijital protez üretiminin farklı avantaj ve sınırlamalarını temsil etmekte olup kullanılan materyal türü, klinik endikasyon ve hedeflenen restoratif sonuç doğrultusunda tercih edilmektedir (Çamırcı & Bilgeç, 2024).

1. Diş Hekimliğinde Dijitalleşme

1980'li yıllardan itibaren diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanan CAD/CAM teknolojileri, restorasyonların üretim sürecinde yer alan çok aşamalı ve zaman alıcı işlemleri önemli ölçüde kolaylaştırmış, klinik uygulamaların daha kısa sürede tamamlanmasına olanak sağlamıştır. Bu teknolojinin temelleri, 1971

yılında Dr. François Duret tarafından gerçekleştirilen öncü araştırmalara dayanmaktadır.

Duret, diş preparasyonlarının optik olarak ölçüsünün alınmasına dayalı bir sistem geliştirerek kuron üretimini dijital ortamda başlatmış; elde edilen veriler daha sonra bilgisayar destekli tasarım ve frezeleme aşamalarında kullanılmıştır. Bu deneysel yaklaşım, ilerleyen yıllarda CAD/CAM teknolojisinin klinik ortama uyarlanmasını mümkün kılan ve SOPHA adıyla bilinen ilk sistemin ortaya çıkmasına zemin hazırlamıştır (Duret vd., 1988; Sriram vd., 2018).

1980'li yıllarda geliştirdiği klinik içi CAD/CAM sistemi ile Dr. Werner Mörmann, dijital teknolojilerin diş hekimliğine entegrasyonunda öncü isimlerden biri olarak kabul edilmektedir. Mörmann tarafından 1985 yılında tanıtılan bu sistem, optik tarama yöntemlerini bilgisayar destekli tasarım ile bir araya getirerek restorasyonun aynı seansta üretilmesini mümkün kılmış ve ilk inley uygulaması başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Computer-Assisted Ceramic Reconstruction (CEREC) olarak adlandırılan bu yaklaşım, dijital ölçü alma, restorasyonun sanal ortamda tasarlanması ve üretim aşamalarının tek randevuda tamamlanmasını sağlayarak estetik ve fonksiyon açısından yüksek kaliteli restorasyonların hızlı ve hassas biçimde elde edilmesine imkân tanımıştır. Bu yenilikçi sistem, klinik uygulamalara getirdiği hız ve doğruluk sayesinde dijital diş hekimliğinde dönüm noktası niteliğinde bir gelişme olarak değerlendirilmektedir (Sriram vd., 2018). CAD, bilgisayar yazılımları yardımıyla bir restorasyonun veya ürünün dijital ortamda modellenmesi, düzenlenmesi, değerlendirilmesi ve üretime uygun hâle getirilmesi sürecini ifade eder. CAD yazılımları, üç boyutlu dijital modeller oluşturarak üretim aşamasında kullanılacak verilerin hazırlanmasını sağlar. Bu yazılımlar çalışma yapısına göre açık ve kapalı sistemler şeklinde sınıflandırılmaktadır. Kapalı sistemler yalnızca kendi üreticilerine ait donanım ve yazılımlar ile uyumlu çalışırken, açık sistemler farklı marka tarayıcılarla entegrasyona olanak tanır ve STL (Standard Tessellation Language) gibi evrensel dosya formatlarını destekler. Tarama verilerinin yazılıma aktarılmasının ardından sistem tarafından otomatik bir ön tasarım oluşturulur; daha sonra kullanıcı, materyal kalınlığı ve kenar geçişlerinin düzenlenmesi gibi tasarım parametreleri üzerinde değişiklik yaparak restorasyonu nihai hâline getirir. Bu dijital iş akışı, estetik ve fonksiyonel gereksinimleri karşılayan restorasyonların kontrollü ve zaman açısından verimli biçimde üretilmesine imkân tanımaktadır (Ferencz vd., 2014).

2. CAD/CAM Sistemlerinin Temel Bileşenleri

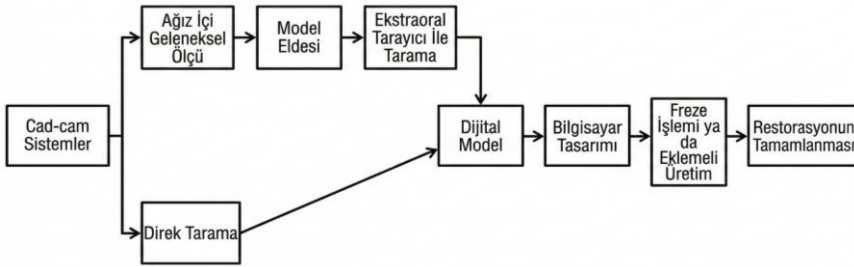
1. Dijitalleştirme aracı/Tarayıcı: Preparasyon yüzeyine ilişkin geometrik bilgiler, intraoral ya da ekstraoral tarayıcılar kullanılarak dijital ortama

aktarılmakta ve bu veriler doğrultusunda restorasyonun üç boyutlu sanal modeli oluşturulmaktadır.

2. Tasarım: Tarama işlemi sonucunda elde edilen dijital veriler, CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) yazılımları aracılığıyla analiz edilerek restoratif materyalin şekil, kalınlık ve sınırlarını tanımlayan, üretime hazır bir dijital taslak hâline dönüştürülmektedir.

3. Üretim teknolojisi: CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) aşamasında hazırlanan dijital veriler, CAM (Bilgisayar Destekli Üretim) yazılımları aracılığıyla frezeleme üniteleri veya üç boyutlu yazıcılar kullanılarak fiziksel restorasyonlara dönüştürülmektedir. Bu şekilde restoratif materyalin üretim süreci tamamlanır.

Dijital tarama, tasarım ve üretim basamaklarından oluşan bu üçlü sistematik yapı, dijital protez üretiminin temelini oluşturmakta; işlem süresini kısaltırken üretim doğruluğunu ve standardizasyonu belirgin şekilde artırmaktadır (Sriram vd., 2018) (Şekil 1).



Şekil 1. CAD/CAM Sistemlerinde İş Akışı

CAM yazılımlarının ilk nesilleri ağırlıklı olarak materyal seçimi ve temel üretim ayarlarının belirlenmesiyle sınırlıyken, güncel sürümler tasarımın üretime aktarılmasını büyük ölçüde otomatikleştiren gelişmiş işlevler sunmaktadır. Bu kapsamda, tamamlanmış dijital restorasyonun frezeleme veya üç boyutlu baskı işlemi için kullanılan materyal bloğu ya da platformu üzerine en uygun konumda yerleştirilmesi gibi işlemler yazılım tarafından gerçekleştirilebilmektedir. Bu optimizasyon süreci literatürde “yerleştirme (nesting)” olarak tanımlanmaktadır.

CAM yani bilgisayar destekli üretim iki kategoriye ayrılabilir:

1. Frezeleme veya aşındırma esasına dayanan eksiltmeli üretim
2. Mum baskı ve lazer sinterleme gibi teknikleri içeren eklemeli üretim (Ferencz vd., 2014).

2.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

CAD/CAM sistemlerinin kullanım alanının genişlemesinde, geleneksel ölçü tekniklerine kıyasla sunduğu önemli avantajlar etkili olmaktadır. Dijital tarayıcılar aracılığıyla ölçü alınması, manuel ölçüm basamaklarında karşılaşılan hataları büyük ölçüde ortadan kaldırarak veri elde etme sürecinin doğruluğunu artırmıştır. Restorasyonların dijital ortamda tasarlanması ve yüksek hassasiyette üretilmesi, protetik yapının uyum seviyesini yükseltmiş ve üretim için gereken zamanı azaltmıştır. Bu sistem sayesinde, birçok klinik durumda restorasyonlar tek seansta uygulanabilir hâle gelmiş; hem hasta hem de klinisyen açısından zaman yönetimi iyileşmiştir. Tasarımların ve ölçü verilerinin dijital olarak arşivlenebilmesi ise gerektiğinde restorasyonun tekrarlanması kolaylaştırmakta ve standart bir üretim süreci sunmaktadır. Ayrıca, ölçü materyallerinin ortadan kalkması dezenfeksiyon ihtiyacını azaltmakta ve atık malzeme miktarını düşürmektedir. Dijital ortamda üretilen kronların marjinal ve internal uyumunun geleneksel yöntemlerle hazırlanan restorasyonlara kıyasla daha yüksek olduğu bildirilmektedir (Alhallak vd., 2023; Chuchulska vd., 2024).

2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

CAD/CAM tabanlı üretim süreçlerinin sahip olduğu avantajlara rağmen, sistemin bazı sınırlamaları klinik uygulamalarda göz önünde bulundurulmalıdır. Öncelikle, geleneksel tekniklerle karşılaştırıldığında, cihaz yazılım ve donanım yatırımı nedeniyle başlangıç maliyeti daha yüksektir. Dijital iş akışının etkin bir şekilde uygulanabilmesi için hem tasarım yazılımlarının hem de üretim ünitelerinin kullanımına hakim, deneyimli teknisyen ve klinisyenlere ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca, derin subgingival sınırlar veya belirgin andırkat varlığı gibi karmaşık anatomik bölgeler dijital tarama sırasında tam olarak kaydedilemeyebilir. Tarama esnasında ağız içi sıvılar, ışık yansımaları ve parlak yüzeyler ölçü doğruluğunu olumsuz etkileyebileceğinden kan kontrolü ve nem izolasyonu kritik öneme sahiptir. Estetik açıdan değerlendirildiğinde, tek renkli blok materyalleri doğal dentisyonun optik özelliklerini tam olarak yansıtamayabilmektedir; ancak farklı renk katmanlarına sahip blokların geliştirilmesi bu dezavantajı büyük ölçüde azaltmıştır (Christensen, 2001; Çetindağ & Meşe, 2016; Chuchulska vd., 2024).

3. Eksiltmeli Üretim Tekniği

CAD/CAM teknolojilerinde son yıllarda ortaya çıkan yazılım iyileştirmeleri, kompakt cihaz tasarımları ve maliyetlerin azalması, bu sistemlerin endüstriyel üretimde yaygınlaşmasını sağlamıştır. Bu gelişim çizgisi, teknolojinin tıp ve özellikle diş hekimliğine entegrasyonunu hızlandırmış; kişiye özgü

restorasyonların laboratuvar aşamalarına ihtiyaç duyulmadan dijital ortamda üretilmesini mümkün kılmıştır.

Dijital üretim sürecinin temelinde, preparasyon yüzeylerinin veya mum modelasyonlarının üç boyutlu veriye dönüştürülmesi yer alır. Bu veriler farklı eksiltmeli üretim yaklaşımlarında kullanılabilir:

1. Seramik blokların doğrudan frezelenmesi (Örn: Vita MK II, Empress CAD),
2. Seramik tozlarının sinterleme büzülmesini telafi edecek şekilde dijital olarak büyütülmüş restorasyon tasarımlarının üretilmesi (Örn: Procera sistemi),
3. Kısmen sinterlenmiş blokların işlenip sonrasında tam sinterlenmesi (“yeşil işleme”; Örn: Cercon, Lava, Vita YZ).

Bu yöntemler, yüksek uyum ve malzeme verimliliği sunarak modern sabit protetik restorasyonların rutin üretim yöntemlerinden biri haline gelmiştir (Jain vd., 2016).

CAD/CAM platformları kullanım alanlarına göre üç gruba incelenebilir:

Klinik (Chairside) sistemlerde, ölçü intraoral tarayıcılarla alınır ve restorasyon doğrudan klinikte frezelenerek tek seansta hastaya teslim edilebilir. CEREC Omnicam ve E4D Planmeca bu gruba örnek gösterilebilir (Liu, 2005; Fasbinder, 2006).

Laboratuvar tipi sistemlerde dijital veriler model veya elastomer ölçülerden elde edilir; özellikle metal-seramik altyapılar ve köprü iskeletlerinin üretiminde tercih edilir. CEREC inLab, Cercon Brain ve Everest bunlara örnek sistemlerdir. Laboratuvar sistemlerinin, implant üstü kompleks vakalar gibi geniş endikasyon alanlarına uygulanabildiği belirtilmektedir (Fasbinder, 2006).

Merkezi üretim (milling center) sistemlerde ise dijital dosya bulut tabanlı platformlarla merkez fabrikasyon laboratuvarlarına gönderilir. Bu üretim modelinde endüstriyel ölçekte kalite kontrol, standart blok seçimi ve yüksek hassasiyetli frezeleme avantajları mevcuttur. Procera ve Lava Ultimate bu sistemlere örnek olarak gösterilebilir. Endüstriyel freze makinelerinin hassasiyeti, klinik model cihazlara kıyasla önemli ölçüde daha yüksektir (Liu, 2005).

Günümüzde ticari olarak birçok CAD/CAM sistemi mevcuttur. CEREC, Procera, Lava, Cercon, Everest, Kavo, Katana ve DC-Zirkon bunlar arasında en yaygın kullanılanlardır. Sirona tarafından geliştirilen CEREC sistemi, klinik ve laboratuvar koşullarında uygulanabilen bütünleşik yapısıyla dikkat çeker. İlk versiyonu 1985 yılında sunulan sistem, optik tarama, dijital tasarım ve frezeleme

aşamalarını aynı platformda bir araya getirerek yüksek başarı oranlarına ulaşmıştır. Güncel sürümler aynı anda birden fazla restorasyonun tasarım ve üretimine olanak tanımaktadır.

3.1. Eksiltmeli Üretimin Prensipleri ve İş Akışı

Eksiltmeli üretim (subtractive manufacturing), sabit bir blok materyalden bilgisayar destekli üretim (CAM) makineleri ile istenen restorasyonu kazıyarak elde etmeye dayanan bir yöntemdir. Bu yöntem, dijital tasarım (CAD) ile oluşturulmuş 3-boyutlu restorasyon modelinin, CAM yazılımı tarafından analiz edilip frezeleme yollarının (tool-path) oluşturulmasıyla başlar. CAM yazılımı, restorasyonun geometrik verileri ve kullanılacak blok materyalin özelliklerine göre kesici uç yön ve derinlik verilerini hesaplar; ardından CNC kontrollü freze makinesi, bu yollara göre blok üzerinde hassas kazıma işlemini gerçekleştirir (Abduo vd., 2014).

Bu üretim şekli, mum model, döküm veya manuel şekillendirme gibi geleneksel çok aşamalı yöntemlerin aksine, dijital modelden hızlı bir şekilde fiziksel restorasyonu elde etmeyi sağlar. Subtractive yöntemle üretilen restorasyonlarda, üretim süresi ve insan kaynaklı hataların önemli ölçüde azalması, malzeme israfının en aza inmesi ve malzeme yoğunluğunun yüksek olması nedeniyle iç yapının mekanik dayanımı artmaktadır (Eid, 2025).

Frezeleme işlemi sırasında kullanılan kesici uç geometrisi, kesme parametreleri ve blok materyal özellikleri, nihai restorasyonun fiziksel özelliklerini doğrudan etkiler. Örneğin, seramik ya da zirkonya bloklarının işlenmesinde kesici ucun çapı, ilerleme hızı (feed-rate) ve dönüş hızı (spindle speed) gibi parametreler; marjinal uyum, yüzey pürüzlülüğü ve mikroçatlak oluşumu gibi kalite kriterlerini belirler (Abduo vd., 2014; Pilecco vd., 2024).

CAD/CAM freze ünitelerinde eksen sayısı, kesici ucun blok materyal üzerinde uyguladığı hareket yönlerini belirler ve işleme sırasında erişilebilen açı çeşitliliğini artırır. Üç eksenli sistemlerde kesme işlemi yalnızca X-Y-Z doğrultularında gerçekleşir ve bu durum derin oklüzal morfolojide, eğimli marjinal kenarlarda ve internal bölgelerde sınırlamalara yol açabilir. Dört eksenli sistemlerde blok materyal ilave bir eksen etrafında döndürülebilir ve kesici uca ek açı kontrolü sağlanır. Beş eksenli frezeleme ünitelerinde ise hem blok materyal hem de kesici uç farklı eksen kombinasyonlarıyla eşzamanlı şekilde hareket ettirilebilir. Bu yapı, karmaşık anatomilerin işlenmesini kolaylaştırır ve yoğun blok materyallerde marjinal boşluğun azaltılmasına katkı sağlar (Abduo vd., 2014).

Özellikle tam sinterlenmiş zirkonya blokların işlenmesinde çok eksenli sistemlerde üretilen restorasyonlarda üç eksenli frezelemeye kıyasla daha düşük marjinal boşluk değerleri rapor edilmiştir (Ohkuma vd., 2019).

3.2. Eksiltmeli Üretimde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM teknolojilerinin diş hekimliğinde yaygınlaşması ile birlikte, farklı içeriklere ve mikro yapısal özelliklere sahip pek çok seramik temelli blok materyal geliştirilmiştir. Kullanılacak blok tipi; restorasyonun endikasyonu, ağız içindeki lokalizasyonu, estetik gereksinimler, mekanik dayanım ihtiyacı ve ekonomik faktörler doğrultusunda seçilmektedir (Çetindağ & Meşe, 2016). Güncel CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller temel olarak seramik esaslı, hibrit içerikli, polimer ve metal esaslı bloklar şeklinde sınıflandırılabilir (Fasbinder, 2010; Fasbinder, 2012). Feldspatik seramikler, cam matrisli seramikler, oksit seramikler, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler, nanoseramikler, hibrit seramikler, kompozitler, polimerler, Co-Cr ve Ti metal alaşımları eksiltmeli üretimde kullanılan materyaller arasında yer alır (Fasbinder, 2012).

4. Eklemeli Üretim

Amerikan Test ve Malzeme Kurumu (ASTM) eklemeli üretim teknolojilerini yedi temel sınıf altında kategorize etmiştir. Standartlarına göre eklemeli üretim, üç boyutlu dijital verilerden katmanların ardışık olarak birleştirilmesiyle fiziksel nesnelerin oluşturulduğu bir imalat yöntemidir. Bu süreçte her katman, alttaki yapı ile eritme, kaynaştırma veya ışıkla başlatılan polimerizasyon yoluyla bütünleşir. Eksiltmeli üretimden farklı olarak materyal kaldırmaya değil, malzemenin tabaka tabaka eklenmesine dayanır (Katreva vd., 2016). Bu yedi temel sınıf sırasıyla: havuz fotopolimerizasyonu (vat photopolymerization), malzeme püskürtme (material jetting), eriyik yığma modelleme (material extrusion), toz yataklı birleştirme (powder bed fusion), yapıştırıcı püskürtme (binder jetting), tabaka laminasyonu (sheet lamination) ve doğrudan enerji biriktirme (directed energy deposition) olarak tanımlanmaktadır (Vendra vd., 2020; Abdulkareem & Al-Shamma, 2024).

4.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Eklemeli Üretim Yöntemleri

Protetik diş hekimliğinde kullanılan başlıca eklemeli üretim teknolojileri; Havuz fotopolimerizasyonu sınıfında olan stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP) ve sıvı kristal ekran (LCD), malzeme püskürtme (MJ) ve toz yataklı birleştirme (powder bed fusion) sınıfından seçici elektron ışıını ile ergitme (EBM) sistemleridir. Stereolitografi, Charles Hull tarafından geliştirilen ilk ticari 3B baskı teknolojisi olarak kabul edilir (Katreva vd., 2016).

Bu yöntemler kullanılarak polimer, kompozit, metal veya alaşımlar gibi farklı materyallerden klinik ve laboratuvar amaçlı yapıların üretimi mümkündür. Özellikle çene modelleri, cerrahi kılavuzlar ve geçici restorasyon üretimi eklemeli sistemlerin diş hekimliğindeki yaygın kullanım alanlarını oluşturmaktadır. CAM yazılımları, 3B yazıcılar için otomatik yerleştirme, destek yapı tasarımı ve üretim komutlarının hazırlanmasını sağlayarak üretim sürecini basitleştirir. Yazılımlardaki yeni düzenlemeler, benzer vakaların otomatik gruplandırılmasına da imkân tanımaktadır (Schweiger vd., 2021).

SLA ve DLP tabanlı sistemler, epoksi veya akrilat esaslı sıvı reçinelerin ışık kaynağı ile katman katman polimerize edilmesi prensibine dayanır. Bu sistemler özellikle implant cerrahisinde kullanılan cerrahi şablonların üretiminde uzun süredir tercih edilmektedir. Son yıllarda ekipman maliyetlerinin azalmasıyla eklemeli üretim teknolojileri büyük laboratuvarların dışında daha küçük ölçekli merkezler tarafından da kullanılabilir hâle gelmiştir. Bu sayede uygun maliyetli reçineler ile hızlı prototipleme yaygınlaşmıştır (Schweiger vd., 2021).

Metal esaslı eklemeli üretimde ise dijital tasarım verileri lazer sinterleme sistemlerine aktarılmakta ve işlem tamamen otomatik şekilde gerçekleştirilmektedir. Uygun yerleştirme, destek yapıların oluşturulması ve tanımlayıcı etiketlerin eklenmesi gibi adımlar yazılım tarafından planlanır. Seramik materyallerin doğrudan eklemeli üretimi ise hâlen geliştirme aşamasındadır (Ferencz vd., 2014). Süreç mühendisliği açısından değerlendirildiğinde, eklemeli üretimin materyal kaybının azaltılması, karmaşık morfolojilerin daha kolay işlenmesi ve üretim basamaklarının azaltılması gibi avantajlara sahip olduğu bildirilmektedir (Kessler vd., 2020).

4.1.1. Stereolitografi (SLA)

Stereolitografi (SLA), 1986 yılında Charles W. Hull tarafından tanımlanan ve fotoreaktif reçinelerin UV ışık ile katman katman sertleştirilmesine dayanan ilk eklemeli üretim teknolojisidir (Van Noort, 2012). Sistem, ışığa duyarlı reçine içeren bir tank ve bu yüzeyi CAD verilerine göre tarayan UV lazerden oluşur. Lazerin temas ettiği bölgelerde polimerizasyon gerçekleşir, platform katman yüksekliği kadar aşağı iner ve işlem tekrarlanarak üç boyutlu model oluşturulur (Çelik vd., 2013).

Katman kalınlığı uygulamaya göre ayarlanabilir; hassasiyet gerektiren üretimlerde genellikle 30–50 µm, hızlı üretimlerde ise 150–200 µm aralığı tercih edilir (Stansbury & Idacavage, 2016). Üretim tamamlandıktan sonra model, reçine artıklarının temizlenmesi ve UV altında son kürleme işlemine tabi tutulur. Bu aşama boyutsal doğruluğu ve mekanik dayanımı artırır (Abduo vd., 2014).

SLA, yüksek çözünürlük kapasitesi nedeniyle dental alanda cerrahi kılavuz, çalışma modeli ve geçici restorasyon üretiminde yaygın şekilde kullanılmaktadır. Uygun parametrelerde yaklaşık 10 µm toleransla üretim yapılabildiği bildirilmektedir (Wang vd., 2017; Yüceer vd., 2025).

4.1.2. Sıvı Kristal Ekran (Liquid Crystal Display) (LCD)

Fotokürleme temelli eklemeli üretim teknolojilerinde (SLA, DLP, LCD) temel farklılık, ışık kaynağı ve görüntüleme sistemindeki çeşitliliktir. LCD tabanlı baskı teknolojisinde, sıvı kristal ekran aracılığıyla katmanın tüm yüzeyi tek seferde aydınlatılarak polimerizasyon gerçekleştirilir. Bu yöntem yüksek çözünürlük sağlamasına karşın, LCD panellerin ışık geçirgenliğinin düşük olması (yaklaşık %10) nedeniyle ışık yoğunluğu sınırlıdır ve bu durum kürleme hızını etkileyebilir. LCD sistemler düşük maliyetli olmaları ve detaylı üretim yapabilmeleri nedeniyle klinik ve laboratuvar uygulamalarında yaygın olarak tercih edilmektedir; ancak panelin belirli aralıklarla yenilenmesi gerekir. Güncel dental uygulamalarda LCD, DLP sistemleri ile birlikte en sık kullanılan fotopolimerizasyon tabanlı 3B baskı teknolojilerinden biridir (Groth vd., 2014).

4.1.3. Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing) (DLP)

Bu yöntemde, ultraviyole (UV) ışık kaynağı ve dijital mikro ayna cihazı kullanılarak fotopolimer reçine tabakaları ardışık olarak polimerize edilir ve nesne katman katman oluşturulur (Stansbury & Idacavage, 2016). DLP tabanlı 3B baskı teknolojisi, minimum 50 mikrometre çözünürlüğe kadar üretim yapabilen hassas bir yöntemdir. DLP sistemlerinde genellikle serbest radikal mekanizmasıyla sertleşen ışığa duyarlı reçineler kullanılır. Bu teknoloji, yüksek çözünürlüklü parça üretimi açısından önemli bir avantaj sunar. Ancak bu hassasiyetin sağlanabilmesi için projeksiyon alanının sınırlı olması gerekir; bu da yalnızca küçük boyutlu modellerin üretimini mümkün kılar. DLP yazıcılar, yüksek donanım maliyetine sahip olsalar da sağladıkları detay seviyesi sayesinde özellikle kuyumculuk ve diş hekimliği gibi küçük ama hassas üretim gerektiren alanlarda yaygın olarak tercih edilmektedir (Quan vd., 2020).

4.1.4. Malzeme Püskürtme (Material Jetting) (MJ)

Bu yöntem piezoelektrik baskı kafalarının fotopolimer damlacıklarını kontrollü şekilde yüzeye püskürtmesi ve bu damlacıkların ultraviyole (UV) ışık altında anında polimerize edilerek katılaşması prensibine dayanır (Yap vd., 2017). Katmanlı üretim süreci boyunca birden fazla fotopolimer reçinenin eşzamanlı kullanılabilmesi, optik ve mekanik açıdan farklı özelliklerdeki yapıların tek baskıda oluşturulmasına imkân tanır. Bu nedenle yöntem, diş hekimliğinde özellikle karmaşık anatomik yapıların gerektirdiği cerrahi kılavuzlar, diagnostik modeller ve geçici restorasyonlar gibi uygulamalarda

tercih edilmektedir. Destek yapılar üretim sırasında otomatik olarak oluşturulur ve işlem sonrası kolayca uzaklaştırılır. Yüksek çözünürlük sunmasına rağmen, sistemin ekipman maliyetlerinin yüksek olması ve üretim hacminin cihaz boyutu ile sınırlı kalması başlıca dezavantajlarıdır (Anusavice vd., 2022).

4.1.5. Elektron Işını ile Ergitme (Electron Beam Melting) (EBM)

EBM (Electron Beam Melting) yöntemi, metal esaslı tozların vakum altında ardışık katmanlar halinde elektron demeti ile ergitilmesine dayanan bir eklemeli üretim tekniğidir. Sistemde, volfram filamentinin ısıtılması ile elde edilen elektron akışı manyetik lensler yardımıyla toz yatağı üzerinde tanımlanan bölgelere yönlendirilir. Her katman, CAD modelinde tanımlanan çap ve kontur hatlarına göre tamamen eritilerek katılır ve bu işlem tüm yapı tamamlanıncaya kadar sürdürülür (Shirazi vd., 2015). Elektron demetiyle yapılan bu ergitme işlemi, metal tozlarının kaynaşmasının ötesinde tam yoğunluklu bir yapı elde edilmesini sağlar; böylece ortaya çıkan bileşen yüksek mekanik dayanım ve düşük iç boşluk oranı sunar (Van Noort, 2012). Bu nedenle teknoloji, özellikle Co-Cr ve titanyum esaslı implant altyapılarının ve özelleştirilmiş protez bileşenlerinin üretiminde diş hekimliği alanında tercih edilmektedir; vakum ortamı oksidasyonu engellediği için biyouyumluluk ve yüzey bütünlüğü açısından avantaj sağlar (Ebrahimi vd., 2026).

4.2. Baskı Sonrası İşlemler

Eklemeli üretimle elde edilen yapıların son işlem basamakları; destek yapıların çıkarılması, yüzey temizliği, tamamlayıcı polimerizasyon ve son düzenlemelerden oluşur (Taormina vd., 2018). Üretim platformundan ayrılan model, polimerize olmamış reçine kalıntılarının uzaklaştırılması için genellikle etil alkol veya izopropil alkol gibi bir çözücüde belirli süre bekletilir (Sandoval vd., 2007). Bu işlem, yüzey pürüzlülüğünün azalmasına ve boyutsal stabilitenin artmasına katkı sağlar.

Temizleme sonrası, yapının tam sertleşmesi amacıyla UV ışık altında post-kürleme uygulanır. Bu basamağın mekanik dayanım ve boyutsal doğruluğu iyileştirdiği bildirilmiştir. Destek yapılar, elmas disk veya ultrasonik uç gibi hassas aletlerle kontrollü biçimde uzaklaştırılır (Gurr vd., 2008). Yıkama süresinin mekanik özellikler üzerindeki etkisi sınırlı olsa da, uzun süreli solvent temasının dayanımda hafif azalmaya yol açabileceği, çok kısa sürelerde ise yüzey pürüzlülüğünün arttığı belirtilmektedir. Çalışmalarda ince kesitli modeller için yaklaşık 10 dakikalık temizleme ve en az 30 dakika UV kürleme önerilmektedir (Nowacki vd., 2021).

4.3. Üç Boyutlu Baskı Yöntemi ile Restorasyon Üretiminde Kullanılan Materyaller

Eklemeli üretim teknolojileriyle, plastik, metal, seramik ve kompozit gibi çeşitli materyaller katmanlar halinde birleştirilerek üç boyutlu yapılar oluşturulmaktadır. Bu yöntem; kişiye özel protezler, kraniyofasiyal rekonstrüksiyonlar ve implant destekli yapılar gibi geniş bir klinik alanda kullanılmaktadır (Bosch vd., 2014; Alsahafi vd., 2021; Jeong vd., 2023). Yaşam süresinin uzaması ve travma, tümör rezeksiyonları veya doğumsal deformiteler gibi durumların artması, kemik rekonstrüksiyonu ve implant gereksinimini artırmış; bu nedenle 3B baskı teknolojileri kraniyofasiyal cerrahi, ortopedi ve dental uygulamalarda yaygınlaşmıştır (Mikos vd., 2006; Bohner, 2010; Ebrahimi vd., 2026). Dental alanda rezin ve metal kuronlar, metal altyapılar ve implant bileşenleri eklemeli üretimle elde edilebilmektedir (Kim vd., 2014; Mangano vd., 2013; Schweiger vd., 2021; Jeong vd., 2023).

Eklemeli Üretimde Kullanılan Materyaller (Revilla-León & Özcan, 2019)

1. Seramik esaslı materyaller
2. Termoplastik polimerler (PMMA, PEEK vb.)
3. Fotopolimer rezinler
4. Kompozit rezin materyaller
5. Metal alaşımları (Co-Cr, Ti)
6. Biyoseramik materyaller

Seramikler

Zirkonya, estetik özellikleri ve yüksek mekanik dayanımı nedeniyle dental seramiklerin temel materyallerinden biridir. Güncel literatürde, zirkonyanın özellikle kuron ve köprü restorasyonlarında üç boyutlu baskı teknikleriyle üretilbildiği bildirilmektedir (Li vd., 2019; Wang vd., 2019). Klinik kullanımda en yaygın form, itriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP)'dir. Seramik stereolitografi teknolojisinin gelişmesiyle birlikte, zirkonya ve rezin-seramik içerikli materyaller eklemeli üretime uygun ticari karışımlar hâlinde sunulabilmektedir. Bununla birlikte, baskı sonrası sinterleme, mekanik özelliklerin optimize edilmesi ve estetik uyumun sağlanmasına yönelik teknik süreçler hâlen geliştirilme aşamasındadır (Li vd., 2019). Üç boyutlu baskı ile üretilen seramik esaslı materyallerin yüzey özellikleri ve biyolojik uyumlarının, kullanılan baskı yöntemi ve son işlem protokollerine bağlı olarak değişkenlik gösterdiği bildirilmektedir. Uygun üretim ve baskı sonrası işlemler

uygulandığında, bu materyallerin dental restorasyonlar için kabul edilebilir biyolojik ve yüzey özellikleri sunduğu ifade edilmektedir (Wang vd., 2025).

Polimerler

Üç boyutlu baskı teknolojilerinde en yaygın kullanılan termoplastik polimerler arasında polimetilmetakrilat (PMMA) ve polieteterketon (PEEK) yer almaktadır. PMMA, özellikle geçici sabit restorasyonlar, protez kaideleri ve uzun süreli provizyonel kron uygulamalarda, uzun yıllardır klinik kullanım alanı bulmuştur. PEEK ise yüksek biyouyumluluğu, mekanik dayanımı ve kimyasal stabilitesi sayesinde, üç boyutlu baskı ile üretilen kalıcı protetik restorasyonlar ve implant destekli yapılar için alternatif bir materyal olarak değerlendirilmektedir (Kattadiyil vd., 2013; Schwitalla & Müller, 2013). Uzun dönem implant uygulamaları için ticari PEEK formülasyonları 1998 yılından itibaren kullanıma sunulmuştur (Kurtz & Devine, 2007). Klinik ve deneysel çalışmalarda, PEEK'in ortopedi ve kraniyal rekonstrüksiyon alanlarında metal implantların yerine kullanılabilirdiği bildirilmiş; bu bulgular doğrultusunda materyalin dental implantolojide titanyuma alternatif potansiyel bir seçenek olabileceği ifade edilmiştir (Schwitalla & Müller, 2013; Jeong vd., 2023; Jun vd., 2025).

Rezinler

Fotopolimerizasyon temelli 3B baskı sistemlerinde (SLA, DLP) ışıqla kürlenene rezinler yaygın olarak kullanılmaktadır. Ortodontik apareyler, cerrahi kılavuzlar ve protetik restorasyonlar bu materyallerle üretilmektedir (Grzebieluch vd., 2021). Dental kullanım için geliştirilen kompozit rezinler, inley/onley, tek kuron ve takım diş üretiminde kullanılmakta; partikül dolgulu yapıları sayesinde yüksek mekanik dayanım sunmaktadır. Bu materyallerin polisaj kolaylığı ve çeşitli renk seçenekleri estetik uyumu artırmaktadır (Grzebieluch vd., 2021; Atria vd., 2022; Rosentritt vd., 2023). Bu materyallerin uzun dönem klinik performansına ilişkin veri henüz sınırlıdır, ancak in vitro sonuçlar tek üyeli restorasyonlarda mekanik dayanımın klinik kabul sınırları içinde olduğunu göstermektedir.

Güncel ticari ürünler arasında BEGO VarseoSmile Crownplus, BEGO VarseoSmile Triniq, Saremco Crowntec, Nexdent C&B MFH vb. materyaller bulunmaktadır. Literatürde bu materyallerle ilgili sınırlı sayıda çalışma olmasına rağmen, sonuçlar tek üyeli kalıcı restorasyonlar için yeterli kırılma direncine sahip olduklarını göstermektedir (Grzebieluch vd., 2021; Atria vd., 2022; Rosentritt vd., 2023; Hobbi vd., 2025). Örneğin Grzebieluch ve ark., VarseoSmile Crownplus'ın tek kuron restorasyonlar için gerekli mekanik yeterliliği sağladığını bildirmiştir (Grzebieluch vd., 2021). Atria ve ark. ise Permanent Bridge materyalinin çalışmalarında kullandıkları diğer rezinlere göre

daha yüksek mekanik performans gösterdiğini raporlamıştır (Atria vd., 2022). Rosentritt ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada geçici ve kalıcı kuronların in vitro koşullarda yeterli kırılma dayanımı sunduğu bildirilmiştir (Rosentritt vd., 2023).

5. Üretim Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Dijital üretim teknolojileri, sabit protetik restorasyonların imalat sürecinde kullanılan geleneksel döküm, presleme ve manuel tekniklerin yerini alarak üretimin CAD/CAM tabanlı sistemlerle standardize edilmesini sağlamıştır. Bu bağlamda, eksiltmeli (subtractive) ve eklemeli (additive) üretim yöntemleri, aynı dijital tasarım verisini kullanmalarına rağmen malzeme işleme prensipleri, mikro yapısal oluşum, marjinal uyum ve mekanik performans açısından farklılık göstermektedir. Üretim stratejisinin seçimi, restorasyonun adaptasyonu, yüzey özellikleri ve uzun dönem stabilitesi üzerinde doğrudan etkili olabilir (Alageel vd., 2025).

Eksiltmeli üretim, prefabrike blok veya disk formundaki seramik, hibrit seramik ya da metal materyallerden kesici uçlar aracılığıyla materyal kaldırılması esasına dayanır. Bu materyaller üretim öncesinde kontrollü sinterlenmiş bir mikro yapıya sahip olduğu için elde edilen restorasyonların yoğunluğu ve tane dağılımı homojen özellik gösterir. Klinik kullanımda eksiltmeli yöntemle hazırlanan restorasyonların marjinal ve internal uyumunun kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu bildirilmektedir; hibrit rezin esaslı kuronlarda marjinal boşluk değerlerinin yaklaşık 80–90 µm aralığında olduğu rapor edilmektedir. İç uyum açısından eksiltmeli yöntem, özellikle aksiyal bölgede düşük boşluk değerleri sunmakta ve bu durum iç yüzeylerin frezeleme sırasında daha etkin işlenebilmesi ile ilişkilendirilmektedir (Haddadi vd., 2021).

Eklemeli üretimde materyal, sıvı veya toz fazdan katmanların ardışık olarak birleştirilmesi prensibine göre işlenir. Katman tabanlı bu yapı, iç geometri açısından daha yüksek tasarım serbestliği sunmakta; özellikle karmaşık oklüzal morfolojilerin detaylı biçimde oluşturulmasına olanak tanımaktadır. Klinik kabul sınırları içerisinde marjinal uyum değerlerinin sağlandığı ve eksiltmeli yöntemle üretilen kuronlarla benzer düzeyde adaptasyon elde edildiği rapor edilmektedir. İç uyum açısından eklemeli üretim, oklüzal bölgede daha düşük boşluk değerleri sunabilmektedir. Bu avantaj katmanlı üretim yaklaşımının oklüzal anatomilerin dijital olarak çözünürlüğünün yüksek olmasına bağlıdır (Haddadi vd., 2021).

Metal esaslı bileşenlerde bağlantı dayanımı ve ara yüz stabilitesi üretim yöntemine göre değişebilmektedir. Titanyum ve zirkonya bileşenlerinde en yüksek bağlanma dayanımının eksiltmeli üretimle hazırlanan kombinasyonlarda elde edildiği; eklemeli yöntemle hazırlanan metal yüzeylerde bağlantının daha

düşük olduğu rapor edilmektedir (Alageel vd., 2025). Termal yaşlandırma sonrası her iki üretim yaklaşımında bağlanma dayanımında azalma meydana geldiği, ancak eksiltmeli üretimde bu azalmanın daha sınırlı olduğu belirtilmektedir. Bu bulgular ara yüz yüzey enerjisi, mikro pürüzlülük ve oksit tabakalarının homojenliği ile ilişkilendirilmektedir (Alageel vd., 2025).

Tam seramik yapılar açısından eklemeli üretim hâlen gelişim sürecindedir. Katmanlı seramik üretiminde sinterleme sonrası büzülme oranı ve porozite kontrolü, materyalin mekanik direnç gelişimi açısından kritik parametrelerdir (Moon vd., 2022). Eklemeli zirkonya üretiminde partikül dağılımı ve bağlayıcı ayrışma davranışı, final yoğunluğu ve dayanımı belirleyen başlıca faktörlerdir. Güncel çalışmalar, ışıkla kürlenmiş seramik karışımlarının eklemeli üretim için ticari formda sunulduğunu ve sinterleme sonrası mekanik özelliklerin klinik kabul seviyelerine yaklaştığını göstermektedir (Rasheed vd., 2023). Ancak endüstriyel ölçekli üretimde yoğunluk, tane büyüklüğü, mikro çatlak oluşumu ve büzülme kontrolünün optimize edilmesi gerekmektedir.

Eksiltmeli üretim yöntemi, malzeme stabilitesi, öngörülebilir mekanik performans, bağlantı dayanımı ve uzun dönem klinik verilerin bulunması bakımından avantaj sunmaktadır. Bu yöntemin dezavantajları arasında materyal kaybının yüksek olması, karmaşık geometride frezeleme eksenlerinin sınırlılığı ve ekipman maliyetleri yer almaktadır. Eklemeli üretim ise karmaşık anatominin tek seansta işlenebilmesi, materyal israfının azalması, hafif tasarımın mümkün olması ve kişiye özel üretim kapasitesi ile öne çıkmaktadır. Buna karşın sinterleme sonrası büzülme kontrolü, bağlantı dayanımı, yüzey hataları ve uzun dönem klinik verilerin sınırlılığı mevcut kısıtlamalar arasında yer almaktadır (Haddadi vd., 2021; Çakmak vd., 2022; Moon vd., 2022; Rasheed vd., 2023; Alageel vd., 2025).

Karşılaştırmalı çalışmalar, marjinal adaptasyon açısından iki yöntemin de klinik kabul sınırları içerisinde sonuçlar verdiğini göstermektedir (Haddadi vd., 2021). Yöntem seçiminin marjinal uyumdan çok iç uyum dağılımı, ara yüz bağlanma davranışı ve yaşlandırma sonrası dayanım üzerinde etkili olduğu; özellikle metal-seramik bileşenlerde eksiltmeli yöntemin daha kararlı bağlantı sunduğu bildirilmektedir (Çakmak vd., 2022; Alageel vd., 2025). Bu nedenle üretim stratejisi, restorasyonun türü, kullanılacak materyalin özellikleri, planlanan kalıcılık süresi ve klinik endikasyonlar dikkate alınarak belirlenmelidir.

6. Sonuç

Dijital üretim teknikleri, sabit protetik restorasyonların tasarım ve yapım sürecini köklü biçimde değiştirmiş; ölçü alma, modele elde etme ve üretim

adımlarını tek bir dijital iş akışında birleştirerek daha öngörülebilir sonuçlar elde edilmesini mümkün kılmıştır. Aynı dijital veriyi temel almalarına karşın, eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemleri hem materyal işleme prensipleri hem de elde edilen yapıların özellikleri açısından birbirinden ayrılmaktadır. Eksiltmeli üretim, tam veya kısmen sinterlenmiş blokların frezelenmesine dayanan yapısıyla bugün hâlen sabit protetik tedavilerde referans yöntem niteliğindedir. Hazır blok formu, yüksek yoğunluk ve homojen mikroyapı sağladığı için mekanik dayanım ve uzun dönem dayanıklılık açısından önemli bir avantaj sunar. Klinik uygulamalarda marjinal uyumun güvenilir olması, yüzey işlemlerinin öngörülebilirliği ve materyal performansına dair geniş literatür desteği bu yöntemin tercih edilmesinde belirleyici olmaktadır. Eklemeli üretim ise katmanlı imalat yaklaşımı sayesinde, karmaşık anatomik form ve kişiselleştirilmiş tasarım gerektiren durumlarda yeni imkânlar sunmaktadır. Materyal kaybının sınırlı olması, destek yapılarına rağmen geometrik özgürlük sağlaması ve dijital tasarımın doğrudan üretime aktarılabilmesi, yöntemin öne çıkan özellikleridir. Rezin esaslı baskı sistemlerinde elde edilen sonuçlar, tek üyeli restorasyonlar için mekanik olarak kabul edilebilir performans sergilendiğini göstermektedir. Bununla birlikte, seramik temelli eklemeli üretim halen geliştirme aşamasındadır; sinterleme sonrası yoğunluk, büzülme kontrolü ve mikroyapısal stabilite gibi teknik konularda standardizasyona ihtiyaç duyulmaktadır. Klinik açıdan bakıldığında, her iki yöntemin de belirli sınırlar içinde yüksek uyumlu restorasyonlar üretebildiği görülmektedir. Ancak üretim stratejisinin, özellikle iç boşluk dağılımı, siman boşluğu geometrisi, yüzey pürüzlülüğü ve yaşlandırma sonrası mekanik davranış üzerinde belirgin etkisi vardır. Bu nedenle yöntem seçimi; restorasyonun tipi, kullanılacak materyalin özellikleri, fonksiyonel gereksinimler ve laboratuvar altyapısı göz önünde bulundurularak yapılmalıdır.

Güncel araştırmalar, eklemeli üretim teknolojilerinin gelişimiyle birlikte seramik ve hibrit materyallerde yeni formülasyonların ortaya çıktığını, metal altyapıların ise kişiselleştirilmiş tasarım bakımından önemli bir potansiyele sahip olduğunu göstermektedir. Önümüzdeki dönemde üretim parametrelerinin standardizasyonu, uzun dönem klinik sonuçların artması ve farklı materyal gruplarının performansının karşılaştırılması, dijital üretim yöntemlerinin daha geniş bir klinik uygulama alanına taşınmasına katkı sağlayacaktır.

KAYNAKÇA

- Abdulkareem, M. A., & M.W. Al-Shamma, A. (2024). Additive Manufacturing Technologies in Dentistry (A Review). *Tikrit Journal for Dental Sciences*, 12(1), 21-32. <https://doi.org/10.25130/tjds.12.1.3>
- Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. *International Journal of Dentistry*, 2014, 1-15. <https://doi.org/10.1155/2014/783948>
- Alageel, O., Alfrisany, N., Alshamrani, A., & Alsadon, O. (2025). The Impact of Additive and Subtractive Manufacturing on the Adhesion and Durability of Titanium–Zirconia Restorative Materials. *Journal of Functional Biomaterials*, 16(7), 257. <https://doi.org/10.3390/jfb16070257>
- Alhallak, K., Hagi-Pavli, E., & Nankali, A. (2023). A review on clinical use of CAD/CAM and 3D printed dentures. *British Dental Journal*, 1-5. <https://doi.org/10.1038/s41415-022-5401-5>
- Alsahafi, R. A., Mitwalli, H. A., Balhaddad, A. A., Weir, M. D., Xu, H. H., & Melo, M. A. S. (2021). Regenerating craniofacial dental defects with calcium phosphate cement scaffolds: Current status and innovative scope review. *Frontiers in Dental Medicine*, 2, 743065. <https://doi.org/10.3389/fdmed.2021.743065>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2022). *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.
- Atria, P. J., Bordin, D., Marti, F., Nayak, V. V., Conejo, J., Benalcázar Jalkh, E., ... Sampaio, C. S. (2022). 3D -printed resins for provisional dental restorations: Comparison of mechanical and biological properties. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(5), 804-815. <https://doi.org/10.1111/jerd.12888>
- Bosch, G., Ender, A., & Mehl, A. (2014). A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1425-1431. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.012>
- Büyükpolat M. & Aydın, N., (2024). CAD/CAM Sistemleri. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry–Special Topics*, 10(2), 37-43.
- Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301-1303. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2001.0377>
- Chuchulska, B., Dimitrova, M., Vlahova, A., Hristov, I., Tomova, Z., & Kazakova, R. (2024). Comparative Analysis of the Mechanical Properties and Biocompatibility between CAD/CAM and Conventional Polymers Applied in Prosthetic Dentistry. *Polymers*, 16(7), 877. <https://doi.org/10.3390/polym16070877>

- Çakmak, G., Donmez, M. B., Cuellar, A. R., Kahveci, Ç., Schimmel, M., & Yilmaz, B. (2022). Additive or subtractive manufacturing of crown patterns used for pressing or casting: A trueness analysis. *Journal of Dentistry*, 124, 104221. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104221>
- Çamırcı, B. N. & Bilgeç, E., (2024). CAD/CAM Tasarım Programları. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics*, 10(2), 44-48.
- Çelik, İ., Karakoç, F., Çakır, M. C., & Duysak, A. (2013). Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Journal of Science and Technology of Dumlupınar University*, (031), 53-70.
- Çetindağ, M. T., & Meşe, A. (2016). Diş Hekimliğinde Kullanılan Cad/Cam (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri ve Materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524-533.
- Duret, F., Blouin, J.-L., & Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 117(6), 715-720. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1988.0096>
- Ebrahimi, M., Shaikh, H., Rezvani Sichani, H., Ramachandran, R. A., Paramasivan, M., Fazle Alam, M., ... Mathew, M. T. (2026). Additive manufacturing for Dentistry: A comprehensive review of techniques and applications. *Progress in Materials Science*, 157, 101613. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2025.101613>
- Eid, N. K. (2025). A Review on the Power of CAD/CAM Technology and the Material Science in Modern Manufacturing. *ERU Research Journal*, 4(1), 2223-2250. <https://doi.org/10.21608/erurj.2025.299610.1167>
- Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 22S-31S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0395>
- Fasbinder, D. J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578)*, 31(9), 702-709.
- Fasbinder, D. J. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578)*, 33(1), 50-58.
- Ferencz, J. L., Silva, N. R. F. A. da, & Navarro, J. M. (2014). *High-strength ceramics: Interdisciplinary perspectives*. Hanover Park Paris: Quintessence publishing.
- Groth, C., Kravitz, N. D., Jones, P. E., Graham, J. W., & Redmond, W. R. (2014). Three-dimensional printing technology. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 48(8), 475-485.
- Grzebieluch, W., Kowalewski, P., Grygier, D., Rutkowska-Gorczyca, M., Kozakiewicz, M., & Jurczynszyn, K. (2021). Printable and Machinable Dental

- Restorative Composites for CAD/CAM Application—Comparison of Mechanical Properties, Fractographic, Texture and Fractal Dimension Analysis. *Materials*, 14(17), 4919. <https://doi.org/10.3390/ma14174919>
- Gurr, M., Hofmann, D., Ehm, M., Thomann, Y., Kübler, R., & Mülhaupt, R. (2008). Acrylic Nanocomposite Resins for Use in Stereolithography and Structural Light Modulation Based Rapid Prototyping and Rapid Manufacturing Technologies. *Advanced Functional Materials*, 18(16), 2390-2397. <https://doi.org/10.1002/adfm.200800344>
- Haddadi, Y., Ranjkesh, B., Isidor, F., & Bahrami, G. (2021). Marginal and internal fit of crowns based on additive or subtractive manufacturing. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 8(1), 87-91. <https://doi.org/10.1080/26415275.2021.1938576>
- Hobbi, P., Ordueri, T. M., Öztürk-Bozkurt, F., Toz-Akalın, T., Ateş, M. M., & Özcan, M. (2025). Assessing the performance of 3D-printed resin composite posterior fixed dental prostheses: A 3-year prospective clinical trial. *Journal of Dentistry*, 160, 105887. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2025.105887>
- Jain, R., Takkar, R., Jain, G., Takkar, R., Deora, N., & Jain, R. (2016). CAD-CAM the future of digital dentistry: A review. *Ann Prosthodont Restor Dent*, 2(2), 33-36.
- Jeong, M., Radomski, K., Lopez, D., Liu, J. T., Lee, J. D., & Lee, S. J. (2023). Materials and Applications of 3D Printing Technology in Dentistry: An Overview. *Dentistry Journal*, 12(1), 1. <https://doi.org/10.3390/dj12010001>
- Jun, M.-K., Kim, J.-W., & Ku, H.-M. (2025). Three-Dimensional Printing in Dentistry: A Scoping Review of Clinical Applications, Advantages, and Current Limitations. *Oral*, 5(2), 24. <https://doi.org/10.3390/oral5020024>
- Katreva, I., Dikova, T., Abadzhiev, M., Tonchev, T., Dzhendov, D., Simov, M., ... Doychinova, M. (2016). 3D-printing in contemporary prosthodontic treatment. *Scripta Scientifica Medicinae Dentalis*, 2(1), 7-11.
- Kattadiyil, M. T., Goodacre, C. J., & Baba, N. Z. (2013). CAD/CAM complete dentures: A review of two commercial fabrication systems. *Journal of the California Dental Association*, 41(6), 407-416. <https://doi.org/10.1080/19424396.2013.12222317>
- Kessler, A., Hickel, R., & Reymus, M. (2020). 3D printing in dentistry—State of the art. *Operative Dentistry*, 45(1), 30-40. DOI: 10.2341/18-229-L
- Kim, K.-B., Kim, J.-H., Kim, W.-C., & Kim, J.-H. (2014). Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1432-1436. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.002>

- Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845-4869. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.07.013>
- Li, H., Song, L., Sun, J., Ma, J., & Shen, Z. (2019). Dental ceramic prostheses by stereolithography-based additive manufacturing: Potentials and challenges. *Advances in Applied Ceramics*, 118(1-2), 30-36. <https://doi.org/10.1080/17436753.2018.1447834>
- Liu, P.-R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 26(7), 507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
- Mangano, F., Pozzi-Taubert, S., Zecca, P. A., Luongo, G., Sammons, R. L., & Mangano, C. (2013). Immediate Restoration of Fixed Partial Prostheses Supported by One-Piece Narrow-Diameter Selective Laser Sintering Implants: A 2-Year Prospective Study in the Posterior Jaws of 16 Patients. *Implant Dentistry*, 22(4), 388-393. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e31829afa9d>
- Mikos, A. G., Herring, S. W., Ochareon, P., Elisseeff, J., Lu, H. H., Kandel, R., ... Vunjak-Novakovic, G. (2006). Engineering Complex Tissues. *Tissue Engineering*, 12(12), 3307-3339. <https://doi.org/10.1089/ten.2006.12.3307>
- Moon, J.-M., Jeong, C.-S., Lee, H.-J., Bae, J.-M., Choi, E.-J., Kim, S.-T., ... Oh, S.-H. (2022). A Comparative Study of Additive and Subtractive Manufacturing Techniques for a Zirconia Dental Product: An Analysis of the Manufacturing Accuracy and the Bond Strength of Porcelain to Zirconia. *Materials*, 15(15), 5398. <https://doi.org/10.3390/ma15155398>
- Nowacki, B., Kowol, P., Koziół, M., Olesik, P., Wieczorek, J., & Wacławski, K. (2021). Effect of post-process curing and washing time on mechanical properties of mSLA printouts. *Materials*, 14(17), 4856. <https://doi.org/10.3390/ma14174856>
- Ohkuma, K., Kameda, T., & Terada, K. (2019). Five-axis laser milling system that realizes more accurate zirconia CAD/CAM crowns by direct milling from fully sintered blocks. *Dental Materials Journal*, 38(1), 52-60. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-443>
- Pilecco, R. O., Machry, R. V., Baldi, A., Tribst, J. P. M., Sarkis-Onofre, R., Valandro, L. F., ... Pereira, G. K. R. (2024). Influence of CAD-CAM milling strategies on the outcome of indirect restorations: A scoping review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(5), 811.e1-811.e10. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.02.021>
- Quan, H., Zhang, T., Xu, H., Luo, S., Nie, J., & Zhu, X. (2020). Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive materials*, 5(1), 110-115. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2019.12.003>

- Rafal Kareem Rasheed, Nidhal Sahib Mansoor, Nihad Hasan Mohammed, & Syed Saad B Qasim. (2023). Subtractive and Additive Technologies in Fixed Dental Restoration: A Systematic Review. *Journal of Techniques*, 5(4), 162-167. <https://doi.org/10.51173/jt.v5i4.1034>
- Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146-158. <https://doi.org/10.1111/jopr.12801>
- Bohner, M. (2010). Design of ceramic-based cements and putties for bone graft substitution. *European Cells and Materials*, 20(1), 3-10. <https://doi.org/10.22203/eCM.v020a01>
- Rosentritt, M., Rauch, A., Hahnel, S., & Schmidt, M. (2023). In-vitro performance of subtractively and additively manufactured resin-based molar crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 141, 105806. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105806>
- Sandoval, J. H., Soto, K. F., Murr, L. E., & Wicker, R. B. (2007). Nanotailoring photocrosslinkable epoxy resins with multi-walled carbon nanotubes for stereolithography layered manufacturing. *Journal of Materials Science*, 42, 156-165. DOI: 10.1007/s10853-006-1035-2
- 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. <https://doi.org/10.3390/jcm10092010>
- Schwitala, A., & Müller, W.-D. (2013). PEEK Dental Implants: A Review of the Literature. *Journal of Oral Implantology*, 39(6), 743-749. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00002>
- Shirazi, S. F. S., Gharekhani, S., Mehrali, M., Yarmand, H., Metselaar, H. S. C., Adib Kadri, N., & Osman, N. A. A. (2015). A review on powder-based additive manufacturing for tissue engineering: Selective laser sintering and inkjet 3D printing. *Science and Technology of Advanced Materials*, 16(3), 033502. <https://doi.org/10.1088/1468-6996/16/3/033502>
- Sriram, S., Shankari, V., & Chacko, Y. (2018). Computer Aided Designing/Computer Aided Manufacturing in Dentistry (CAD/ CAM) – A Review. *International Journal of Current Research and Review*, 10(20), 20-24. <https://doi.org/10.31782/IJCRR.2018.10205>
- Stansbury, J. W., & Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32(1), 54-64. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.018>
- Taormina, G., Sciancalepore, C., Messori, M., & Bondioli, F. (2018). 3D printing processes for photocurable polymeric materials: Technologies, materials,

- and future trends. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 16(3), 151-160. <https://doi.org/10.1177/2280800018764770>
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3-12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>
- Vendra, L., Malkawi, A., & Avagliano, A. (2020). *Standardization of Additive Manufacturing for Oil and Gas Applications*. Program adi: Offshore Technology Conference. OnePetro. <https://doi.org/10.4043/30533-MS>
- Wang, S., Dai, J., Xu, S., Li, P., Fouda, A. M., Yilmaz, B., & Alhotan, A. (2025). Surface characteristics, cytotoxicity, and microbial adhesion of 3D-printed hybrid resin-ceramic materials for definitive restoration. *Journal of Dentistry*, 152, 105436. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.105436>
- Wang, W., Yu, H., Liu, Y., Jiang, X., & Gao, B. (2019). Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(2), 285-291. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.04.012>
- Wang, X., Jiang, M., Zhou, Z., Gou, J., & Hui, D. (2017). 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Composites Part B: Engineering*, 110, 442-458. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2016.11.034>
- Yap, Y. L., Wang, C., Sing, S. L., Dikshit, V., Yeong, W. Y., & Wei, J. (2017). Material jetting additive manufacturing: An experimental study using designed metrological benchmarks. *Precision Engineering*, 50, 275-285. <https://doi.org/10.1016/j.precisioneng.2017.05.015>
- Yuzbasioglu, E., Kurt, H., Turunc, R., & Bilir, H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: Evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, 14(1), 10. <https://doi.org/10.1186/1472-6831-14-10>
- Yüceer, Ö. M., Kaynak Öztürk, E., Çiçek, E. S., Aktaş, N., & Bankoğlu Güngör, M. (2025). Three-Dimensional-Printed Photopolymer Resin Materials: A Narrative Review on Their Production Techniques and Applications in Dentistry. *Polymers*, 17(3), 316. <https://doi.org/10.3390/polym17030316>

