

Haziran, 2020

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ALANINDA TEORİ VE UYGULAMALAR

EDİTÖR

DOÇ. DR. ELİF ESRA ÖZMEN ÜNÜVAR

DOI:10.5281/zenodo.21050380

Protetik Diş Tedavisi Alanında Teori ve Uygulamalar

Editör

Doç. Dr. Elif Esra Özmen Ünüvar

İmtiyaz Sahibi
Platanus Publishing®

Editör
Doç. Dr. Elif Esra Özmen Ünüvar
Kapak & Mizanpaj & Sosyal Medya
Platanus Yayın Grubu

Birinci Basım
Haziran, 2026

Yayımcı Sertifika No
45813

ISBN
978-625-8513-91-2

©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.

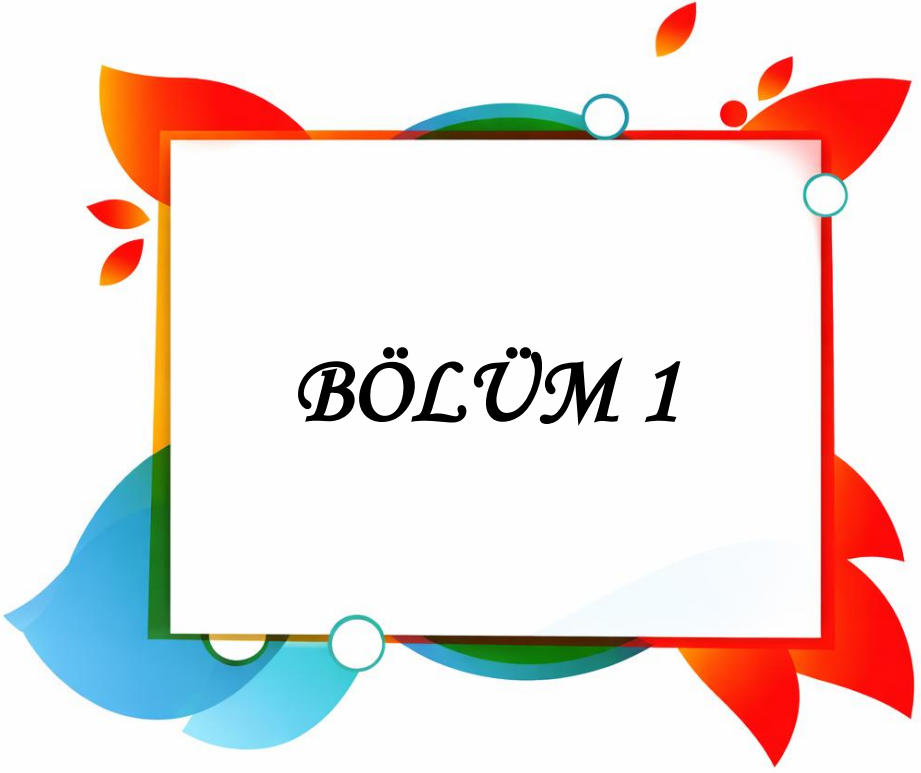
Telefon: +90 312 390 1 118
web: www.platanuspublishing.com
e-mail: platanuskita@gmail.com



Platanus Publishing®

İÇİNDEKİLER

BÖLÜM 1.....	5
Dijital Protetik Restorasyonlarda Malzeme Bilimi: CAD/CAM Teknolojileri ve Yeni Nesil Biyomateryaller	
Remzi Fırat	
BÖLÜM 2.....	15
Diş Morfolojisinin Protetik Restorasyonlardaki Rolü	
Hakan Cetiner	
BÖLÜM 3.....	43
CAD/CAM Restorasyonlarda Renklendirme, Bitirme ve Klinik Uygulama Süreçleri	
İlker Özkaya, Ferdi Kaya, Enes Karakaya, Mutlu Polat, Emel Arslan	
BÖLÜM 4.....	61
İmplantüstü Hibrit Protezlerde Materyal Seçimi	
Recep Türken	



BÖLÜM 1

Dijital Protetik Restorasyonlarda Malzeme Bilimi: CAD/CAM Teknolojileri ve Yeni Nesil Biyomateryaller

Remzi Fırat¹

1. Giriş

Protetik diş tedavisinde dijital teknolojilerin benimsenmesi, son iki on yılda paradigma düzeyinde bir dönüşüme yol açmıştır. Geleneksel alçı model bazlı iş akışının yerini hızla dijital protokoller almakta; bu değişim yalnızca üretim süreçlerini değil, malzeme tasarımı felsefesini de yeniden şekillendirmektedir (Rekow ve ark., 2011). Günümüzde klinisyenler ve teknisyenler, daha önce geleneksel yöntemlerle işlenemez olan bir malzeme yelpazesine erişebilmektedir.

Dijital restorasyonların geniş klinik adaptasyonu; tarama teknolojileri, tasarım yazılımları ve üretim sistemlerindeki paralel gelişmelerle mümkün olmuştur (Spitznagel ve ark., 2018). Bu süreçte malzeme bilimi, teknolojik imkânları belirleyen ve yönlendiren merkezi bir disiplin konumuna yükselmiştir. Zirkonyumun birden fazla nesil boyunca geçirdiği evrim, lityum disilikat seramiklerin CAD/CAM uyumlu formülasyonları ve hibrit malzemelerin yükselişi bu dönüşümün en somut göstergeleridir (Denry ve Kelly, 2008).

Bu bölüm; estetik ve fonksiyonel gereklilikleri bir arada karşılayan dijital protetik restorasyonlarda kullanılan malzemelerin bilimsel temellerini, işleme özelliklerini ve klinik performans verilerini sistematik biçimde sunmayı amaçlamaktadır. Akademisyen ve araştırmacılara yönelik hazırlanan bu içerik, temel kavramlardan ileri düzey araştırma bulgularına uzanan geniş bir spektrumu kapsamaktadır.

2. Dijital İş Akışı: CAD/CAM Sistemleri

2.1. Dijital Veri Edinimi: İntraoral Tarayıcılar

Dijital iş akışının ilk ve belirleyici adımı, doğru üç boyutlu verilerin elde edilmesidir. İntraoral tarayıcılar (İÖS), yapısal ışık, konfokal görüntüleme veya

¹ Arş. Grvls. Dt., Dicle Üniversitesi , Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ORCID: 0009-0001-7441-2265

faz kayması profilometrisi gibi farklı optik teknolojileri kullanarak ağız içi geometriyi nokta bulutlarına ya da poliyüzey modellerine dönüştürür. Geleneksel ölçü maddelerine kıyasla hasta konforunu artırmaları, ölçü materyali kaynaklı boyutsal değişimleri ortadan kaldırmaları ve dijital iş akışıyla doğrudan entegrasyona olanak tanımları bu sistemlerin temel klinik avantajları arasında sayılmaktadır (Abduo ve Lyons, 2013).

Tarama doğruluğu iki temel parametreyle tanımlanır: trueness (gerçek formdan sapma) ve precision (tekrarlanabilirlik). ISO 12836:2015 standardına göre kısmi ark taramalarında 50 µm veya altı, tam ark taramalarında 100 µm veya altı doğruluk kabul edilebilir sınır olarak belirlenmektedir. Ancak yapay zekâ destekli nokta bulutu hizalama algoritmaları ile bu değerlerin önemli ölçüde iyileştirilebildiği bildirilmektedir (Lawson, 2014).

Tablo 1. Başlıca İntraoral Tarayıcıların Karşılaştırmalı Teknik Özellikleri

Sistem	Teknoloji	Doğruluk (Kısmi Ark)	Renk Tarama	Açık Format
CEREC Primescan	Aktif Işık Tarama	≤20 µm	Evet	STL/PLY
iTero Element 5D	Paralel Konfokol	≤26 µm	Evet	STL
3Shape Trios 5	Ultrafast Optical	≤22 µm	Evet	STL/DCM
Medit i700	Stereo Görüntüleme	≤25 µm	Evet	STL/OBJ
Planmeca Emerald S	LED Odaksal Tarama	≤30 µm	Evet	STL

Kaynak: Üretici teknik dokümanları ve karşılaştırmalı bağımsız çalışmalar (2022-2024)

2.2. CAD: Bilgisayar Destekli Tasarım

CAD aşaması, alınan dijital verinin klinik açıdan uygun bir restorasyon geometrisine dönüştürüldüğü süreçtir. Modern CAD yazılımları (CEREC SW, exocad, 3Shape Dental System) otomasyon, yapay zekâ önerileri ve biyomekanik simülasyon modülleri sunmaktadır (Blatz ve ark., 2018). Bu sistemlerin temel işlevleri şöyle özetlenebilir:

- Antagonist ilişkisinin dinamik oklüzyon analizinde kullanılması
- Preparasyon sınırlarının otomatik tanımlanması ve doğrulama araçları
- Morfoloji kitaplıklarına dayalı estetik öneri sistemleri
- Sonlu elemanlar analizi (FEA) entegrasyonu ile gerilim dağılımı optimizasyonu

2.3. CAM: Frezeleme ve Üretim Teknolojileri

CAM sistemi, CAD çıktısını fiziksel restorasyona dönüştüren üretim zincirinin kalbidir. Subtractive (çıkarmalı) ve additive (eklemeli) olmak üzere iki ana yöntem günümüzde klinik kullanımda yer almaktadır.

2.3.1. Subtractive Üretim (CNC Frezeleme)

CNC frezeleme, blok/disk formundaki malzemelerin yüksek hızlı döner kesici takımlarla şekillendirilmesi esasına dayanır. 5 eksenli sistemler, özellikle bukkal yüzey pürüzlülüğü ve servikal marjin uyumu açısından belirgin üstünlük sergilemektedir. Pre-sinterize zirkonyum bloklarının sinterleme öncesi frezelenmesi, kesici takım ömrünü uzatmakta ve üretim hızını artırmaktadır; ancak sinterleme sırasında gerçekleşen %20–25 oranındaki lineer büzülme, ölçeklendirme algoritmalarıyla önceden telafi edilmelidir (Att ve ark., 2007).

2.3.2. Additive Üretim (3D Baskı)

Stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP) ve polimer jetting teknolojileri, özellikle geçici restorasyonlar, cerrahi rehberler ve çalışma modelleri üretiminde klinik pratiğe girmiştir. Kalıcı restorasyonlarda additive üretimin yaygınlaşması ise kullanılan fotopolimerlerin uzun dönem mekanik ve renk stabilitesine ilişkin sınırlılıklar nedeniyle henüz gerçekleşmemiştir (Mainjot ve ark., 2016). Zirkonyum için geliştirilen seramik DLP sistemleri ise araştırma aşamasından klinik uygulamaya geçiş sürecindedir.

3. Dijital Protetik Uygulamalarda Malzeme Bilimi

3.1. Zirkonyum Seramikler

Zirkonyum dioksit (ZrO_2), protetik diş hekimliğinin en önemli yapısal seramiği konumuna gelmiştir. İtiryum oksit (Y_2O_3) ile kısmen dengelenmiş zirkonyum (3Y-TZP), üstün kırılma tokluğunu (yaklaşık $5-6 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$) ve eğilme dayanımını (yaklaşık 900-1200 MPa) sunmaktadır (Denry ve Kelly, 2008). Monoklinik-tetragonal-kübik faz geçişleri, malzemenin mekanik performansını doğrudan belirleyen kritik parametrelerdir.

3.1.1. Nesil Sınıflandırması ve Optik Evrim

Zirkonyumun klinik evrimini nesil kavramı çerçevesinde değerlendirmek, hem malzeme bilimsel hem de klinik karar süreçleri açısından faydalı bir çerçeve sunmaktadır (Zhang ve Lawn, 2018). Günümüzde kübik faz oranı yüksek 5Y-PSZ formülasyonları, geleneksel 3Y-TZP'ye kıyasla belirgin biçimde daha yüksek translüensi değerleri sergilemektedir (Tablo 2).

Tablo 2. Zirkonyum Seramik Nesil Sınıflandırması ve Temel Özellikleri

Nesil	Y ₂ O ₃ (mol%)	Eğilme Dayanımı (MPa)	Translüsensi (T%)	Başlıca Endikasyon
1. Nesil (3Y-TZP)	%3	900–1200	~0 (Opak)	Arka grup altyapılar
2. Nesil (3Y-TZP)	%3	700–900	~15	Monolitik arka grup
3. Nesil (4Y-PSZ)	%4	600–800	~30	Monolitik ön/arka
4. Nesil (5Y-PSZ)	%5	400–600	~44	Ön grup estetik
Gradyent (Multi-layer)	Gradyent	Gradyent	~10–44	Tüm ark uygulamalar

Kaynak: T%: 1 mm kalınlıkta ölçülen transmittans yüzdesi. Denry ve Kelly (2008); Inokoshi ve ark. (2016)

3.1.2. Hidrotermik Yaşlanma (Low Temperature Degradation)

Düşük sıcaklık bozunması (LTD), 3Y-TZP'nin nemli ortamda tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü sonucu yüzeyden itibaren mikroçatlamayla ilerleyen bir degradasyon mekanizmasıdır. In vitro çalışmalar, 134°C/0,2 MPa buharlı otoklavlama koşullarında (ISO 13356 simülasyonu) 1. nesil zirkonyumların monoklinik faz oranının %0'dan %30-70'e ulaşabildiğini göstermiştir (Inokoshi ve ark., 2016). 4Y ve 5Y-PSZ formülasyonlarının LTD direncini anlamlı biçimde artırdığı bildirilmekle birlikte, bu formülasyonlarda artan kübik faz oranının mekanik tokluğu düşürdüğü de göz ardı edilmemelidir (Att ve ark., 2007).

3.2. Lityum Disilikat Seramikler

Lityum disilikat (Li₂Si₂O₅, LS₂), cam matris içine yönlendirilmiş kristal çökeltme mekanizmasıyla üretilen bir cam-seramik sistemidir. CAD/CAM uygulamasında mavi renkli metastabil lityum metasilikat (Li₂SiO₃) ara fazda frezeleme gerçekleştirilir; ardından kristalizasyon pişirimi (850°C, yaklaşık 25 dakika) ile son mekanik özellikler elde edilir (Kelly ve ark., 2017). Sistemin temel özellikleri şöyle sıralanabilir:

- Eğilme dayanımı: 360–400 MPa (enjeksiyon), 300–360 MPa (CAD/CAM + kristalizasyon sonrası)
- Kırılma tokluğu: yaklaşık 2,5–3,0 MPa·m^{1/2}
- Optik: Yüksek translüsensi ve opalesensi nedeniyle ön grup restorasyonlarda tercih edilen malzeme

- Endikasyon: Tek diş kuronlar, 3 üyeye kadar köprüler (ön bölge), inleyler, onleyler, venerler

3.3. Polimer İnfiltrasyon Seramik Ağlar (PICN) ve Hibrit Malzemeler

PICN sınıfının en önemli temsilcisi olan VITA Enamic, %86 feldispatik seramik ağ yapısına %14 oranında polimer (UDMA/TEGDMA) infiltre edilen çift fazlı bir biyomalzemedir. Seramiğin rijitliğini ve polimerin elastik tamponlama özelliğini birleştiren bu yapı, mine ve dentin modüllerine yakın bir elastik modül (yaklaşık 30 GPa) sağlamaktadır (Belli ve ark., 2014). Literatürde PICN malzemelerin antagonist doku üzerinde geleneksel tam seramiklere kıyasla daha az aşınmaya yol açtığı bildirilmektedir.

Reçine-nano seramik (RNC) bloklar ise yüksek doldurucu içerikli kompozit materyaller olup frezlenebilirlik, onarım kolaylığı ve mine-uyumlu kırılma enerjisi yayma mekanizmaları açısından öne çıkmaktadır (Mainjot ve ark., 2016).

Tablo 3. Başlıca CAD/CAM Blok Malzemelerin Mekanik ve Estetik Özellikleri

Malzeme	Eğilme Dayanımı	Elastik Modül	Vickers Sertliği	Estetik Potansiyel
3Y-TZP (1. nesil)	900–1200 MPa	~210 GPa	1200 HV	Düşük
5Y-PSZ (4. nesil)	400–600 MPa	~180 GPa	900 HV	Yüksek
Lityum Disilikat	300–400 MPa	~70 GPa	600 HV	Çok Yüksek
PICN (Vita Enamic)	~150 MPa	~30 GPa	200 HV	Yüksek
Reçine Nano-Seramik	~200 MPa	~12–16 GPa	80–100 HV	Yüksek
PMMA (Geçici)	~80 MPa	~3,5 GPa	20 HV	Orta

Kaynak: Mainjot ve ark. (2016); Spitznagel ve ark. (2018); Guazzato ve ark. (2004)

3.4. Yüksek Performanslı Polimerler: PEEK ve PEKK

Polieteretersketone (PEEK) ve polieterketoneketone (PEKK), kemiğe yakın elastik modülleriyle özellikle implant destekli restorasyonlarda artan bir ilgi görmektedir. Cam elyaf takviyeli PEEK (GFR-PEEK) formülasyonları, eğilme dayanımını yaklaşık 200–300 MPa aralığına taşımaktadır. Bununla birlikte zayıf doğal renk, sınırlı venerabilitesi ve bağlanma güçlükleri bu malzemelerin klinik uygulamasını karmaşıklştırmaktadır (Vagropoulou ve ark., 2018). Yüzey aktifleştirme yöntemleri (plazma, silikatizasyon) ve primer uygulamaları ile bağlanma değerlerinin iyileştirilebildiği bildirilmektedir.

4. Dijital Estetik: Renk Bilimi ve Yüzey Optikleri

4.1. Renk Ölçümü ve Spektrofotometri

Dijital protetik uygulamalarda renk standardizasyonu, insan gözünün subjektif değerlendirmesinden objektif spektrofotometrik ölçüme geçişi temsil etmektedir. CIE $L^*a^*b^*$ renk uzayında L^* aydınlığı, a^* kırmızı-yeşil eksenini, b^* ise sarı-mavi eksenini temsil etmektedir. İki renk arasındaki toplam renk farkı ΔE değeriyle ifade edilmekte; $\Delta E < 1,0$ klinik kabul sınırı olarak benimsenmektedir (Blatz ve ark., 2018).

4.2. Translüsensi, Opalesensi ve Florasan Özellikler

Doğal diş estetiğinin üç temel optik bileşeni; translüsensi (ışık geçirgenliği), opalesensi (dalgalı boyuna bağlı renk değişimi) ve florasan (UV uyarımlı emisyon) olarak sıralanabilir. Modern CAD/CAM malzemeleri bu üç parametreyi farklı ölçüde taklit edebilmektedir (Nakamura ve ark., 2015):

- Lityum disilikat: Yüksek opalesensi, iyi florasan yanıt → doğal mine benzeri optik profil
- 5Y-PSZ zirkonyum: İyi translüsensi, sınırlı opalesensi → ön grup kron uygulaması
- PICN: Homojen translüsensi dağılımı → tek diş restorasyonlarda stabil estetik
- Feldispatik porselen veneer: En yüksek estetik potansiyel → altta CAD/CAM altyapı gerektirir

4.3. Yüzey Pürüzlülüğü ve Bitirme Protokolleri

Restorasyonun yüzey pürüzlülüğü (R_a), hem estetik görünümü hem de biyofilm oluşumunu doğrudan etkilemektedir. $R_a > 0,2 \mu m$ değerlerinin plak retansiyonunu klinik açıdan anlamlı biçimde artırdığı bilinmektedir. Zirkonyum seramikler için yüksek parlak cilalama (high-speed polishing) protokolünün, glaze katmanı uygulamasına karşı karşılaştırmalı çalışmalarda benzer yüzey pürüzlülüğü değerleri verdiği görülmüştür (Guazzato ve ark., 2004).

5. Araştırma Sınırları: Öncü Teknolojiler ve Gelecek Yönelimler

5.1. Yapay Zekâ Destekli CAD Optimizasyonu

Derin öğrenme modellerinin dental CAD yazılımlarına entegrasyonu, preparasyon sınırı tanıma, morfoloji önerisi ve oklüzal temas optimizasyonu gibi kritik adımları otomatikleştirme potansiyeli taşımaktadır. Evrişimli sinir ağları (CNN) ile eğitilmiş modellerin deneyimli teknisyen tasarımlarıyla karşılaştırılabilir sonuçlar ürettiğini bildiren çalışmalar artmaktadır (Rekow ve

ark., 2011). Bununla birlikte eğitim veri setlerinin kalitesi, farklı hasta popülasyonlarına genellenebilirlik ve klinik doğrulama metodolojisi henüz tartışmalı konular arasındadır.

5.2. Biyobaskı ve Doku Mühendisliği

Üç boyutlu biyobaskı (3D Bioprinting), dental pulpa kaynaklı kök hücreler ve iskele malzemeleri kullanılarak biyolojik diş dokusu rejenerasyonuna yönelik araştırmalarda öncü bir rol üstlenmektedir. Hidroksiapatit (HAp) ve β -TCP bazlı baskılabilir biyoseramikler, kemik greftleme uygulamalarından implant çevresindeki alveoler kret rekonstrüksiyonuna uzanan geniş bir alanda incelenmektedir. Bu alandaki temel güçlük, biyolojik yapılanma ile mekanik yükleme gereksinimlerinin eş zamanlı karşılanmasıdır.

5.3. Nano-Kompozit ve Akıllı Malzemeler

Nano-boyutlu doldurucu partiküllerin (< 100 nm) reçine matrise homojen dağılımı, hem mekanik performansı hem de uzun vadeli renk stabilitesini iyileştirebilmektedir. Kuaternaryum amonyum içerikli kompozitler ve flor-salınımlı sistemler, periodontal ve peri-implant dokular üzerindeki biyofilm kontrolüne yönelik araştırmaların odağı haline gelmiştir (Zhang ve ark., 2013). Bu sistemlerin uzun dönem salınım kinetikleri ve mekanik özelliklere etkileri kapsamlı araştırma gündemi oluşturmaktadır.

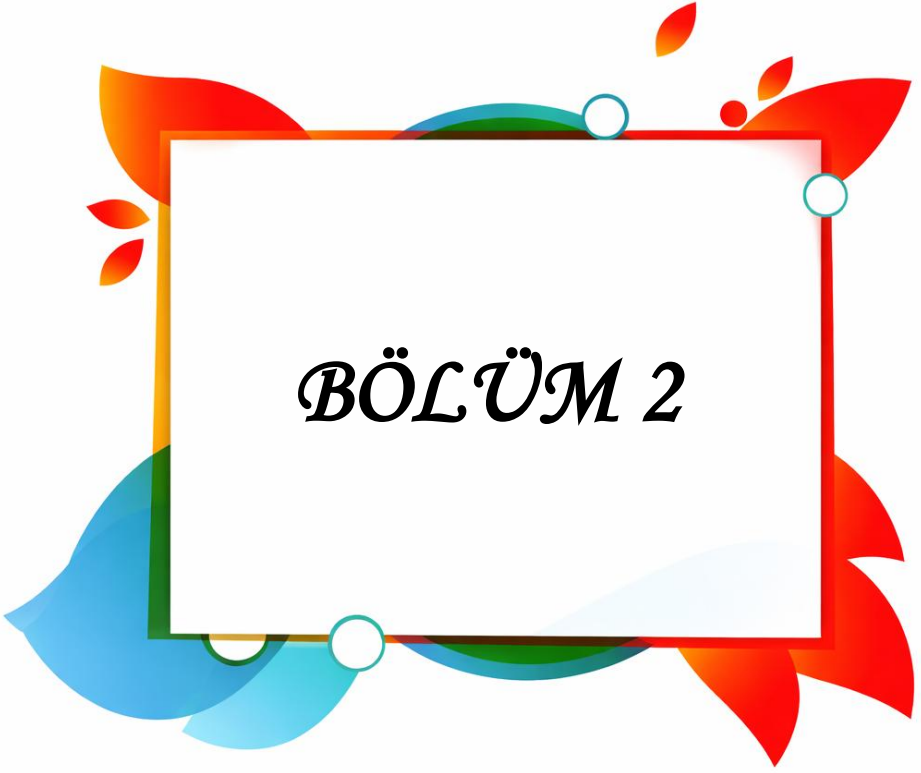
6. Sonuç

Dijital protetik restorasyonlarda malzeme bilimi, klinisyen tercihlerini yeniden biçimlendiren hızlı bir evrim içindedir. Zirkonyumun estetik sınırlarını zorlayan gradient formülasyonları, hibrit malzemelerin mine-uyumlu biyomekaniği ve yapay zekâ destekli tasarım araçları hem klinik sonuçları hem de iş akışı etkinliğini dönüştürmektedir. Araştırmacılar için en kritik boşluklar; uzun dönem klinik verilerinin yetersizliği, in vitro sonuçların in vivo transferinin sınırlılığı ve malzeme-yapıştırıcı sistem uyumunun yeterince standardize edilmemiş olmasıdır (Kelly ve ark., 2017). Gelecekteki çalışmaların bu alanlara odaklanması, kanıta dayalı materyal seçimi rehberlerinin oluşturulmasına doğrudan katkı sağlayacaktır.

Kaynakça

- Abduo, J. ve Lyons, K. (2013). Clinical considerations for increasing occlusal vertical dimension: A review. *Australian Dental Journal*, 58(1), 2-10.
- Att, W., Stamouli, K., Gerds, T. ve Strub, J. R. (2007). Fracture resistance of different zirconium dioxide three-unit all-ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontologica Scandinavica*, 65(1), 14-21.
- Belli, R., Geinzer, E., Muschweck, A., Petschelt, A. ve Lohbauer, U. (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics vs resin composites for dental restorations. *Dental Materials*, 30(4), 468-480.
- Blatz, M. B., Vonderheide, M. ve Conejo, J. (2018). The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. *Journal of Dental Research*, 97(2), 132-139.
- Denry, I. ve Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P. ve Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. *Dental Materials*, 20(5), 441-448.
- Inokoshi, M., Vanmeensel, K., Zhang, F., De Munck, J., Eliades, G., Minakuchi, S. ve Van Meerbeek, B. (2016). Aging resistance of surface-treated dental zirconia. *Dental Materials*, 32(4), 591-600.
- Kelly, J. R., Cesar, P. F., Scherrer, S. S., Della Bona, A., van Noort, R., Tanner, J. ve Watts, D. C. (2017). ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dental Materials*, 33(1), e1-e8.
- Lawson, N. C. (2014). Zirconia: A clinical guide for its use in dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 35(9), e1-9.
- Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y. ve Sadoun, M. J. (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: State of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487-495.
- Nakamura, K., Harada, A., Kanno, T., Inagaki, R., Niwano, Y., Milleding, P. ve Ortengren, U. (2015). Influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of posterior monolithic zirconia crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 47, 49-56.
- Rekow, E. D., Silva, N. R., Coelho, P. G., Zhang, Y., Guess, P. ve Thompson, V. P. (2011). Performance of dental ceramics: Challenges for improvements. *Journal of Dental Research*, 90(8), 937-952.
- Spitznagel, F. A., Boldt, J. ve Gierthmuehlen, P. C. (2018). CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *Journal of Dental Research*, 97(10), 1082-1091.

- Vagropoulou, G. I., Klifopoulou, G. L., Vlahou, S. G., Hirayama, H. ve Michalakis, K. (2018). Complications and survival rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilever extensions. *Journal of Oral Rehabilitation*, 45(7), 553-566.
- Zhang, Y., Lee, J. J., Srikanth, R. ve Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 29(12), 1201-1208.
- Zhang, Y. ve Lawn, B. R. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140-147.



BÖLÜM 2

Diş Morfolojisinin Protetik Restorasyonlardaki Rolü

Hakan Cetiner¹

GİRİŞ

Diş morfolojisi, diş hekimliğinin en temel yapı taşlarından biri olmasına rağmen, çoğu zaman yalnızca anatomik bir bilgi alanı olarak değerlendirilmekte ve klinik uygulamalardaki belirleyici rolü yeterince vurgulanmamaktadır. Oysa diş morfolojisi; estetik, fonksiyon ve biyomekanik arasında köprü kuran, restoratif tedavilerin başarısını doğrudan etkileyen kritik bir disiplindir.

Protetik restorasyonlarda amaç yalnızca eksik ya da hasarlı diş dokusunu yerine koymak değil, aynı zamanda stomatognatik sistemin doğal dengesini yeniden sağlamaktır. Dişlerin morfolojik özellikleri; oklüzal temasların yönü, kuvvet dağılımı, çiğneme etkinliği ve periodontal dokuların sağlığı üzerinde doğrudan etkilidir. Yanlış tasarlanmış bir morfoloji, estetik olarak kabul edilebilir olsa bile, uzun vadede restorasyon kırıkları, oklüzal travma, gıda retansiyonu ve periodontal problemler gibi komplikasyonlara yol açabilir.

Diş morfolojisinin protetik restorasyonlardaki rolü özellikle üç temel başlık altında incelenebilir: fonksiyonel rehberlik, kuvvet yönetimi ve oklüzal uyum. Tüberkül eğimleri, fissür yapıları ve kontakt alanlarının doğru tasarlanması; kuvvetlerin aksiyel yönde iletilmesini sağlar ve restorasyonun biyomekanik dayanıklılığını artırır. Aynı zamanda anterior rehberlik ve posterior disklüzyon gibi oklüzal prensiplerin doğru uygulanması, restorasyonların uzun ömürlü olmasında kritik öneme sahiptir.

Günümüzde dijital diş hekimliği uygulamalarının yaygınlaşmasıyla birlikte, morfolojik tasarım süreçleri daha hassas ve öngörülebilir hale gelmiştir. Ancak dijital araçlar ne kadar gelişmiş olursa olsun, temel morfolojik prensiplerin doğru anlaşılması durumunda elde edilen restorasyonlar fonksiyonel açıdan yetersiz kalmaktadır. Bu nedenle, diş morfolojisi bilgisi yalnızca preklinik eğitimde kazanılan bir beceri değil, aynı zamanda klinik karar verme sürecinin ayrılmaz bir parçasıdır.

Bu bölümde, diş morfolojisinin protetik restorasyonlardaki rolü; biyomekanik, oklüzal ve klinik perspektiften ele alınarak, teorik bilgiler ile klinik uygulamalar arasındaki ilişki detaylı bir şekilde incelenecektir. Amaç,

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul Atlas Üniversitesi, İstanbul, Türkiye, ORCID: 0009-0002-1159-1128

morfolojinin yalnızca estetik bir unsur değil, aynı zamanda fonksiyonel ve biyolojik başarının temel belirleyicisi olduğunu ortaya koymaktır.

1. Morfolojik Prensipler

Diş morfolojisi, protetik restorasyonların yalnızca anatomik doğruluğunu değil, aynı zamanda fonksiyonel etkinliğini ve biyomekanik dayanıklılığını belirleyen temel unsurlardan biridir. Restoratif diş hekimliğinde morfolojik yapıların doğru şekilde yeniden oluşturulması, oklüzal kuvvetlerin yönlendirilmesi, gıda akışının sağlanması ve periodontal dokuların korunması açısından kritik öneme sahiptir. Tüberkül, sulkus, fissür yapıları ve kenar eğimleri; restorasyonların hem statik hem de dinamik oklüzal ilişkilerinde doğrudan etkilidir (Wheeler, 2014; Ash & Nelson, 2003).

1.1. Tüberkül, Sulkus, Fissür ve Kenar Eğimleri

Posterior dişlerin oklüzal yüzey morfolojisi, çiğneme fonksiyonunun etkin bir şekilde gerçekleşmesini sağlayacak şekilde kompleks bir yapı sergiler. Tüberküller, oklüzal kuvvetlerin karşılandığı ve iletildiği ana anatomik yapılardır. Özellikle fonksiyonel tüberküller, karşı arkın fossalarına oturarak kuvvetlerin dişin uzun aksı boyunca iletilmesini sağlar (Okeson, 2013).

Sulkus ve fissür sistemleri ise yalnızca anatomik detaylar değil, aynı zamanda fonksiyonel rehberlerdir. Bu yapılar, çiğneme sırasında besinlerin yönlendirilmesini kolaylaştırır ve oklüzal kuvvetlerin kontrollü bir şekilde dağıtılmasına katkıda bulunur. Yanlış şekillendirilmiş fissür yapıları, gıda retansiyonuna ve sekonder çürük riskine yol açabilir (Shillingburg et al., 2012).

Kenar eğimleri (inclines), oklüzal temasların yönünü belirleyen en kritik morfolojik bileşenlerdir. Bu eğimler, mandibular hareketler sırasında temasların nasıl oluşacağını ve kuvvetlerin hangi yönde iletileceğini belirler. Dik veya hatalı eğimler, lateral kuvvetlerin artmasına ve restorasyon üzerinde stres konsantrasyonuna neden olabilir. Bu durum, özellikle seramik restorasyonlarda kırık riskini artıran önemli bir faktördür. (Şekil 1.1)



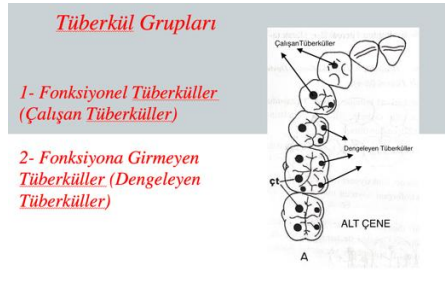
Şekil 1.1. Üst birinci molar dişin oklüzal yüzeyi — tüberkül, fissür, sulkus ve kenar eğimleri (Wheeler's Dental Anatomy Physiology and Occlusion 11th Edition)

1.2. Fonksiyonel Tüberkül – Kılavuz Tüberkül Ayrımı

Fonksiyonel (supporting) ve kılavuz (non-supporting) tüberküller arasındaki ayrım, protetik restorasyonların başarısında temel bir biyomekanik prensiptir. Maksiller posterior dişlerde palatinal tüberküller, mandibular posterior dişlerde ise bukkal tüberküller fonksiyonel tüberküller olarak kabul edilir. Bu tüberküller, oklüzal kuvvetlerin ana taşıyıcılarıdır ve sentrik oklüzyonda stabiliteyi sağlar (Okeson, 2013).

Kılavuz tüberküller ise daha çok mandibular hareketler sırasında yönlendirici rol üstlenir. Bu tüberküller, kesme ve parçalama fonksiyonuna katkıda bulunurken, aynı zamanda eksentrik hareketlerde temas rehberliği sağlar. Ancak bu tüberküllerin aşırı temas alması, oklüzal interferenslere ve fonksiyonel dengesizliklere yol açabilir.

Protetik restorasyonlarda bu ayrımın doğru uygulanmaması, kuvvetlerin yanlış yönlendirilmesine neden olur. Özellikle fonksiyonel tüberküllerin yetersiz desteklenmesi veya kılavuz tüberküllerin aşırı yüklenmesi durumunda, restorasyonların biyomekanik başarısı ciddi şekilde azalır. Bu nedenle restoratif tasarımda tüberkül yüksekliği, konumu ve temas ilişkileri dikkatle planlanmalıdır (Şekil 1.2).



Şekil 1.2. Fonksiyonel (destekleyici) ve Fonksiyona Girmeyen (non-supporting) tüberkül ayrımı ile oklüzal kuvvet iletimi

1.3. Proksimal Kontakların Estetik ve Fonksiyonel Rolü

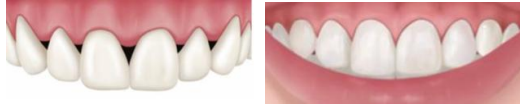
Proksimal kontaklar, yalnızca dişler arası boşlukların kapatılmasını sağlayan yapılar değil, aynı zamanda hem estetik hem de fonksiyonel bütünlüğün korunmasında önemli rol oynayan morfolojik unsurlardır. Doğru konumlandırılmış ve uygun genişlikteki kontak alanları, gıda impaksiyonunu önler ve periodontal sağlığın korunmasına katkıda bulunur (Wheeler, 2014).

Estetik açıdan değerlendirildiğinde, proksimal kontakların insizalden servikale doğru konumlanması, interdental papilin desteklenmesinde belirleyici rol

oyun. Yanlış konumlandırılmış kontaklar, “black triangle” oluşumuna neden olarak estetik başarısızlığa yol açabilir.

Fonksiyonel açıdan ise proksimal kontaklar, ark stabilitesinin korunmasında kritik öneme sahiptir. Dişler arası temasın kaybı, dişlerin migrasyonuna, oklüzal dengenin bozulmasına ve temporomandibular sistem üzerinde olumsuz etkiler oluşmasına neden olabilir (Ash & Nelson, 2003).

Bu nedenle protetik restorasyonlarda proksimal kontakların yalnızca kapatılması değil, doğru morfolojik formda yeniden oluşturulması gereklidir. Kontakt alanının yüksekliği, genişliği ve konumu; hem estetik hem de biyomekanik başarı açısından dikkatle planlanmalıdır (Şekil 1.3).



Şekil 1.3. Proksimal kontak ve black triangle

1.4. Morfoloji ve Periodontal Sağlık

Restoratif morfolojinin periodontal dokular üzerindeki etkisi, uzun dönem tedavi başarısı açısından kritik ancak sıklıkla göz ardı edilen bir boyuttur. Diş yüzeylerinin kontur, kontakt ve kontur ilişkileri; plak birikimi, gingival inflamasyon ve alveoler kemik sağlığı üzerinde doğrudan belirleyici rol oynar. Doğal dişlerde dışbükey (bulging) konturu, gingival dokuyu oklüzal kuvvetlerden korurken, restoratif uygulamalarda aşırı kontur bu koruyucu işlevi bozarak plak retansiyonuna zemin hazırlar (Wheeler, 2014; Rosenstiel et al., 2016).

Subgingival marjin konumlandırması, morfoloji-periodontal ilişkisinin en hassas noktasını oluşturur. Subgingival yerleştirilen restorasyon marjinleri, biyolojik genişliği ihlal etme riski taşır ve klinik ve mikrobiyal açıdan bile pürüzsüz yüzeylerde kronik gingival irritasyona neden olabilir. Marjin yüzeyinin pürüzlülüğü ve fit doğruluğu; mikrobiyel kolonizasyon, sekonder çürük riski ve periodontal cep derinliği üzerinde kanıtlanmış etkilere sahiptir. Bu nedenle restorasyon tasarımında marjin konumunun, form ve fit doğruluğunun birlikte değerlendirilmesi zorunludur (Shillingburg et al., 2012; Klineberg & Jagger, 2004).

Embrazür morfolojisi, interdental papil sağlığı ile doğrudan ilişkilidir. Açık ve serbestçe temizlenebilir embrazür formları, interdental plak kontrolünü kolaylaştırır ve gingival sağlığı destekler. Buna karşın proksimal kontakların aşırı

geniştirilmesi veya embrazürlerin kapatılması, gıda impaksiyonu ve papil atrofisine yol açabilir. Özellikle implant destekli restorasyonlarda, doğal interdental papilin yokluğu nedeniyle embrazür formunun estetik ve hijyen gereksinimleri birlikte gözetilerek tasarlanması büyük önem taşımaktadır (Misch, 2015; Ash & Nelson, 2003).

1.5. Anterior ve Posterior Morfolojinin Karşılaştırmalı Analizi

Anterior ve posterior dişler, morfolojik yapıları itibarıyla birbirinden belirgin biçimde ayrılır; bu farklılık yalnızca anatomik değil, aynı zamanda fonksiyonel ve biyomekanik bir zorunluluktan kaynaklanmaktadır. Anterior dişler; kesici, yırtıcı ve rehberlik işlevlerini üstlenirken, posterior dişler ezme ve öğütme yükünü taşıyarak oklüzal kuvvetlerin büyük bölümünü karşılar. Bu fonksiyonel ayırım, restoratif tasarımda anterior ve posterior morfolojinin birbirinden bağımsız prensipler çerçevesinde ele alınmasını zorunlu kılar (Ash & Nelson, 2003; Rosenstiel et al., 2016).

Anterior dişlerde morfolojinin belirleyici unsuru insizal kenar formudur. Bu yapı; dilin fonasyon sırasındaki konumlanmasını, dudak desteğini ve yüz estetiğini doğrudan etkiler. Labial yüzeyin konveksitesi ile palatinal konkavitesi arasındaki denge, anterior rehberliğin kalitesini belirler. Palatal fossanın derinliği ve singulum bölgesinin formu; lateral ve protrüzif hareketlerde posterior dişlerin disklüzyonunu sağlayan temel morfolojik yapılarıdır. Anterior rehberliğin yetersiz ya da fazla dik kurulması, posterior dişler üzerindeki lateral kuvvetlerin artmasına ve uzun vadede restorasyon başarısızlıklarına zemin hazırlar (Dawson, 2007; Okeson, 2013).

Posterior dişlerde ise oklüzal yüzeyin karmaşık morfolojisi, fonksiyonel etkinliği maksimize edecek biçimde organize edilmiştir. Tüberkül sayısı, yüksekliği ve eğimi; fissür sistemlerinin yönü ve derinliği; kenar eğimlerinin açısı, tüm bu unsurlar birlikte oklüzal kuvvetlerin yönünü ve dağılımını belirler. Posterior restorasyonlarda fonksiyonel tüberküllerin fossalar üzerine dengeli biçimde oturması, hem sentrik stabilizeyi hem de eksentrik hareketlerde kontrolü sağlar. Posterior morfolojinin anterior rehberlikle uyumu sağlanamadığında, sistemin bütünlüğü bozulur ve parafonksiyonel aktiviteler tetiklenebilir (Shillingburg et al., 2012; Klineberg & Jagger, 2004).

Restoratif tasarım açısından anterior-posterior morfoloji ayrımının pratik yansımaları, preparasyon ve restorasyon tasarımı aşamalarında kendini gösterir. Anterior restorasyonlarda palatinal clearance ve insizal örtüşme miktarı; posterior restorasyonlarda ise tüberkül redüksiyon derinliği ve kenar eğimi açıları, her iki bölge için farklı klinik hedefleri temsil eder. Bu nedenle anterior ve posterior morfolojinin bütüncül bir oklüzal konsept dahilinde tasarlanması, uzun dönem başarının temel koşullarından birini oluşturur (Rosenstiel et al., 2016).

1.6. Morfolojinin Biyomekanik Temelleri

Diş morfolojisi ile biyomekanik arasındaki ilişki, yalnızca kuvvet büyüklüğünün değil, kuvvetin yönü, uygulama noktası ve dağılım biçiminin de belirleyici olduğu karmaşık bir etkileşimdir. Dişin uzun aksı boyunca iletilen aksiyel kuvvetler, periodontal ligament tarafından fizyolojik sınırlar içinde absorbe edilir ve alveolar kemik tarafından etkin biçimde taşınır. Buna karşılık lateral ve torsiyonel kuvvetler, periodontal dokuların tolerans sınırını kolaylıkla aşabilir ve hem diş hem de restorasyon üzerinde yıkıcı etkiler oluşturabilir (Grippio et al., 2004; Palamara et al., 2000).

Morfolojik yapılar birer kuvvet yönetim mekanizması olarak işlev görür. Tüberkül eğimlerinin açısı, kuvvetlerin aksiyel mi yoksa lateral mi iletileceğini doğrudan belirler; dik eğimler lateral bileşeni artırırken, daha sığ eğimler kuvvetleri dişin uzun aksına yaklaştırır. Fissür sistemleri ise kuvvetlerin dağılımını düzenleyerek belirli bölgelerdeki stres konsantrasyonunu azaltır. Sonlu elemanlar analizi (FEA) çalışmaları, oklüzal morfolojideki küçük değişikliklerin bile dentin-mine birleşimindeki stres dağılımını belirgin biçimde etkileyebildiğini ortaya koymuştur (Magne, 2007; Soares et al., 2008).

Restorasyon materyalinin biyomekanik davranışı da morfoloji ile doğrudan ilişkilidir. Zirkonyum oksit ve lityum disilikat gibi tam seramik sistemler, basınç kuvvetlerine karşı yüksek direnç gösterirken çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı kırılgandır. Bu nedenle bu materyallerde oklüzal morfoloji; stres konsantrasyonu oluşturabilecek keskin kenar geçişlerinden ve dik tüberkül eğimlerinden kaçınacak şekilde tasarlanmalıdır. Metal destekli sistemlerde ise metal altyapının kuvvetleri taşıma kapasitesi, morfolojik tasarımda daha geniş bir esneklik alanı sağlar; ancak bu esneklik, biyomekanik prensiplerin göz ardı edilmesi için bir gerekçe oluşturmamalıdır (Kelly & Benetti, 2011; Guess et al., 2011).

Biyomekanik açıdan bir diğer kritik konu, destek yapısının morfoloji üzerindeki etkisidir. İmplant destekli restorasyonlarda doğal periodontal ligamentin proprioseptif geri bildirimi yoktur; bu durum, oklüzal aşırı yüklenmenin algılanmasını güçleştirir. Bu nedenle implant üstü restorasyonlarda oklüzal morfoloji, özellikle tüberkül yüksekliği ve kenar eğimleri açısından daha muhafazakâr biçimde tasarlanmalı; oklüzal kuvvetlerin implant aksına paralel iletimi önceliklendirilmelidir (Misch, 2015; Wadhwani et al., 2012).

1.7. Aşınma (Atrizyon/Abrazyon/Erozyon) ve Morfolojik Değişim

Diş morfolojisi statik bir yapı değildir; yaşam boyu çeşitli mekanik, kimyasal ve fizyopatolojik süreçlerin etkisiyle değişime uğrar. Diş aşınması; atrizyon, abrazyon ve erozyon olmak üzere üç temel mekanizma üzerinden gerçekleşir. Atrizyon, dişlerin birbirleriyle doğrudan teması sonucu gelişen mekanik aşınmadır ve özellikle bruksizm gibi parafonksiyonel aktivitelerde belirgin

biçimde hızlanır. Abrazyon ise diş yüzeylerinin yabancı cisimlerle teması sonucu oluşur; yanlış fırçalama teknikleri ve abrasif diş macunları başlıca etkenler arasında sayılabilir. Erozyon, asidik maddelerin kimyasal etkisiyle gerçekleşen diş dokusu kaybını ifade eder ve gastroözofageal reflü hastalığı ile asitli içecek tüketimi gibi durumlarla yakından ilişkilidir (Grippio et al., 2004; Smith & Knight, 1984).

Diş aşınması, morfolojik yapıları sistematik bir biçimde bozar. Anterior dişlerde insizal kenar kaybı, anterior rehberlik açısının değişmesine ve eksentrik hareketlerde posterior dişler üzerindeki lateral kuvvetlerin artmasına neden olur. Tüberkül tepelerinin aşınması, cusp-fossa ilişkisini bozarak sentrik temas noktalarını kaybettirir ve mandibular konumun dengesizleşmesine zemin hazırlar. İleri düzey oklüzal aşınma vakalarında dikey boyutun azalması, temporomandibular eklem yüklenmesini artırır ve yüz estetiğini olumsuz etkiler (Turner & Missirlian, 1984; Bartlett & Dugmore, 2008).

Restoratif tedavi planlamasında aşınmış morfolojinin doğru değerlendirilmesi kritik bir adımdır. Aşınmanın etiyojisi belirlenip kontrol altına alınmadan yapılan restorasyonlar, zamanla aynı morfolojik kayıpla yüzleşmeye devam eder. Bu nedenle tedavi öncesinde aşınma tipi ve şiddeti, dikey boyut değerlendirmesi ve oklüzal analiz mutlaka gerçekleştirilmelidir. Smith-Knight İndeksi (BEWE - Basic Erosive Wear Examination) gibi sistematik aşınma sınıflandırma araçları, klinik protokolü standardize etmek açısından yararlıdır (Bartlett et al., 2008).

Tablo 1.1. Diş Aşınması: Atrizyon, Abrazyon ve Erozyon Karşılaştırması

Özellik	Atrizyon	Abrazyon	Erozyon
Mekanizma	Diş-diş teması (mekanik)	Yabancı cisim teması (mekanik)	Asit etkisi (kimyasal)
Başlıca Etkenler	Bruksizm, parafonksiyonel alışkanlıklar	Hatalı fırçalama, abrasif macun	GÖRH, asitli içecekler, kusma
Etkilenen Yüzey	Oklüzal, insizal	Bukkal, servikal	Palatinal, oklüzal (geniş alan)
Restoratif Yaklaşım	Splint + tüberkül yeniden yapılandırma	Etken eliminasyonu + servikal restorasyon	Asit kontrolü + palatinal/oklüzal rehabilitasyon

Aşınmış dişlerin restorasyonunda morfolojik yeniden yapılandırma, biyomimetik prensipler çerçevesinde ele alınmalıdır. Kaybedilen tüberkül yüksekliği ve insizal kenar formu, doğal diş anatomisine ve hastanın bireysel fonksiyonel paternine uygun biçimde yeniden oluşturulmalıdır. Dijital wax-up ve mock-up uygulamaları, bu süreçte öngörülebilir ve hasta odaklı bir tasarım yaklaşımı sunması bakımından giderek daha fazla tercih edilmektedir (Magne & Belser, 2003; Vailati & Belser, 2008) (Şekil 1.4).



Şekil 1.4. Diş aşınması klinik görünüşleri. (a) Atrizyon: bruksizm kaynaklı oklüzal yüzey aşınması. (b) Abrazyon: hatalı fırçalama tekniğine bağlı servikal aşınma. (c) Erozyon: asit etkisiyle gerçekleşen palatinal/oklüzal doku kaybı.

2. Sabit Protetik Restorasyonlarda Morfoloji

Sabit protetik restorasyonlarda morfolojik tasarım, yalnızca estetik bir gereklilik değil, aynı zamanda restorasyonun biyomekanik başarısını ve uzun dönem stabilitesini belirleyen temel faktörlerden biridir. Restoratif materyalin türü ne olursa olsun, oluşturulan morfoloji; oklüzal kuvvetlerin yönlendirilmesi, temas ilişkilerinin düzenlenmesi ve çevre dokularla uyum açısından kritik rol oynar. Bu nedenle sabit restorasyonlarda morfolojik prensipler, materyal özellikleri ile birlikte değerlendirilmelidir (Shillingburg et al., 2012).

Tablo 2.1. Restorasyon Türlerine Göre Morfolojik Gereksinimler

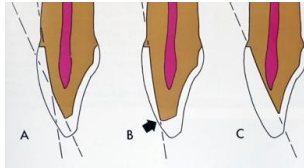
Restorasyon Türü	Tüberkül Tasarımı	Oklüzal Kuvvet Yönetimi	Estetik Öncelik	Kritik Morfolojik Parametre
Metal-Seramik Kron	Orta eğim, dengeli	Metal altyapı destekli, esnek	Orta — seramik kalınlığı kısıtlayıcı	Two-plane preparasyon, opak kontrolü
Tam Seramik Kron	Yuvarlak, hafif eğim	Aksiyel yön, stres dağılımı kritik	Yüksek — translüensi avantajı	Keskin kenar geçişlerinden kaçınma
Laminate Veneer	İnsizal form, labial kontur	Anterior rehberlik korunmalı	Çok yüksek — estetik odaklı	Palatinal açıklık, perikimata mikromorfoloji

Restorasyon Türü	Tüberkül Tasarımı	Oklüzal Kuvvet Yönetimi	Estetik Öncelik	Kritik Morfolojik Parametre
İmplant Üstü Kron	Muhafazakâr, düşük eğim	Aksiyel iletim zorunlu, PDL yok	Orta — biyomekanik öncelikli	Çıkış profili, oklüzal temas daraltma
İnley / Onley	Marjin dışı temas zorunluluğu	Kavite sınırı kuvvet dışında	Orta — doku koruyucu	Temas haritası ve marjin optimizasyonu

2.1. Metal-Seramik Kronlarda Morfolojik Uyarlamalar

Metal-seramik kronlar, uzun yıllardır hem dayanıklılık hem de estetik açıdan güvenilir restorasyonlar olarak kullanılmaktadır. Ancak bu restorasyonlarda morfolojik tasarım, altyapı metalinin varlığı nedeniyle belirli modifikasyonlar gerektirir. Metal altyapının destek sağladığı bölgelerde, porselenin yeterli kalınlıkta uygulanabilmesi için anatomik form kontrollü şekilde yeniden oluşturulmalıdır.

Özellikle fasiyal yüzeyde iki düzlemlî (two-plane) preparasyon prensibi(A), doğal diş morfolojisinin korunmasına ve estetik geçişlerin sağlanmasına yardımcı olur. Yetersiz redüksiyon durumunda, porselenin opak tabakası yüzeyde belirgin hale gelebilir(B) ve restorasyonun doğal görünümü bozulur. Aşırı redüksiyon ise pulpal riski artırırken(C), restorasyonun mekanik dayanıklılığını olumsuz etkileyebilir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. İki düzlemlî (Two-plane) preparasyon prensibi

Oklüzal yüzeyde ise tüberkül eğimleri ve fissür yapıları, metal-seramik restorasyonlarda dikkatle planlanmalıdır. Aşırı dik eğimler, porselen kırıklarına yol açabilecek lateral kuvvetlerin artmasına neden olur. Bu nedenle oklüzal

morfoloji, kuvvetlerin mümkün olduğunca aksiyel yönde iletilmesini sağlayacak şekilde düzenlenmelidir (Shillingburg et al., 2012; Rosenstiel et al., 2016).

2.2. Tam Seramik Restorasyonlarda Anatomik Detayların Korunması

Tam seramik restorasyonlar, estetik üstünlükleri ve biyouyumlulukları nedeniyle günümüzde yaygın olarak tercih edilmektedir. Ancak bu restorasyonların mekanik özellikleri, metal destekli sistemlere kıyasla daha hassastır. Bu nedenle morfolojik tasarımda anatomik detayların korunması, hem estetik hem de yapısal bütünlük açısından büyük önem taşır.

Seramik materyaller, özellikle çekme ve kesme kuvvetlerine karşı daha duyarlı olduklarından, oklüzal morfolojinin düzgün ve kontrollü olması gerekir. Keskin kenar geçişleri, ince porselen bölgeleri ve düzensiz yüzeyler, stres konsantrasyonuna neden olarak kırık riskini artırır. Bu nedenle tüberkül tepeleri, kenar eğimleri ve fissür geçişleri daha yuvarlatılmış ve dengeli bir şekilde tasarlanmalıdır (Kelly & Benetti, 2011).

Anterior bölgede ise insizal kenar morfolojisi, hem estetik hem de fonksiyon açısından kritik rol oynar. Doğal translusensi ve ışık geçirgenliği sağlanırken, aynı zamanda anterior rehberlik fonksiyonunun korunması gereklidir. Bu denge sağlanamadığında, restorasyonlar estetik olarak başarılı olsa bile fonksiyonel problemler ortaya çıkabilir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Tam seramik kron restorasyonları. Monolitik zirkonyum ve lityum disilikat kronların oklüzal ve proksimal morfolojisi, kuvvetlerin aksiyel iletimi açısından optimize edilmelidir.

2.3. Laminate Veneerlerde Yüzey Morfolojisinin Estetik Etkisi

Laminate veneer restorasyonlar, minimal invaziv yaklaşımları ve yüksek estetik potansiyelleri ile anterior bölgede sıklıkla tercih edilmektedir. Bu restorasyonlarda yüzey morfolojisi, estetik algıyı doğrudan etkileyen en önemli faktörlerden biridir.

Yüzey tekstürü, ışığın yansıma ve kırılma özelliklerini belirleyerek dişin canlı ve doğal görünmesini sağlar. Düz ve aşırı pürüzsüz yüzeyler, ışığı homojen

şekilde yansıtarak “yapay” bir görünüm oluşturabilir. Buna karşılık doğal dişlerde bulunan perikimata benzeri mikro-morfolojik detaylar, ışığın farklı açılarda kırılmasını sağlayarak daha doğal bir estetik elde edilmesine katkıda bulunur (Magne & Belser, 2003).

Ayrıca labial yüzey konturları ve geçiş eğimleri, dudak desteği ve yüz estetiği üzerinde doğrudan etkilidir. Aşırı konturlu veneerler, gingival inflamasyon ve plak retansiyonuna neden olabilirken; yetersiz kontur ise estetik zayıflığa yol açar. Bu nedenle veneer morfolojisi, yalnızca diş formuna değil, aynı zamanda çevre yumuşak dokularla uyuma göre planlanmalıdır.

Fonksiyonel açıdan değerlendirildiğinde, laminate veneerlerin palatinal yüzeyleri ve insizal kenarları, anterior rehberlikte aktif rol oynar. Bu bölgelerdeki morfolojik hatalar, erken temaslara ve restorasyonların debonding veya kırılmasına neden olabilir. Bu nedenle estetik tasarım ile oklüzal fonksiyon arasında dengeli bir ilişki kurulmalıdır. (Şekil 2.3)



Şekil 2.3. Laminate veneer yüzey tekstürü / perikimata

2.4. İmplant Üstü Sabit Restorasyonlarda Morfolojik Özellikler

İmplant üstü restorasyonlarda morfolojik tasarım, doğal diş destekli restorasyonlardan köklü biçimde ayrılan biyomekanik koşullar nedeniyle özel bir yaklaşım gerektirmektedir. Doğal dişlerde periodontal ligament oklüzal kuvvetleri fizyolojik sınırlar içinde absorbe ederken, implantlarda periodontal ligamentin bulunmaması nedeniyle proprioseptif geri bildirim mekanizması sınırlıdır. Bu nedenle oklüzal kuvvetler doğrudan kemik dokusuna iletilir ve aşırı yüklenme riski artar (Misch, 2015; Wadhvani et al., 2012).

İmplant üstü restorasyonlarda morfolojik tasarımın temel prensibi, kuvvetlerin implant uzun aksına paralel ve merkezi iletilmesidir. Tüberkül yükseklikleri ve kenar eğimleri doğal dişlere kıyasla daha muhafazakâr tutulmalı; oklüzal temas alanları daraltılmalı ve eksentrik hareketlerde implant üzerindeki lateral yük minimize edilmelidir. Sentrik temas noktalarının implant aksı üzerinde ya da ona yakın konumlanması, kret kemiği üzerindeki moment kuvvetlerini azaltarak uzun dönem kemik stabilitesine katkıda bulunur (Misch, 2015; Rosenstiel et al., 2016).

Materyal seçimi de implant üstü restorasyonlarda morfolojik kararlarla doğrudan ilişkilidir. Monolitik zirkonyum restorasyonlar, antagonist aşınmasını minimize etmek ve kırılma riskini azaltmak amacıyla giderek daha yaygın kullanılmakta; bu yaklaşımda oklüzal morfoloji tek blok halinde ve kontrollü biçimde şekillendirilmektedir (Guess et al., 2011; Larsson & Vult von Steyern, 2010).

2.5. Parsiyel Seramik Restorasyonlarda (İnley/Onley) Morfoloji

İnley ve onley gibi parsiyel seramik restorasyonlar, koruyucu diş hekimliği anlayışının restoratif alandaki yansıması olarak sağlıklı diş dokusunun maksimum ölçüde korunmasını hedefler. Bu restorasyonlarda morfolojik tasarım; kavite sınırlarının oklüzal kuvvetlerden uzakta konumlanması, restorasyon-diş birleşim bölgelerinde stres konsantrasyonunun önlenmesi ve bağlanma yüzeylerinin optimize edilmesi ilkeleri üzerine kurulur (Magne & Belser, 2003; Dietschi & Spreafico, 1997).

Oklüzal kavite tasarımında temas noktalarının restorasyon marjınları üzerine gelmemesi esastır. Fonksiyonel tüberkül tepelerinin sağlam diş dokusunda kalması ya da bu mümkün değilse restorasyonun tüberkülü tam olarak kapsayacak şekilde genişletilmesi (onley yaklaşımı) tercih edilir. Bu nedenle preparasyon sınırları, oklüzal temas haritasının dışında kalan bölgelerde konumlandırılmalıdır (Shillingburg et al., 2012; Soares et al., 2008).

Dijital teknolojilerin parsiyel restorasyon tasarımına entegrasyonu, oklüzal temas analizini ve marjin konumlandırmasını önemli ölçüde kolaylaştırmıştır. Dijital oklüzal analiz araçları sayesinde temas noktaları gerçek zamanlı olarak görselleştirilebilmekte ve preparasyon sınırları buna göre optimize edilebilmektedir. Ancak dijital tasarımın sunduğu anatomik kütüphanelerin hastaya özgü fonksiyonel verilerle desteklenmesi, parsiyel restorasyonlarda da temel bir gereklilik olmaya devam etmektedir (Rekow & Silva, 2018).

3. Oklüzal Morfoloji ve Fonksiyon

Oklüzal morfoloji, dişlerin yalnızca anatomik formunu değil, aynı zamanda fonksiyonel davranışını ve kuvvet iletim mekanizmalarını belirleyen temel bir unsurdur. Restoratif diş hekimliğinde oklüzal yüzeylerin doğru şekilde yeniden oluşturulması, çiğneme fonksiyonunun etkinliği, oklüzal stabilite ve restorasyonların uzun dönem başarısı açısından kritik öneme sahiptir. Oklüzal ilişkiler, temas düzeni ve fonksiyonel oklüzyon prensipleri birlikte değerlendirilmelidir (Okeson, 2013; Dawson, 2007).

3.1. Oklüzal İlişkiler ve Artikülasyon

Oklüzal ilişkiler, maksilla ve mandibula arasındaki temas düzenini ifade eder ve hem statik (sentrik oklüzyon) hem de dinamik (eksentrik hareketler)

bileşenleri içerir. Artikülasyon ise mandibular hareketler sırasında dişler arasında oluşan temasların bütünüdür kapsar.

Sentrik ilişkide stabil ve dengeli temasların sağlanması, restorasyonların fonksiyonel başarısı için gereklidir. Eksentrik hareketlerde ise anterior rehberlik ve posterior disküzyon prensipleri, oklüzal kuvvetlerin kontrollü şekilde yönlendirilmesini sağlar. Bu ilişkilerin doğru kurulamadığı durumlarda, restorasyonlarda aşırı yüklenme ve oklüzal interferensler ortaya çıkabilir (Dawson, 2007).

3.2. Cusp-Fossa İlişkileri ve Temas Noktaları

Cusp-fossa ilişkisi, oklüzal stabilitenin sağlanmasında temel bir morfolojik prensiptir. Fonksiyonel tüberküllerin karşı arkın fossalarına yerleşmesi, kuvvetlerin dişin uzun aksı boyunca iletilmesini sağlar ve lateral stresleri minimize eder (Okeson, 2013).

Temas noktalarının sayısı, dağılımı ve yoğunluğu, oklüzal kuvvetlerin dengeli paylaşımında önemli rol oynar. Aşırı yoğun veya tek bir bölgede toplanmış temaslar, stres konsantrasyonuna neden olarak restorasyon kırıkları, diş hassasiyeti ve periodontal sorunlara yol açabilir. Bu nedenle restoratif tedavilerde temasların kontrollü ve dengeli şekilde dağıtılması gereklidir.

3.3. Fonksiyonel Oklüzyonun Restoratif Tedavilere Etkisi

Fonksiyonel oklüzyon, dişler, kaslar ve temporomandibular eklem arasındaki uyumlu ilişkiyi ifade eder. Bu sistemde meydana gelen dengesizlikler, restoratif tedavilerin başarısını doğrudan etkiler.

Yanlış oklüzal morfolojiye sahip restorasyonlar, erken temaslara ve oklüzal interferenslere neden olarak kas aktivitesinde artışa, temporomandibular eklem sorunlarına ve restorasyon başarısızlıklarına yol açabilir. Özellikle seramik restorasyonlarda, kontrolsüz lateral kuvvetler kırık riskini artıran önemli bir faktördür (Okeson, 2013).

Günümüzde fonksiyonel oklüzyonun değerlendirilmesinde yalnızca statik temasların değil, aynı zamanda dinamik kuvvet ve zaman parametrelerinin de dikkate alınması gerektiği vurgulanmaktadır. Bu yaklaşım, restorasyonların yalnızca anatomik olarak değil, aynı zamanda fonksiyonel olarak da uyumlu olmasını sağlar.

3.4 Parafonksiyonel Aktiviteler ve Oklüzal Morfoloji Üzerindeki Etkileri

Bruksizm başta olmak üzere parafonksiyonel aktiviteler, oklüzal morfolojiyi tahrip eden en önemli etkenlerden biridir. Bruksizm; eksentrik mandibular hareketler sırasında diş yüzeylerini aşındıran, restorasyon kırıklarına neden olan ve periodontal destek dokuları üzerinde aşırı yük oluşturan kronik bir nöromüsküler bozukluktur. Uykudaki bruksizmde oklüzal kuvvetlerin

büyüklüğü, fizyolojik çiğneme kuvvetlerini birkaç kat aşabilmekte ve bu durum hem doğal dişleri hem de restorasyonları ciddi biçimde tehdit etmektedir (Lobbezoo et al., 2013; Manfredini & Lobbezoo, 2010).

Bruksizmi olan hastalarda restoratif tedavi planlaması, morfolojik tasarımı doğrudan etkiler. Öncelikle parafonksiyonel aktivitenin kontrol altına alınması, oklüzal splint kullanımı ve gerektiğinde nöromüsküler yönetim, restorasyon öncesinde uygulanması gereken tedavi adımlarıdır. Morfolojik açıdan bu hastalarda tüberkül eğimleri daha yumuşatılmış; anterior rehberlik anterior dişlere yük bindirecek şekilde aşırı dik değil, daha yatay ve dağıtıcı biçimde kurulmalıdır. Materyal seçiminde ise kırılabilirliği yüksek materyallerden mümkün olduğunca kaçınılmalı; yüksek tokluk değerlerine sahip monolitik seramikler ya da metal destekli sistemler tercih edilmelidir (Lobbezoo et al., 2013; Okeson, 2013).

Oklüzal splint tedavisi, bruksizm yönetiminin restorasyon öncesi temel bileşenini oluşturur ve splint tipinin seçimi morfolojik tasarım kararlarıyla doğrudan ilişkilidir. Stabilizasyon splinti (Michigan splinti), üst arkı tam kapatan, sentrik oklüzyonda tüm dişlerle eşit temas sağlayan ve anterior rehberlik oluşturan en yaygın kullanılan splint tipidir; kas aktivitesini azaltarak temporomandibular eklem yükünü normalize eder. Anterior rekonstrüksiyon splinti (NTI splinti) ise yalnızca ön dişlerle temas kurarak posterior kas aktivitesini belirgin biçimde düşürür; ancak uzun süreli kullanımda posterior açık kapanış riski nedeniyle dikkatli izlem gerektirir. Her iki splint tipinde de splint üzerindeki morfolojik yüzey tasarımı — özellikle eksentrik hareketlerdeki anterior rehberlik açısı ve posterior alan serbestliği — restorasyon öncesi oklüzal hedeflerin belirlenmesinde klinisyene değerli fonksiyonel bilgi sağlar (Okeson, 2013; Lobbezoo et al., 2013).

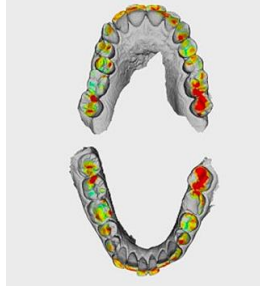
Bruksizm vakalarında restoratif protokol açısından önerilen klinik sıralama şu şekilde özetlenebilir: (1) Tanı ve bruksizm şiddetinin değerlendirilmesi (polisomnografi veya ekstraoral EMG ile gerektiğinde), (2) splint tedavisiyle semptomların kontrolü ve ideal mandibüler konumun saptanması, (3) geçici restorasyonlarla oklüzal morfolojinin test edilmesi, (4) hasta uyumunun onaylanmasının ardından kalıcı restorasyonların teslimi, (5) uzun dönem splint ile koruma. Bu protokol, restoratif morfolojinin yalnızca anatomik değil, aynı zamanda nöromüsküler uyum açısından da doğrulanmasına olanak tanır ve bruksizm hastalarında en sık görülen başarısızlık nedeni olan oklüzal aşırı yüklenmenin önlenmesinde kilit rol oynar (Manfredini & Lobbezoo, 2010; Dawson, 2007).

3.5 Dijital Oklüzal Analiz Yöntemleri

Geleneksel artikülasyon kağıdı yöntemi, uzun yıllar boyunca oklüzal temas değerlendirmesinin temel aracı olmuştur. Ancak bu yöntemin öznel yoruma açık olması, nem ve ıslatma koşullarına duyarlılığı ve dinamik oklüzal bilgi

sunmaması, dijital alternatiflerin geliştirilmesine zemin hazırlamıştır. Günümüzde bilgisayar destekli oklüzal analiz sistemleri (T-Scan gibi), temas noktalarını hem zamansal hem de kuvvet yoğunluğu açısından eş zamanlı olarak görselleştirebilmektedir (Kerstein, 2010; Carey et al., 2007).

Dijital oklüzal analiz, restorasyon tesliminde klinik protokolü doğrudan iyileştirmektedir. Sentrik oklüzyonda simetrik temas dağılımının sağlandığının, eksentrik hareketlerde ise posterior dişlerin zamanında disklüze olduğunun nesnel olarak doğrulanması mümkün hale gelmektedir. Öte yandan dijital analiz verilerinin CAD/CAM tasarım süreçlerine entegrasyonu, ileride morfolojinin doğrudan oklüzal veriyle yönlendirilen akıllı tasarım algoritmalarına olanak tanıyabilir. Bu gelişme, restoratif diş hekimliğinde öngörülebilir oklüzal sonuçlar elde edilmesi açısından büyük bir potansiyel taşımaktadır (Kerstein, 2010; Rekow & Silva, 2018). (Şekil 3.1)



Şekil 3.1. T-Scan Novus ve T-Scan yazılımı (Ver. 10.0.0.1) kullanılarak elde edilen hastanın oklüzal analizi.

3.6. Oklüzal Konseptler: *Mutually Protected Occlusion* ve *Group Function* (Karşılıklı Koruyucu Oklüzyon)

Fonksiyonel oklüzyonun restoratif tedavilere yansıması, seçilen oklüzal konsept ile doğrudan ilişkilidir. Klinik uygulamalarda en yaygın kabul gören iki temel yaklaşım, “*mutually protected occlusion*” (karşılıklı koruyucu oklüzyon) ve “*group function*” (grup fonksiyonu) modelleridir. Bu konseptler, oklüzal kuvvetlerin dağılımını ve restorasyonların biyomekanik yüklenme paternini belirleyen temel prensipler olarak kabul edilmektedir (Dawson, 2007; Okeson, 2013).

Mutually protected occlusion modelinde, sentrik oklüzyonda posterior dişler kuvvetleri karşılayan ana elemanlar olarak görev yaparken, eksentrik hareketlerde anterior dişler posterior dişleri disklüze ederek onları lateral kuvvetlerden korur. Bu sistemde anterior rehberlik, posterior dişler üzerindeki zararlı lateral yüklerin azaltılmasında kritik rol oynar. Özellikle tam seramik restorasyonlar gibi kırılğan materyallerin kullanıldığı vakalarda, bu konsept restorasyon dayanıklılığını artıran önemli bir avantaj sağlar.

Group function modelinde ise lateral mandibular hareketler sırasında çalışma tarafındaki birden fazla posterior diş teması olarak oklüzal kuvvetleri paylaşır. Bu yaklaşım, özellikle periodontal desteği zayıflamış hastalarda veya anterior rehberliğin yeterince sağlanamadığı durumlarda tercih edilebilir. Kuvvetlerin birden fazla diş üzerine dağıtılması, tek bir diş üzerinde aşırı stres birikimini önleyerek biyomekanik dengeyi korumaya yardımcı olur.

Restoratif planlamada hangi oklüzal konseptin seçileceği; hastanın mevcut oklüzal yapısı, parafonksiyonel alışkanlıkları, periodontal durumu ve restorasyon materyali gibi birçok faktöre bağlıdır. Bu nedenle oklüzal morfoloji tasarımı, yalnızca anatomik formun yeniden oluşturulması değil, aynı zamanda seçilen oklüzal konsept doğrultusunda fonksiyonel bir sistemin yeniden kurgulanması olarak değerlendirilmelidir.

4. CAD/CAM Teknolojilerinde Morfolojik Tasarım

Dijital diş hekimliğinin gelişimiyle birlikte, morfolojik tasarım süreçleri geleneksel yöntemlerden dijital ortama taşınmış ve restoratif tedavilerde daha hızlı, standart ve öngörülebilir sonuçlar elde edilmesi mümkün hale gelmiştir. CAD/CAM sistemleri, diş morfolojisinin dijital olarak oluşturulmasını, analiz edilmesini ve üretime aktarılmasını sağlayarak restorasyonların hem estetik hem de fonksiyonel başarısını doğrudan etkilemektedir (Miyazaki et al., 2009; Rekow & Silva, 2018). (Şekil 4.1)



Şekil 4.1. Dijital diş hekimliğinde CAD/CAM iş akışı. Konvansiyonel yol (üst): konvansiyonel ölçü → alçı model → ekstraoral tarama → üretim. Dijital yol (alt): intraoral tarama → CAD tasarımı → dijital wax-up & oklüzasyon → üretim (eklemeli 3B baskı veya çıkartmalı frezeleme).

4.1. Dijital Kütüphanelerde Morfoloji Veritabanı

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan dijital kütüphaneler, farklı diş tiplerine ait anatomik formların üç boyutlu verilerini içerir. Bu veritabanları, restorasyon

tasarımının başlangıç noktasını oluşturur ve klinisyene standart bir morfolojik referans sunar.

Dijital kütüphaneler, ideal diş formunu temsil etse de, her hastanın bireysel oklüzal ilişkileri ve morfolojik özellikleri farklıdır. Bu nedenle hazır morfolojilerin doğrudan kullanılması yerine, hastaya özgü adaptasyon yapılması gereklidir. Aksi halde restorasyonlar estetik olarak kabul edilebilir olsa bile fonksiyonel uyumsuzluklar ortaya çıkabilir (Rekow & Silva, 2018).

4.2. CAD Yazılımlarında Otomatik Anatomi Adaptasyonu

Modern CAD yazılımları, karşıt ark ve komşu diş verilerini analiz ederek otomatik anatomi oluşturma (auto-design) özelliği sunmaktadır. Bu sistemler, oklüzal temas noktalarını, cusp-fossa ilişkilerini ve marjinal konturları algoritmik olarak düzenleyerek hızlı bir tasarım süreci sağlar.

Ancak bu otomatik adaptasyon sistemleri, çoğunlukla statik oklüzal ilişkiler üzerinden çalışır ve dinamik oklüzal parametreleri yeterince dikkate almaz. Bu durum, özellikle eksentrik hareketlerde oklüzal interferenslerin oluşmasına neden olabilir. Bu nedenle otomatik oluşturulan morfolojilerin klinik ve fonksiyonel açıdan mutlaka kontrol edilmesi gereklidir (Miyazaki et al., 2009). Bununla birlikte mevcut CAD sistemleri çoğunlukla statik oklüzal ilişkileri temel almakta olup, dinamik oklüzal parametrelerin ve bireysel mandibular hareketlerin entegrasyonu halen sınırlıdır.

4.3 Tasarımda Manuel ve Dijital Morfoloji Düzenlemeleri

CAD/CAM sistemlerinde tasarım süreci, otomatik oluşturulan morfolojinin manuel olarak düzenlenmesi ile tamamlanır. Bu aşamada klinisyenin morfoloji bilgisi belirleyici rol oynar. Tüberkül yükseklikleri, kenar eğimleri, fissür derinlikleri ve temas noktaları, fonksiyonel gereksinimlere göre yeniden şekillendirilmelidir.

Manuel düzenlemeler, restorasyonun bireysel oklüzal ilişkilerle uyumlu hale getirilmesini sağlar. Özellikle fonksiyonel tüberküllerin doğru konumlandırılması ve lateral kuvvetleri artırabilecek eğimlerin düzeltilmesi, restorasyonun uzun dönem başarısını doğrudan etkiler.

Sonuç olarak dijital sistemler morfolojik tasarım sürecini kolaylaştırmakla birlikte, nihai başarı klinisyenin morfolojik ve oklüzal bilgi düzeyine bağlıdır. Dijital tasarım, ancak doğru biyomekanik prensiplerle desteklendiğinde fonksiyonel olarak başarılı restorasyonlar elde edilebilir.

4.4 İntraoral Tarayıcılar ve Morfolojik Doğruluk

Dijital restoratif iş akışının ilk ve en kritik halkası olan intraoral tarama, morfolojik tasarımın kalitesini doğrudan belirlemektedir. İntraoral tarayıcılar, optik üçgenleme veya yapılandırılmış ışık teknolojileri aracılığıyla diş

yüzeylerinin üç boyutlu dijital modelini oluşturur. Elde edilen verinin doğruluğu; tarayıcının çözünürlüğü, operatör deneyimi ve ağız içi koşullara doğrudan bağlıdır. Oklüzal morfoloji açısından özellikle fissür derinliklerinin, tüberkül eğimlerinin ve temas noktası bölgelerinin hassas biçimde yakalanması, CAD tasarımının doğruluğunu temel düzeyde etkiler (Ender & Mehl, 2011; Güth et al., 2013).

Karşıt ark taramasının dinamik oklüzal verilerle entegrasyonu, morfolojik tasarımıda önemli bir ilerlemeyi temsil etmektedir. Geleneksel yöntemlerde karşıt ark ilişkisi statik alçı modeller üzerinden değerlendirilirken, günümüzdeki gelişmiş dijital sistemler fonksiyonel mandibular hareketlerin simüle edilebildiği sanal artikülatoörlere olanak tanımaktadır. Bu sayede tüberkül eğimlerinin eksentrik hareketler sırasındaki temas davranışı, restorasyon üretilmeden önce dijital ortamda öngörölebilmekte ve morfoloji buna göre optimize edilebilmektedir (Ender & Mehl, 2011; Güth et al., 2013).

4.5 Üretim Yöntemleri ve Morfolojik Hassasiyet: Frezeleme ve Additive Üretim

CAM (Computer Aided Manufacturing) sürecinde kullanılan üretim yöntemi, tasarlanan morfolojinin ne ölçüde gerçeğe yansıtılabildiğini belirler. Günümüzde iki temel üretim yaklaşımı öne çıkmaktadır: subtractive üretim (frezeleme) ve additive üretim (3D baskı). Frezeleme, önceden sinterlenmiş seramik ya da zirkonyum bloklardan malzeme çıkarma esasına dayanır ve günümüzde klinik düzeyde en yaygın kullanılan yöntemdir. Frez boyutu ve geometrisi, ince fissür detayları ve dar tüberkül yapıları gibi küçük morfolojik unsurların üretilmesini sınırlandırabilir; bu durum, özellikle yüksek detay gerektiren ön diş restorasyonlarında klinik öneme sahiptir (Miyazaki et al., 2009).

Additive üretim teknolojileri, katman katman malzeme biriktirme ilkesine dayanır ve karmaşık geometrik formların üretiminde teorik olarak daha yüksek serbestlik sunar. Günümüzde dental alanda özellikle geçici restorasyonlar, reçine esaslı protezler ve model üretiminde uygulanan 3D baskı teknolojisinin, ilerleyen dönemde seramik ve zirkonyum restorasyonlara da yaygınlaşması beklenmektedir. Her iki üretim yönteminde de morfolojik doğruluk; materyal özellikleri, makine toleransları ve üretim sonrası yüzey işlemleriyle doğrudan ilişkilidir. Bu nedenle klinisyenin üretim sürecini anlaması ve morfolojik beklentilerini buna göre planlaması, dijital iş akışının başarısını belirleyen önemli bir etkidir (Miyazaki et al., 2009; Rekow & Silva, 2018).

5. Klinik Vaka Örnekleri

Diş morfolojisinin protetik restorasyonlardaki rolü, en iyi klinik vakalar üzerinden değerlendirildiğinde anlaşılabilir. Morfolojik prensiplerin doğru uygulanması, yalnızca estetik başarıyı değil, aynı zamanda fonksiyonel stabiliteyi ve restorasyonların uzun dönem dayanıklılığını da belirler. Bu bölümde anterior

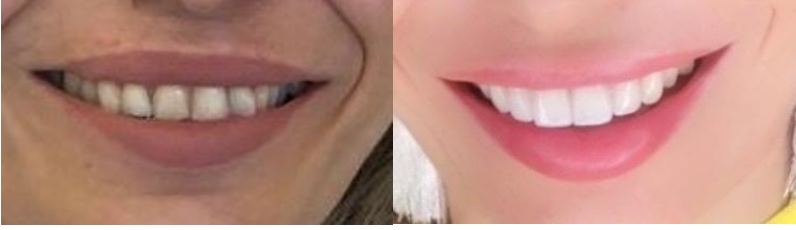
ve posterior restorasyonlarda morfolojik uyum ile dijital ve konvansiyonel yaklaşımlar arasındaki farklar ele alınmaktadır (Magne & Belser, 2003; Shillingburg et al., 2012).

5.1. Anterior Estetik Restorasyonlarda Morfoloji Uyum

Anterior restorasyonlarda morfolojik tasarım, estetik ve fonksiyonun hassas bir dengesi üzerine kuruludur. İnsizal kenar formu, yüzey tekstürü ve labial konturlar, estetik algıyı doğrudan etkilerken; palatinal yüzey morfolojisi anterior rehberlik açısından kritik rol oynar.

Klinik olarak, aşırı düz veya hatalı şekillendirilmiş palatinal yüzeyler, erken temaslara ve fonksiyonel dengesizliklere yol açabilir. Bu durum, özellikle laminate veneer restorasyonlarda debonding veya kırık riskini artırır. Buna karşılık, doğal diş morfolojisine uygun olarak tasarlanmış anterior restorasyonlar, hem estetik bütünlüğü sağlar hem de posterior dişleri koruyan fonksiyonel rehberlik oluşturur (Magne & Belser, 2003). (Şekil 5.1.)

Tedavi Öncesi Tedavi Sonrası



Şekil 5.1. Anterior bölgede laminate veneer restorasyon öncesi (sol) ve sonrası (sağ) görünüm. Morfolojik düzenleme ile insizal kenar formu, yüzey konturları ve estetik bütünlük yeniden sağlanmıştır.

5.2. Posterior Sabit Protezlerde Fonksiyonel Morfoloji Adaptasyonu

Posterior restorasyonlarda morfoloji, doğrudan kuvvet yönetimi ile ilişkilidir. Tüberkül yüksekliği, cusp eğimleri ve fissür yapıları, oklüzal kuvvetlerin yönünü ve dağılımını belirler. Fonksiyonel tüberküllerin doğru konumlandırılması, kuvvetlerin dişin uzun aksı boyunca iletilmesini sağlayarak lateral stresleri minimize eder.

Klinik vakalarda, aşırı dik cusp eğimleri veya yanlış temas noktaları, restorasyonlarda kırık, aşınma ve oklüzal interferenslere neden olabilir. Özellikle seramik restorasyonlarda, bu tür hatalar materyalin kırılgan yapısı nedeniyle daha kritik sonuçlar doğurur. Bu nedenle posterior restorasyonlarda morfolojik tasarım, biyomekanik prensiplere uygun şekilde dikkatle planlanmalıdır (Shillingburg et al., 2012; Okeson, 2013). (Şekil 5.2.)



Şekil 5.2. Posterior dişlerde cusp–fossa ilişkisi. Fonksiyonel tüberküllerin karşı ark fossalarına yerleşimi, oklüzal kuvvetlerin aksiyel yönde iletilmesini sağlar.

5.3 Dijital ve Konvansiyonel Vaka Karşılaştırmaları

Dijital diş hekimliği uygulamaları, morfolojik tasarımın daha hızlı ve standart bir şekilde oluşturulmasını sağlamaktadır. CAD/CAM sistemleri sayesinde anatomik formlar dijital kütüphanelerden elde edilmekte ve otomatik olarak adapte edilmektedir. Ancak bu sistemler çoğunlukla statik oklüzal ilişkileri temel alır.

Konvansiyonel yöntemlerde ise morfoloji, teknisyenin deneyimi ve klinisyenin yönlendirmesi ile daha bireysel olarak şekillendirilir. Bu durum, bazı vakalarda daha iyi fonksiyonel uyum sağlanmasına olanak tanıyabilir.

Klinik karşılaştırmalar, dijital tasarımların estetik açıdan başarılı sonuçlar sunduğunu, ancak fonksiyonel açıdan mutlaka klinik kontrol ve gerekli düzeltmelerin yapılması gerektiğini göstermektedir. En ideal yaklaşım, dijital tasarımın sağladığı avantajların, klinik morfoloji bilgisi ve oklüzal analiz ile desteklenmesidir (Rekow & Silva, 2018).

5.4 İleri Aşınma Vakalarında Morfolojinin Yeniden Yapılandırılması

İleri düzey oklüzal aşınma vakaları, morfolojik yeniden yapılandırmanın en karmaşık ve kapsamlı biçimini temsil eder. Bu vakalarda morfolojik kayıp, oklüzal dikey boyutu doğrudan etkileyerek fonksiyonel ve estetik bütünlüğü birlikte bozar. Turner ve Missirlian'ın (1984) önerdiği sınıflandırmaya göre ciddi aşınma vakaları; dikey boyut kaybı olan ve olmayan vakalar olarak ayrılır ve her iki kategori için farklı restoratif stratejiler gereklidir. Dikey boyut artırımı gerektiren vakalarda morfolojik tasarım; kapanış biçiminin, kas dinlenme uzunluğunun ve fonasyonun dikkatle değerlendirildiği interdisipliner bir planlama sürecine dayanmalıdır (Turner & Missirlian, 1984; Vailati & Belser, 2008).

Klinik yaklaşım açısından Vailati ve Belser'in (2008) önerdiği “üç adımlı teknik”, ileri aşınma vakalarında aşamalı ve kontrollü bir morfolojik rehabilitasyonu mümkün kılmaktadır. Bu teknikte öncelikle anterior dişlerin

geçici restorasyonlarla yeni dikey boyuta kavuşturulması, ardından posterior desteğin yeniden sağlanması ve son aşamada kalıcı restorasyonların teslim edilmesi öngörülür. Her aşamada morfolojik tasarım, hasta tarafından fonksiyon ve estetik açısından test edilmekte; klinisyen gerekli düzeltmeleri yapma fırsatı bulunmaktadır. Bu kademeli yaklaşım, morfolojik yeniden yapılandırmanın biyolojik ve fonksiyonel açıdan öngörülebilir sonuçlar doğurmasını sağlar (Vailati & Belser, 2008; Magne & Belser, 2003).

5.5 İmplant Destekli Köprü Restorasyonlarda Morfoloji Planlaması

İmplant destekli köprü restorasyonlarında pontic bölgesinin morfolojik tasarımı, hem estetik hem de periodontal sağlık açısından özel bir dikkat gerektirir. Pontic formu; gingival doku üzerindeki baskıyı minimize edecek, plak birikimine olanak tanımayacak ve estetik beklentiye karşılayacak biçimde tasarlanmalıdır. Modifiye ridge lap ve ovate pontic tasarımları, bu gereksinimleri en iyi karşılayan morfolojik yaklaşımlar olarak öne çıkmaktadır (Misch, 2015; Rosenstiel et al., 2016).

Köprü restorasyonlarında birden fazla implant ya da diş desteği söz konusu olduğunda, tüm köprü boyunca dengeli oklüzal kuvvet dağılımının sağlanması morfolojik tasarımın en kritik hedefi haline gelir. Her bir destek ünitesine iletilen kuvvetin mümkün olduğunca eşit olması, hem kemik kaybını hem de restorasyon üzerindeki diferansiyel yüklenme riskini azaltır. Dijital tasarım ortamında köprünün tamamının bütüncül oklüzal analizi yapılabilmesi, geleneksel yöntemlere kıyasla önemli bir avantaj sunmaktadır (Rekow & Silva, 2018; Guess et al., 2011).

6. Tartışma ve Gelecek Perspektifleri

Diş morfolojisi, protetik restorasyonların estetik ve fonksiyonel başarısında temel belirleyici olmaya devam etmektedir. Geleneksel yaklaşımlarda morfoloji büyük ölçüde klinisyen ve teknisyenin deneyimine bağlı olarak şekillenirken, günümüzde dijital teknolojiler bu süreci daha standart ve öngörülebilir hale getirmiştir. Bununla birlikte, dijital sistemlerin sunduğu avantajlara rağmen, morfolojik tasarımın biyomekanik ve fonksiyonel temellerinin doğru anlaşılması hâlâ kritik önem taşımaktadır (Rekow & Silva, 2018).

6.1. Dijital Morfoloji Optimizasyonu (AI ve Kütüphane Gelişimi)

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan morfolojik kütüphaneler, idealize edilmiş diş formlarını temel alır. Ancak bu kütüphaneler çoğunlukla ortalama anatomik verilerden oluşturulduğundan, bireysel hasta varyasyonlarını tam olarak yansıtamaz. Bu durum, restorasyonların fonksiyonel uyumunda sınırlılıklara neden olabilir.

Son yıllarda yapay zekâ (AI) tabanlı tasarım sistemleri, hasta spesifik verileri analiz ederek daha kişiselleştirilmiş morfoloji üretmeyi hedeflemektedir.

Oklüzal ilişkiler, karşıt ark yapısı ve fonksiyonel hareketlerin entegre edildiği bu sistemlerin, gelecekte restoratif tasarımın doğruluğunu ve öngörülebilirliğini artırması beklenmektedir (Miyazaki et al., 2009; Rekow & Silva, 2018).

6.2. Eğitimde Morfolojinin Protetik Uygulamalarla Entegrasyonu

Diş morfolojisi eğitimi, çoğunlukla prelinik aşamada verilen teorik ve modelaj temelli bir disiplin olarak ele alınmaktadır. Ancak klinik uygulamalarda morfolojinin fonksiyonel ve biyomekanik etkileri yeterince vurgulanmamaktadır.

Günümüzde morfoloji eğitiminin, protetik restorasyon tasarımı, oklüzal analiz ve dijital tasarım süreçleri ile entegre edilmesi gerekmektedir. Bu yaklaşım, öğrencilerin morfolojiyi yalnızca bir form bilgisi olarak değil, aynı zamanda klinik karar verme sürecinin bir parçası olarak değerlendirmesini sağlar.

6.3. Biyomimetik Yaklaşımlarda Morfolojinin Önemi

Biyomimetik diş hekimliği, doğal diş yapılarının morfolojik ve fonksiyonel özelliklerini taklit etmeyi amaçlar. Bu yaklaşımda morfoloji, yalnızca estetik bir hedef değil, aynı zamanda yük yönetimi ve doku koruma açısından temel bir parametredir.

Doğal dişlerde tüberkül eğimleri, fissür yapıları ve yüzey geçişleri, kuvvetlerin kontrollü şekilde dağıtılmasını sağlar. Bu morfolojik özelliklerin restorasyonlara doğru şekilde aktarılması, hem materyal dayanıklılığını artırır hem de stomatognatik sistemin fizyolojik dengesini korur (Magne & Belser, 2003).

6.4. Morfoloji ve Periodontal Sağlık: Göz Ardı Edilen İlişki

Restoratif morfoloji ile periodontal sağlık arasındaki ilişki, protetik tasarımda sıklıkla yeterince vurgulanmayan kritik bir boyuttur. Restorasyonların gingival kontur ve emergans profili, subgingival morfoloji ve proksimal yüzey formu; plak birikimini, gingival inflamasyonu ve uzun dönem periodontal stabilitesi doğrudan etkileyen faktörlerdir. Doğal diş morfolojisini taklit eden ve biyolojik genişliği ihlal etmeyen restorasyon tasarımları, periodontal dokularda en az irritasyona yol açan yaklaşımı temsil eder (Rosenstiel et al., 2016; Shillingburg et al., 2012).

Emergans profili, restorasyonun marjinden oklüzal yüzeyine uzanan geçiş formunu tanımlar. Aşırı konturlu emergans profilleri, bukkal ve lingual yüzeylerde plak retansiyonunu kolaylaştırarak kronikal gingival inflamasyona zemin hazırlar. Buna karşılık, hafif konkav ya da düz bir emergans profili dişeti dokularının doğal konturunu destekler ve oluğun kendini temizlemesine olanak tanır. Bu nedenle özellikle subgingival marjin tasarımı gerektiren vakalarda emergans profilinin biyolojik sınırlar çerçevesinde optimize edilmesi, uzun

dönem periodontal sağlığın korunmasında belirleyici rol oynar (Wheeler, 2014; Ash & Nelson, 2003).

Proksimal yüzey morfolojisi ve kontak noktasının konumu da periodontal sağlık açısından kritik öneme sahiptir. Kontak noktasının insizale doğru fazla yer değiştirmesi, interdental papil ile kontak arasında boşluk bırakarak gıda impaksiyonunu kolaylaştırır; çok servikal konumlanması ise papili sürekli travmaya maruz bırakır. Her iki durum da papil kaybına ve “black triangle” oluşumuna zemin hazırlar. Gelecekte dijital morfoloji tasarım sistemlerinin periodontal parametreleri (sulkus derinliği, papil yüksekliği, kemik düzeyi) gerçek zamanlı olarak göz önüne alarak restorasyon konturunu optimize edebileceği öngörülmektedir; bu entegrasyon, restoratif ve periodontal tedavilerin ortak dil geliştirmesi açısından büyük bir potansiyel taşımaktadır (Rekow & Silva, 2018; Dawson, 2007).

6.5. Hasta Merkezli Morfoloji: Kişiselleştirilmiş Tasarım Yaklaşımları

Restoratif diş hekimliğinde morfolojik tasarım, giderek artan bir biçimde hasta merkezli bir perspektiften değerlendirilmektedir. Standart anatomik kütüphanelerden üretilen morfolojiler, ortalama diş formunu yansıtmakla birlikte hastanın bireysel oklüzal paternini, fonksiyonel gereksinimlerini ve estetik beklentilerini tam olarak karşılamayabilir. Kişiselleştirilmiş morfoloji kavramı, yalnızca teknik bir hedef değil, aynı zamanda hasta memnuniyeti ve uzun dönem uyumu açısından da kritik bir parametre olarak belirleyici rol oynar (Dawson, 2007; Magne & Belser, 2003).

Klinisyen-hasta iletişiminin morfolojik tasarım sürecine entegrasyonu, özellikle dijital araçlar sayesinde daha erişilebilir hale gelmiştir. Dijital wax-up ve mock-up uygulamaları, hastanın restorasyon tesliminden önce önerilen morfolojiyi ağız içinde görebilmesine ve değerlendirebilmesine olanak tanır. Bu süreç; estetik beklentilerin gerçekçi biçimde yönetilmesini, fonksiyonel uyumun hasta tarafından onaylanmasını ve olası revizyon ihtiyaçlarının önceden belirlenmesini sağlar. Hasta katılımının tasarım sürecine erken entegrasyonu, hem klinik başarı oranlarını artırmakta hem de hasta-klinisyen güven ilişkisini pekiştirmektedir (Vailati & Belser, 2008; Rewow & Silva, 2018).

Geleceğe yönelik bir perspektiften bakıldığında, yapay zekâ ve büyük veri analitiğinin kişiselleştirilmiş morfoloji üretiminde devrim yaratma potansiyeli taşıdığı görülmektedir. Geniş hasta popülasyonlarından elde edilen oklüzal, fonksiyonel ve estetik verilerin makine öğrenmesi algoritmaları aracılığıyla işlenmesi, bireysel hasta özelliklerine göre optimize edilmiş morfolojik önerilerin otomatik olarak üretilmesini mümkün kılabilir. Bu yaklaşım, klinisyenin biyomekanik değerlendirmesini ortadan kaldırmak yerine, onu daha güvenilir ve veri odaklı bir zemine oturtmayı hedeflemektedir (Miyazaki et al., 2009; Rewow & Silva, 2018).

7. Sonuç

Diş morfolojisi, protetik restorasyonların estetik görünümünün ötesinde, fonksiyonel uyumun ve biyomekanik başarının temel belirleyicisidir. Restorasyonun formu; oklüzal temasların organizasyonunu, kuvvetlerin yönünü ve stomatognatik sistemin dengesini doğrudan etkiler. Bu nedenle morfoloji, yalnızca taklit edilmesi gereken bir anatomik yapı değil, anlaşılması ve doğru yorumlanması gereken bir fonksiyonel sistemdir.

Günümüzde CAD/CAM ve dijital tasarım teknolojileri, morfolojik oluşturma sürecini hızlandırmakta ve standardize etmektedir. Ancak bu sistemler çoğunlukla idealize edilmiş ve statik morfolojiler sunmakta, bireysel fonksiyonel farklılıkları sınırlı düzeyde yansıtmaktadır. Bu durum, dijital tasarımın mutlaka klinik değerlendirme, oklüzal analiz ve biyomekanik prensiplerle desteklenmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.

Morfoloji eğitimi ile protetik eğitim arasındaki entegrasyon, klinik başarı açısından kritik bir gerekliliktir. Diş formunun yalnızca estetik değil; temas, yönlendirme ve yük yönetimi açısından değerlendirilmesi, restoratif tedavilerin uzun dönem başarısını belirleyen en önemli faktörlerden biridir.

Sonuç olarak, başarılı bir protetik restorasyon; doğru morfolojik tasarım, dengeli oklüzal ilişkiler ve uygun materyal seçiminin birlikte değerlendirilmesi ile elde edilir. Geleceğin diş hekimliğinde, dijital teknolojilerin sunduğu olanaklar ile morfolojik bilginin klinik yorumu bir araya geldiğinde, daha öngörülebilir ve uzun ömürlü restorasyonlar mümkün olacaktır.

Bu bölümde kapsamlı biçimde ele alınan morfolojik prensipler, restoratif diş hekimliğinin birbirinden farklı klinik senaryolarında ortak bir zemin oluşturmaktadır. Anterior restorasyonlarda estetik ve fonksiyonun dengesi, posterior restorasyonlarda kuvvet yönetimi ve biyomekanik uyum, parsiyel ve tam seramik sistemlerde materyal özelliklerine göre farklılaşan tasarım kararları, implant üstü restorasyonlarda biyolojik farkların yansımaları ve aşınma vakalarında morfolojik yeniden yapılandırma; hepsi aynı temel ilke etrafında birleşmektedir. Morfoloji, estetiğin bir aracı değil, stomatognatik sistemin fonksiyonel dilinin kendisidir.

Klinisyen, teknisyen ve dijital sistem üçlüsünün en verimli şekilde işleyebilmesi için morfolojik bilginin bu üç aktör arasında ortak bir referans çerçevesi oluşturması gerekmektedir. Klinisyenin tedavi hedeflerini morfolojik bir dil ile ifade edebilmesi, teknisyenin bu hedefleri teknik açıdan hayata geçirebilmesi ve dijital sistemlerin insan bilgi ve becerisini destekleyici bir araç olarak konumlandırılması, başarılı klinik sonuçların temel koşullarını oluşturur. Bu bütüncül yaklaşım, protetik diş hekimliğinin hem bilimsel hem de sanatsal boyutunu bir arada taşıyan özgün doğasını en iyi biçimde yansıtmaktadır (Shillingburg et al., 2012; Dawson, 2007).

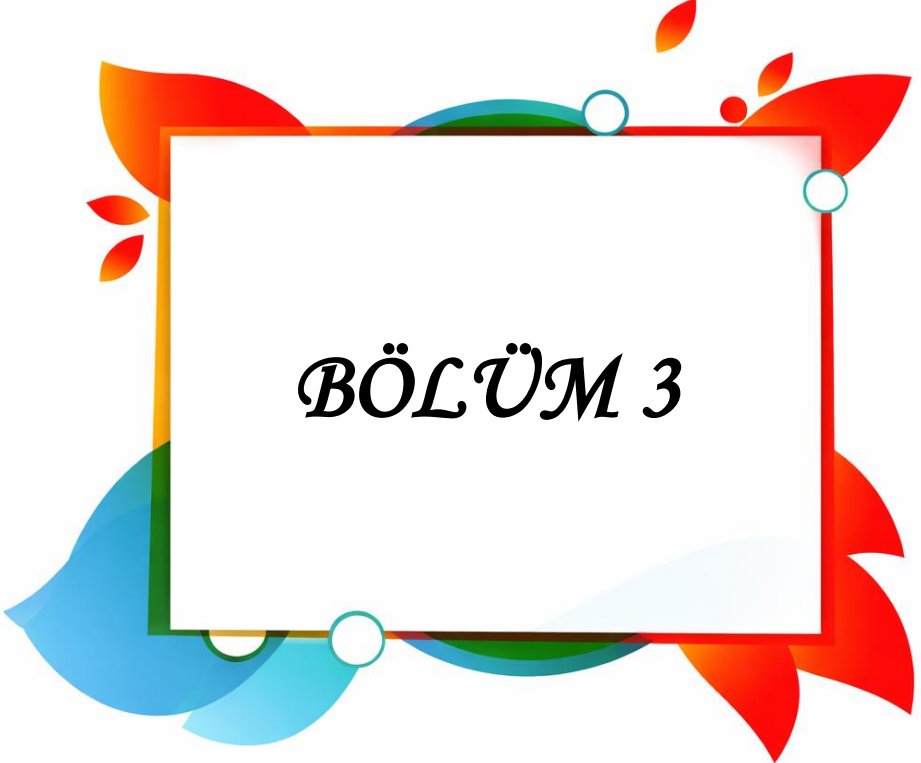
Gelecek perspektifinden bakıldığında, yapay zekâ tabanlı morfoloji optimizasyonu, hasta spesifik fonksiyonel verilerle beslenen kişiselleştirilmiş tasarım algoritmaları ve intraoral biyomekanik sensörlerin klinik uygulamaya girmesiyle birlikte restoratif morfoloji anlayışının köklü bir dönüşüm geçireceği öngörülmektedir. Bununla birlikte, bu teknolojik dönüşümün anlamlı klinik kazanımlara dönüşebilmesi için temel morfolojik prensiplerin derinlemesine kavranmış olması vazgeçilmez bir ön koşul olmaya devam edecektir. Teknoloji araçtır; onu değerli kılan ise onu kullanan klinisyenin bilgi ve yargısıdır.

Morfoloji, yalnızca restoratif bir hedef değil, stomatognatik sistemin biyomekanik sürdürülebilirliğini yöneten temel parametre olarak değerlendirilmelidir.

Kaynaklar

- Ash, M. M., & Nelson, S. J. (2003). *Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion*. Saunders.
- Dawson, P. E. (2007). *Functional occlusion: From TMJ to smile design*. Mosby.
- Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(6), 391–398.
- Magne, P., & Belser, U. (2003). *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: A biomimetic approach*. Quintessence.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM systems. *Journal of Prosthodontic Research*, 53(1), 1–9.
- Okeson, J. P. (2013). *Management of temporomandibular disorders and occlusion* (7th ed.). Elsevier.
- Rekow, E. D., & Silva, N. R. F. A. (2018). Digital dentistry: Current state of the art. *Dental Materials*, 34(2), 204–216.
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Fujimoto, J. (2016). *Contemporary fixed prosthodontics* (5th ed.). Elsevier.
- Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., & Brackett, S. E. (2012). *Fundamentals of fixed prosthodontics* (4th ed.). Quintessence.
- Wheeler, R. C. (2014). *Dental anatomy, physiology and occlusion*. Saunders.
- Bartlett, D. W., & Dugmore, C. (2008). Pathological or physiological erosion—is there a relationship to age? *Clinical Oral Investigations*, 12(Suppl 1), S27–S31.
- Grippio, J. O., Simring, M., & Schreiner, S. (2004). Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: A new perspective on tooth surface lesions. *Journal of the American Dental Association*, 135(8), 1109–1118.
- Guess, P. C., Att, W., & Strub, J. R. (2011). Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(5), 633–645.
- Klineberg, I., & Jagger, R. (2004). *Occlusion and clinical practice: An evidence-based approach*. Wright.
- Magne, P. (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials*, 23(5), 539–548.
- Misch, C. E. (2015). *Dental implant prosthetics* (2nd ed.). Elsevier.
- Smith, B. G. N., & Knight, J. K. (1984). An index for measuring the wear of teeth. *British Dental Journal*, 156(12), 435–438.

- Soares, C. J., Martins, L. R., Pfeifer, J. M., & Giannini, M. (2008). Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence International*, 39(4), 329–336.
- Turner, K. A., & Missirlian, D. M. (1984). Restoration of the extremely worn dentition. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 52(4), 467–474.
- Vailati, F., & Belser, U. C. (2008). Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: The three-step technique. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 3(1), 30–44.
- Wadhvani, C., Goodwin, S., & Chung, K. H. (2012). Implant occlusion: An evidence-based perspective. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33(8), 1–8.
- Carey, J. P., Craig, M., Kerstein, R. B., & Radke, J. (2007). Determining a relationship between applied occlusal load and articulating paper mark area. *The Open Dentistry Journal*, 1(1), 1–7.
- Dietschi, D., & Spreafico, R. (1997). *Adhesive metal-free restorations: Current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth*. Quintessence.
- Ender, A., & Mehl, A. (2011). Full arch scans: Conventional versus digital impressions – An in-vitro study. *International Journal of Computerized Dentistry*, 14(1), 11–21.
- Güth, J. F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F., & Edelhoff, D. (2013). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical Oral Investigations*, 17(4), 1201–1208.
- Kerstein, R. B. (2010). Combining technologies: A computerized occlusal analysis system examines dental implant occlusion. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(2), 1–9.
- Larsson, C., & Vult von Steyern, P. (2010). Five-year follow-up of implant-supported Y-TZP and ZTA fixed dental prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 23(6), 555–561.
- Lobbezoo, F., Ahlberg, J., Glaros, A. G., Kato, T., Koyano, K., de Leeuw, R., ... & Winocur, E. (2013). Bruxism defined and graded: An international consensus. *Journal of Oral Rehabilitation*, 40(1), 2–4.
- Manfredini, D., & Lobbezoo, F. (2010). Relationship between bruxism and temporomandibular disorders: A systematic review of literature from 1998 to 2008. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology*, 109(6), e26–e50.
- Palamara, D., Palamara, J. E., Tyas, M. J., & Messer, H. H. (2000). Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dental Materials*, 16(6), 412–419.



BÖLÜM 3

CAD/CAM Restorasyonlarda Renklendirme, Bitirme ve Klinik Uygulama Süreçleri

*İlker Özkaya¹, Ferdi Kaya², Enes Karakaya³, Mutlu Polat⁴,
Emel Arslan⁵*

Diş Hekimliğinde Renklendirme

Diş hekimliğinde CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Dizayn/ Bilgisayar Destekli Üretim) sistemler; dijital tarama, tasarım ve üretim süreçlerini entegre ederek hata payını azaltmakta ve hasta memnuniyetini artırmaktadır. Ancak, restorasyonların estetik ve fonksiyonel başarısı, renklendirme, ayarlama ve parlatma gibi son işlem adımlarının kalitesine bağlıdır. Bu çalışmada, CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğindeki rolü, renklendirme yöntemleri, ayarlama ve parlatma süreçleri ile bu süreçlerde karşılaşılan zorluklar ve çözüm önerileri incelenmektedir (Blatz et al., 2010).

Zirkonyum Restorasyonlarda Renklendirme

Protetik diş hekimliğinde tam seramik restorasyonların kullanımı, estetik ve biyouyumluluk avantajları nedeniyle son yıllarda daha çok kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonyum gerek estetik özellikleri gerek yüksek dayanıklılığı nedeniyle bu materyaller arasında öne çıkan bir seçenek olmuştur. Ancak, zirkonyumun yüksek dayanıklı yapısı ve monolitik kullanımındaki estetik sınırlamalar, renklendirme süreçlerini daha zor ve daha hassas hale getirir. Yine aynı zamanda zirkonyum restorasyonların renklendirme yöntemleri, optik özellikleri (translüsensi, opasite, floresans, opalesans ve metamerizm) ve renk eşleştirme süreçlerinde dikkat edilmesi önem arz etmektedir (Li et al., 2014)

¹ Dt., Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

² Dt., Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

³ Dt., Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

⁴ Dt., Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

⁵ Dr. Öğr. Üyesi, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,

ORCID: 0000-0002-9319-5972

Renklendirme Süreçleri

Renklendirme, restorasyonun hastanın doğal dişleriyle renk, ton ve translüsensi açısından uyumlu olmasını sağlayan kritik bir işlemdir. CAD/CAM restorasyonlarında renklendirme, materyal türüne, klinik gereksinimlere ve estetik beklentilere göre farklı yöntemlerle uygulanır (Rekow et al., 2011).

İçsel Renklendirme

İçsel renklendirme, restorasyon materyaline üretim aşamasında renk kazandırılması işlemine denir. Uzun süreli renk stabilitesi gerektiren durumlarda tercih edilir çünkü uzun süreli renk stabilitesi sağlar. Bu yöntem, restorasyonun homojen bir renk tonuna sahip olmasına yardımcı olur ancak, doğal dişlerdeki spesifik renk varyasyonlarını (örneğin, mine lekeleri veya fissür gölgeleri) taklit etmek için yüzeyel renklendirme ile desteklenmesi gerekebilir (Li et al., 2014).

Yüzeyel Renklendirme (Dış boyama)

Yüzeyel renklendirme, restorasyon yüzeyine sıvı renklendiriciler veya glaze malzemeleri uygulanarak gerçekleştirilmesi işlemidir. Sinterleme sonrası uygulanır. Bu yöntemde restorasyonların mine lekesi, püt yüzeyleri gibi anatomik yapılar ve doğal dişlerdeki renk çeşitliliklerine benzemesi amaçlanmaktadır. Monokromatik materyaller estetik iyileştirme ve spesifik özelliklerin detaylandırılması amacı doğrultusunda tercih edilir (Sengez & Dörter, 2019)

Uygulama Teknikleri: Renklendiriciler, fırça, püskürtme veya daldırma yöntemleriyle uygulanır. Uygulama sonrası restorasyon, 700-900°C sıcaklıkta fırınlanarak renklendiricilerin sabitlenmesi sağlanır (Yılmaz et al., 2021).

Estetik Katkıları: Yüzeyel renklendirme, doğal dişlerde görülen mine efektleri, fissür gölgeleri veya yaşa bağlı renk varyasyonlarını taklit eder. Örneğin, insizal kenarlara mavi-gri tonlar uygulanarak translüsent bir görünüm elde edilir (Ersahan & Sabuncuoglu, 2016).

Sınırlamalar: Yüzeyel renklendiriciler, mekanik aşınmaya veya asitli gıdalar gibi kimyasal etkilere karşı hassas olabilir. Glaze tabakasının kalınlığı ve fırınlama sıcaklığı, bu hassasiyeti azaltmada kritik öneme sahiptir (Li et al., 2014).

Dijital Renk Analizi ve Eşleştirme

Dijital teknolojiler, renklendirme sürecinde subjektif hataları en aza indirerek renk eşleştirme doğruluğunu artırır:

Spektrofotometreler: VITA Easyshade gibi cihazlar, doğal dişlerin renk tonunu (hue), doygunluğunu (chroma) ve parlaklığını (value) hassas bir şekilde ölçer (Chavali et al., 2017).

Dijital Fotoğraf Analizi: ShadeVision veya Smile Designer gibi yazılımlar, hastanın diş fotoğraflarını analiz ederek uygun renk tonunu önerir (Sengez & Dörter, 2019).

Yapay Zekâ (AI): AI destekli sistemler, büyük veri setlerinden öğrenerek renk eşleştirme sürecini optimize eder. Bazı CAD yazılımları, hastanın cilt tonu, diş yapısı ve yaş gibi faktörleri dikkate alarak otomatik renk önerileri sunar.

Renk Eşleştirme ve Hasta Beklentileri

Renk seçimi, hastanın estetik talepleri ve restorasyonun diğer dişlerle uyumu dikkate alınarak yapılır. Hasta ve hekim arasında renk konusunda mutabakat sağlanması önemlidir. Örneğin, bazı hastalar "Hollywood smile" tarzı beyaz bir gülüş tercih ederken, hekimler doğal dişlerle uyumlu bir renk tonu önerebilir. Renk seçimi, metamerizm riskini azaltmak için standart gün ışığı (D65) altında yapılmalıdır (Sengez & Dörter, 2019).

Zirkonyum Restorasyonların Optik Özellikleri

Zirkonyumun estetik başarısı, translüsensi, opasite, floresans, opalesans ve metamerizm gibi optik özelliklerine bağlıdır. Bu özellikler, restorasyonun doğal dişe benzemesi için vazgeçilmez unsurlar (Sengez & Dörter, 2019).

Transludentlik

Translüsensi, materyalin ışığın bir kısmını geçirmesi, yayması ve dağıtması yeteneğidir. Zirkonyumun translüsensi, metal destekli porselenlere kıyasla daha yüksektir, bu estetik üstünlük sağlar. Metal destekli porselen translusent özelliğininin farklı olmasından ötürü alttan yansımalar görünür (Sengez & Dörter, 2019).

Opasite

Opasite, materyalin ışığı geçirme yeteneğini engellemesine denir. Bir cisme yollanan tüm renkleri eğer o cisim emiyorsa siyah yansıtıyorsa cisim beyazdır (Sengez & Dörter, 2019).

Floresans

Floresans, materyalin ışığı emip daha uzun dalga boylarında yansıtmasına denir. Doğal dişler floresans özelliğe sahiptir. Restorasyonlar ile dişler arasında floresans uyumsuzluğu mevcutsa renkler arası tutarsızlıklar olur (Sengez & Dörter, 2019).

Opalesans

Opalesans, materyalin ışığı emdiğinde farklı, ışığı yansıttığında farklı renkler göstermesidir. Minedeki hidroksiapatit kristalleri, prizma davranışı sergileyerek

mavimsi bir ton oluşturur. Bu özellik, dişe optik derinlik ve canlılık kazandırır. Zirkonyum restorasyonlarda opalesans etkisinin olması finalde de estetik sonucu iyileştirir (Sengez & Dörter, 2019).

Metamerizm

Metamerizm, bir cismin renginin farklı ışık kaynakları altında değişmesidir. Örneğin, laboratuvar ve klinik ortamlarındaki aydınlatma farklılıkları, renk eşleştirme hatalarına neden olabilir (Huang, 2009). Bu sorunun çözümü, ışık kaynağının stabil olmasıyla nispeten daha objektif bir renk seçimine olanak sağlar. Işık kaynağı olarak doğal gün ışığı veya çeşitli aydınlatma koşulları önerilebilir (Sengez & Dörter, 2019).

Işık ve Renk Algısı

Işık, dalga boylarından oluşan elektromanyetik radyasyondur ve kırıldığında bir spektrum oluşturur. İnsan gözü, 400 nm (mor) ile 700 nm (koyu kırmızı) arasındaki görünür ışığa duyarlıdır. Renk algısı, ışığın absorpsiyonu ve yansınmasıyla şekillenir:

- Siyah cisimler tüm dalga boylarını absorbe eder.
- Beyaz cisimler tüm dalga boylarını yansıtır.
- Yeşil bir cisim, yeşil dışındaki dalga boylarını absorbe ederek yeşil renkte görünür
- Renk algısını etkileyen faktörler; ışık kaynağı, cismin görünümü ve gözlemcidir. Cismin spektral yansıması veya iletimi, rengini belirler (Yıldız et al., 2015).

Renklendirme Sürecinde Dikkat Edilmesi Gerekenler

- Işık Koşulları: Restorasyonun algılanan rengi, ışık kaynağına (gün ışığı, floresan, LED) bağlı olarak değişebilir. Bu nedenle, renk seçimi standart ışık koşullarında (örneğin, D65 gün ışığı) yapılmalıdır.
- Translüsensi ve Opaklık: Materyalin ışık geçirgenliği, renk doğruluğunu etkiler. Örneğin, yüksek translüsent zirkonyum anterior restorasyonlarda, opak zirkonyum ise posterior restorasyonlarda tercih edilir.
- Biyouyumluluk ve Dayanıklılık: Renklendiricilerin ağız ortamında toksik olmaması, renk stabilitesi göstermesi ve biyolojik olarak uyumlu olması gerekir. Bazı renklendiriciler, uzun süreli tükürük temasında solma riski taşıyabilir (Rodrigues-Junior et al., 2015).
- Hasta Beklentileri: Estetik restorasyonlarda, hastanın renk tonu ve translüsensi tercihleri dikkate alınmalı, özellikle anterior bölgede hasta ile detaylı konsültasyon yapılmalıdır (Li et al., 2014).

Klinik Uygulamalarda Renklendirme Zorlukları

Renk Eşleştirme Hataları: Doğal dişlerin gradyan geçişler ve mine lekeleri gibi karmaşık renk yapıları, tam eşleştirme yapılmasını zorlaştırır (Vishwanath et al., 2022).

Materyal Sınırlamaları: Monolitik zirkonyum gibi materyaller, sınırlı translüsensi nedeniyle estetik sonuçlarda yetersiz kalabilir.

Teknisyen Deneyimi: Yüzeyel renklendirme, teknisyenin becerisine bağlıdır ve tutarsız uygulamalar estetik kayıplara yol açabilir (Yılmaz et al., 2021).

Ayarlama Süreçleri

Ayarlama, restorasyonun anatomik konturlarının, oklüzal ilişkilerinin ve kenar uyumunun ağız içinde optimize edilmesi işlemidir. CAD/CAM restorasyonları yüksek hassasiyetle üretilse de, ağız içi adaptasyon için küçük düzeltmeler gerekebilir (Yılmaz et al., 2021).

Ayarlama Sürecinde Zorluklar

- **Aşırı Materyal Kaybı:** Oklüzal veya kenar düzeltmelerinde fazla materyal kaldırılması, restorasyonun dayanıklılığını azaltabilir.
- **Operatör Bağımlılığı:** Manuel ayarlamalar, hekimin veya teknisyenin deneyimine bağlıdır ve tutarsızlık riski taşır.

Zaman Kısıtlamaları: Kompleks restorasyonlarda (örneğin, tam ark köprüler), ayarlama işlemi klinik süreyi uzatabilir (Yılmaz et al., 2021).

Parlatma

Parlatma, restorasyon yüzeyinin pürüzsüzleştirilmesi ve estetik bir parlaklık kazandırılması işlemidir. Pürüzlü yüzeyler, plak birikimini artırarak periodontal sorunlara, renk değişimlerine ve estetik kayıplara neden olabilir. Parlatma yöntemleri, materyalin özelliklerine ve klinik gereksinimlere göre farklılık gösterir (Vishwanath et al., 2022).

Mekanik Parlatma

Mekanik parlatma, en yaygın yöntemdir ve şu araçlarla gerçekleştirilir:

- **Parlatma Diskleri ve Lastikleri:** Silikon karbid veya elmas içeren araçlar, kademeli olarak (kaba, orta, ince) uygulanır.
- **Fırçalar ve Pastalar:** Elmas içeren parlatma pastaları (1-3 mikron partikül büyüklüğü), düşük hızda döner aletlerle uygulanarak yüksek parlaklık sağlar.
- **Ultrasonik Cihazlar:** Yüzey pürüzlerini gidermek için kullanılır, ancak sert materyallerde etkinlikleri sınırlıdır (Vishwanath et al., 2022).

Glazür Kaplama

Seramik restorasyonlarda, düşük sıcaklıkta (700-850°C) glazür uygulanarak pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde edilir.

Uygulama: Glazür malzemesi fırçayla uygulanır ve fırınlanır.

Avantajlar: Glazür, doğal mineye benzer bir yüzey sağlar, renk stabilitesini artırır ve plak birikimini azaltır.

Dezavantajlar: Glazür tabakası, mekanik aşınmaya veya oklüzal yüke karşı hassas olabilir ve zamanla matlaşabilir (Rodriguez et al., 2017).

Lazer ve Plazma Parlatma

Yeni teknolojiler, parlatma süreçlerini geliştirmektedir:

Lazer Parlatma: Er:YAG veya Nd:YAG lazerler, yüzey pürüzlerini azaltarak yüksek hassasiyetli bitim sağlar. Ancak, yüksek maliyet ve sınırlı erişim nedeniyle klinik kullanımı yaygın değildir.

Plazma Teknolojisi: Plazma kaplamalar, yüzey enerjisini artırarak biyoyumumluluğu ve parlaklığı iyileştirir. Bu teknoloji henüz deneysel aşamadadır (Ersahan & Sabuncuoğlu, 2015).

Materyale Özgü Parlatma Teknikleri

Zirkonyum: Yüksek sertlik nedeniyle elmas içeren parlatma araçları (örneğin, Dialite ZR) ve soğutma sıvıları kullanılır. Aşırı ısı, yüzeyde mikro çatlaklara neden olabilir.

Lityum Disilikat: Orta sertlikte olduğu için silikon bazlı parlatıcılar (örneğin, OptraFine) ile yüksek parlaklık elde edilir.

Kompozitler: Düşük sertlikleri sayesinde ince parlatma pastaları ve keçe disklerle kolayca parlatılır; ancak, aşırı parlatma yüzey dokusunu bozabilir (Chavali et al., 2015).

Parlatma Sürecinde Dikkat Edilmesi Gerekenler

- Yüzey Pürüzlülüğü: İdeal yüzey pürüzlülüğü ($R_a < 0.2$ mikron), plak birikimini en aza indirir (Bollen et al., 1996).
- Isı Kontrolü: Sert materyallerde yüksek hızda parlatma, ısı birikimine neden olarak materyal yapısını zayıflatır (Huang, 2009).
- Estetik Denge: Aşırı parlatma, restorasyonun doğal dokusunu yok ederek yapay bir görünüm yaratabilir. Özellikle anterior restorasyonlarda hafif dokusal detaylar korunmalıdır (Yıldız et al., 2015).

Klinik Uygulamalarda Parlatma Zorlukları

- Zaman ve Maliyet: Kompleks restorasyonlarda kademeli parlatma işlemleri zaman alıcı olabilir.
- Materyal Hassasiyeti: Kompozitler gibi bazı materyaller, parlatma sırasında çizilmeye yatkındır (Rodrigues-Júnior et al., 2015).
- Standartizasyon Eksikliği: Parlatma protokolleri, klinisyenler ve laboratuvarlar arasında farklılık gösterebilir, bu da tutarsız sonuçlara yol açabilir (Rodrigues-Júnior et al., 2015).

Cad/Cam Teknolojisinde Prova, Uyum ve Sabitleme

Prova

Restorasyon sürecinde üç temel aşama kritik öneme sahiptir: prova (try-in), uyum (fit) ve sabitleme (cementation). Prova, restorasyonun ağız içinde ilk kez denenmesi ve hastanın diş yapısına uygunluğunun değerlendirilmesi aşamasını kapsar. Bu aşama, restorasyonun klinik başarıya ulaşmadan önceki ilk kontrol noktasıdır ve hastanın rahatlığı ile hekimin değerlendirmesi için temel teşkil eder. Uyum, restorasyonun diş yüzeyine tam oturmasını, marjinal sızdırmazlığı ve periodontal sağlığı korumasını ifade eder; bu, restorasyonun uzun vadeli stabilitesi için vazgeçilmezdir (Goujat et al., 2019). Sabitleme ise, restorasyonun diş yüzeyine kalıcı olarak bağlanmasıyla sonuçlanan son adımdır ve mekanik dayanıklılık ile biyolojik uyumluluğu bir araya getirir (Blatz et al., 2018). Bu üç aşama, CAD/CAM teknolojisinin klinik başarısının temel taşlarını oluşturur ve her biri, materyal seçimi, teknolojik altyapı, operatör deneyimi ve klinik uygulama protokolleri gibi çok sayıda faktörden etkilenir.

Prova Sürecinin Temelleri

CAD/CAM teknolojisi, prova aşamasını dijitalleştirerek geleneksel ölçü alma ve laboratuvar süreçlerini büyük ölçüde ortadan kaldırmıştır. Intraoral tarayıcılar (örneğin, CEREC Omnicam, iTero Element, Trios 3, Medit i700), lazer veya yapılandırılmış ışık teknolojileriyle diş yüzeylerini ve çevre yumuşak dokuları üç boyutlu olarak tarar. Bu tarayıcılar, yüksek çözünürlüklü (20-50 µm hassasiyetle) dijital modeller oluşturur ve ölçü materyallerine (örneğin, aljinat, polietil veya silikon) duyulan ihtiyacı azaltır (Beuer et al., 2008). Bu, hasta konforunu artırırken, ölçü hatalarını (örneğin, materyal büzülmesi veya hava kabarcıkları) en aza indirir.

Prova aşamasında, restorasyonun oklüzal ilişkileri (dişler arası temaslar), proksimal temas noktaları (yan dişlerle uyum) ve estetik uyumu (renk, şekil, kontur) değerlendirilir. Hastabaşı CAD/CAM sistemleri, bu değerlendirmeyi aynı seansta gerçekleştirmeyi mümkün kılar. Örneğin, bir posterior kronun tasarımı,

tarama ve frezleme işlemleriyle birlikte 1-2 saat içinde tamamlanabilir; bu, hastanın aynı gün restorasyonla ayrılmasını sağlar(Ahrberg et al., 2016). Bu hız, özellikle acil restorasyon gerektiren travma vakaları veya estetik taleplerin yüksek olduğu anterior restorasyonlar için büyük bir avantajdır.

Prova Sürecinin Aşamaları

Adım 1: Dijital Ölçü Alma: Intraoral tarayıcı ile diş yüzeylerinin ve çevre dokuların 3D taraması yapılır. Tarayıcının çözünürlüğü (örneğin, 20 µm), açısı ve hastanın ağız içi hareketleri bu aşamada kritik öneme sahiptir (Beuer et al., 2008).

Adım 2: Tasarım: Tarama verileri, CAD yazılımına (örneğin, CEREC SW, Exocad) aktarılır ve restorasyonun dijital modeli oluşturulur. Operatör, restorasyonun marjinal sınırlarını, oklüzal yüzeyini, proksimal temaslarını ve estetik özelliklerini (örneğin, translüsensi) belirler.

Adım 3: Üretim: Tasarlanan restorasyon, CAM sistemi (örneğin, MC XL frezleme makinesi) kullanılarak seçilen materyalden (zirconyum oksit, lityum disilikat, kompozit) üretilir. Frezleme süresi, materyalin sertliğine ve restorasyonun karmaşıklığına bağlıdır (örneğin, 10-20 dakika).

Adım 4: Prova: Üretilen restorasyon ağız içinde denir; uyum, temas noktaları, hasta konforu ve estetik sonuçlar kontrol edilir. Gerekirse, küçük oklüzal ayarlamalar yapılır (Gul & Altınok-Uygun, 2020; Solís Pinargote et al., 2024).

Avantajlar ve Klinik Örnekler

Literatürde, CAD/CAM ile üretilen restorasyonların prova sırasında daha az manuel ayarlama gerektirdiği rapor edilmiştir. Örneğin, lityum disilikat kronların %90'ının ilk provada diş yüzeyine tam oturduğu ve yalnızca minimal oklüzal düzeltme gerektirdiği bildirilmiştir. Bu, dijital tasarımın hassasiyeti ve frezleme makinelerinin doğruluğu sayesinde mümkün olmaktadır. Klinik bir örnek olarak, anterior bölgede estetik bir veneer ihtiyacı olan bir hastada, intraoral tarama ile elde edilen veri, restorasyonun diş yüzeyine tam uyumunu ve doğal diş rengiyle eşleşmesini sağlamış; prova aşaması 15 dakikada tamamlanmıştır (Fasbinder et al., 2010).

Zorluklar ve Çözüm Önerileri

Prova başarısı, birçok faktöre bağlıdır. Intraoral tarayıcının kalitesi, tarama sırasındaki ışık koşulları (örneğin, yansıma veya gölgelenme), operatörün deneyimi ve ağız içi koşullar (tükürük, kan, yumuşak doku hareketleri) dijital modelin doğruluğunu etkiler. Yetersiz tarama açılarından veya hasta

hareketlerinden kaynaklanan hataların restorasyonun kenar uyumunu %5-10 oranında bozabileceği rapor edilmiştir (Tapie et al., 2015). Çok üniteli restorasyonlarda (örneğin, dört üniteli köprüler), oklüzal uyumun sağlanması daha karmaşık hale gelebilir; bu durumda, dijital tasarımın tekrar gözden geçirilmesi ve ek düzeltmeler yapılması gerekebilir (Arcuri et al., 2019).

Nem kontrolü, prova aşamasında sıkça karşılaşılan bir zorluktur. Tükürük izolasyonu için kauçuk örtü (rubber dam) kullanımı veya tükürük emiciler, tarama doğruluğunu artırabilir. Yumuşak dokuların (örneğin, dil veya yanak) tarama sırasındaki pozisyonu da önemlidir; bu nedenle, retraktörler ve uygun hasta pozisyonlandırması önerilir. Ayrıca, operatörlerin CAD/CAM sistemlerine yönelik eğitim alması, prova sürecindeki hataları azaltmada kritik bir rol oynar (Beuer et al., 2008).

Uyum

Uyumun Tanımı ve Klinik Önemi

Restorasyonun uyumu, CAD/CAM teknolojisinin klinik başarısını belirleyen en kritik unsurlardan biridir. Uyum, iki temel bileşenden oluşur: marjinal uyum ve internal uyum. Marjinal uyum, restorasyon ile diş arasındaki boşluğun (marginal gap) ölçüsüdür ve bu boşluk, restorasyonun sızdırmazlığını, periodontal sağlığı ve çürük oluşum riskini etkiler. Internal uyum ise restorasyonun iç yüzeyinin diş preparasyonuna tam oturmasını ifade eder; simantasyon sırasında siman kalınlığını ve restorasyonun stabilitesini belirler. Marjinal uyumun klinik olarak kabul edilebilir sınırı 50-200 µm olarak tanımlanmıştır (Jw, 1971). Ancak, modern CAD/CAM sistemleri, 20-50 µm gibi daha dar boşluklarla ideal sonuçlar hedefler; restorasyonun uzun vadeli başarısını artırır (Goujat et al., 2019).

Teknolojik Faktörler ve Üretim Süreci

CAD/CAM sistemlerinin uyum performansı, kullanılan teknolojinin özelliklerine bağlıdır. Frezleme makineleri, 3 eksenli veya 5 eksenli olabilir; 5 eksenli makineler, karmaşık geometrilerde (örneğin, çok eğimli köprüler veya derin fissürler) daha yüksek hassasiyet sağlar. 5 eksenli makinelerin marjinal uyumu %10-15 oranında iyileştirdiği rapor edilmiştir (Tapie et al., 2015). Frezleme bıçaklarının çapı (örneğin, 0.5-2 mm) ve aşınma durumu da uyumu etkiler; aşınmış bıçaklar, marjinal boşlukları artırabilir.

Tasarım yazılımları, restorasyonun diş yüzeyine oturmasını optimize eder. Örneğin, CEREC yazılımı, marjinal sınırları otomatik olarak tespit eder ve operatör müdahalesini azaltır. Exocad gibi gelişmiş yazılımlar ise, restorasyonun internal yüzeyini diş preparasyonuna göre özelleştirerek siman kalınlığını

dengeler. Ayrıca, üretim sonrası işlemler (örneğin, zirkonyumun sinterleme süreci) materyalin boyutlarında %20-25 büzölmeye neden olabilir; bu durum tasarım aşamasında telafi edilmelidir (Denry & Kelly, 2008).

Klinik ve Laboratuvar Koşulları

Literatürde, CAD/CAM restorasyonlarının uyumunun in vitro ve in vivo koşullarda farklılık gösterdiği belirtilmiştir. İn vitro çalışmalarda, çiğneme simölasyonu (örneğin, 1.2 milyon çevrim, 50 N kuvvet) gibi termomekanik yüklemeler marjinal boşluklarda %10-20 artışa neden olabilir (Guess et al., 2010). İn vivo koşullarda ise tükürük, kan veya yumuşak doku kalıntıları tarama doğruluğunu etkileyebilir. Preparasyon tasarımı da uyumu belirler:

Chamfer Preparasyon: Daha dar marjinal boşluklar (20-40 µm) sağlar ve estetik restorasyonlar için idealdir.

Shoulder Preparasyon: Daha fazla materyal kaldırımı gerektirir, ancak yüksek dayanıklılık sunar (50-70 µm).

Dijital taramanın geleneksel ölçü yöntemlerine göre %15 daha tutarlı sonuçlar sunduğu, ancak operatör kaynaklı hataların (örneğin, tarama açısının yanlış ayarlanması) bu avantajı %5-10 oranında azalttığı vurgulanmıştır (Ahrberg et al., 2016). Klinik bir örnekte, posterior bir zirkonyum kronun chamfer preparasyonla hazırlanması, 25 µm marjinal uyum sağlamış ve 3 yıllık takipte komplikasyon görülmemiştir (Fasbinder et al., 2010).

Uyumun Ölçüm Yöntemleri

Uyum, çeşitli yöntemlerle değerlendirilir:

- **Mikroskopik Analiz:** Stereomikroskop veya taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile marjinal boşluklar ölçölür (Goujat et al., 2019).
- **Dijital Simölasyon:** Yazılım tabanlı analizlerle internal uyum haritaları çıkarılır.
- **Silikon Replika Tekniğı:** Restorasyonun iç yüzeyine silikon uygulanarak boşluklar görselleştirilir (Bindl & Mörmann, 2005).

Bu yöntemler, CAD/CAM restorasyonlarının klinik öncesi testlerinde standarttır ve teknolojinin doğruluğunu kanıtlar.

Sabitleme

Sabitlemenin Tarihsel Gelişimi ve İlkeleri

Sabitleme, restorasyonun diş yüzeyine kalıcı olarak bağlanmasını sağlayan son aşamadır ve diş hekimliğinde uzun süredir uygulanan bir tekniktir. Geleneksel olarak, çinko fosfat simanlar 19. yüzyıldan beri kullanılmış, ancak

düşük bağ dayanımı (5-10 MPa) ve çözünürlüğü nedeniyle sınırlamalar göstermiştir (Jw, 1971). 20. yüzyılda cam iyonomer simanların tanıtılması, biyolojik uyumluluğu artırmış, ancak hassasiyetleri CAD/CAM restorasyonları için yetersiz kalmıştır. Modern diş hekimliğinde, reçine bazlı simanlar (örneğin, Variolink Esthetic, RelyX Unicem, Multilink Automix) adeziv bağlanma kapasiteleri (15-30 MPa), estetik avantajları ve düşük çözünürlüğüyle standart haline gelmiştir (Komine et al., 2020). CAD/CAM restorasyonlarında sabitlemenin amacı, mekanik dayanıklılık, biyolojik uyumluluk ve estetik sonuçları bir araya getirmektir (Blatz et al., 2018).

Materyallere Göre Sabitleme Protokolleri

Sabitleme başarısı, restorasyon materyalinin yüzey hazırlığı ve siman tipiyle yakından ilişkilidir. Tablo 1, farklı materyaller için önerilen yüzey hazırlığı ve siman türlerini özetlemektedir.

Tablo 1. CAD/CAM Materyallerine Göre Yüzey Hazırlığı ve Siman Türleri

Materyal	Yüzey Hazırlığı	Önerilen Siman Türü	Bağ Dayanımı (MPa)	Kaynak
Lityum Disilikat	Hidroflorik asit (%5-9, 20-60 sn) + Silan	Reçine (adeziv)	20-30	(Tian et al., 2014)
Zirkonyum Oksit	Kum püskürtme (50 μ m Al_2O_3)	Reçine (self-adeziv)	15-25	(Özcan & Vallittu, 2003)
Kompozit	Pürüzlendirme + Bonding	Reçine (adeziv)	10-20	(Goujat et al., 2019)
Hibrit Seramik	Hidroflorik asit (%5, 30 sn) + Silan	Reçine (adeziv)	15-25	(Solís Pinargote et al., 2024)

Lityum Disilikat: Hidroflorik asitle (%5-9 konsantrasyon, 20-60 saniye) pürüzlendirilen lityum disilikat, silan uygulamasıyla adeziv simantasyon için hazırlanır. Asitleme, yüzeyde mikro gözenekler oluşturur ve silan, siman ile

materyal arasında kimyasal bağ kurar; 20-30 MPa bağ dayanımı sağlar (Tian et al., 2014).

Zirkonyum Oksit: Asitle pürüzlendirmeye dirençli olan zirkonyum, 50 µm alüminyum oksit ile kum püskürtme veya tribokimyasal silika kaplama (örneğin, Rocatec sistemi) ile işlenir. Self-adeziv reçine simanlar (örneğin, RelyX Unicem), 15-25 MPa bağ dayanımıyla etkili sonuçlar verir (Özcan & Bernasconi, 2015).

Kompozit: Yüzey pürüzlendirme (örneğin, 50 µm alüminyum oksit ile) ve bonding ajanlarıyla hazırlanan kompozit restorasyonlar, 10-20 MPa bağ dayanımı sağlar. Ancak, nem absorpsiyonu ve polimer matrisin degradasyonu uzun vadede bağ gücünü %10-15 zayıflatılabilir (Goujat et al., 2019).

Hibrit Seramik: Hidroflorik asitle (%5, 30 saniye) pürüzlendirilen hibrit seramikler, silan ile işlenerek 15-25 MPa bağ dayanımı sunar. Polimer içeriği, adeziv simantasyonu kolaylaştırır (Solís Pinargote et al., 2024).

Siman Kalınlığı ve Mikro Sızıntı

CAD/CAM restorasyonlarının hassas uyumu, siman kalınlığını 30-50 µm ile sınırlandırır; bu, mekanik dayanıklılığı ve marjinal sızdırmazlığı korur (Bindl & Mörmann, 2005). Ancak, siman polimerizasyonu sırasındaki büzülme (%1-3 hacimsel küçülme), marjinal boşluklarda mikro sızıntıya yol açabilir. Yetersiz yüzey temizliğinin (örneğin, tükürük, kan veya geçici siman kalıntıları) bu riski %20 artırdığı belirtilmiştir (Komine et al., 2020). Klinik çalışmalar, adeziv simantasyonun lityum disilikat restorasyonlarda 5 yıllık takipte %95'in üzerinde başarı oranı sunduğunu göstermiştir; örneğin, anterior kronlarda mikro sızıntı oranları %2'nin altında kalmıştır (Fasbinder et al., 2010).

Sabitlenme Teknikleri ve Alternatifler

Sabitlenme teknikleri, adeziv ve self-adeziv yaklaşımlar olarak ikiye ayrılır:

Adeziv Simantasyon: Bonding ajanı, asitleme ve siman kombinasyonuyla maksimum bağ dayanımı sağlar. Lityum disilikat ve hibrit seramikler için idealdir (Tian et al., 2021).

Self-Adeziv Simantasyon: Tek aşamalı uygulama kolaylığı sunar; zirkonyum gibi zor bağlanan materyaller için tercih edilir (Özcan & Bernasconi, 2015).

Alternatif olarak, geçici simantasyon (örneğin, ojenol içermeyen simanlar) prova sonrası değerlendirme için kullanılabilir, ancak CAD/CAM'in hassasiyeti bu ihtiyacı azaltır (Bindl & Mörmann, 2005).

SONUÇ VE ÖNERİLER

CAD/CAM teknolojisi, prova, uyum ve sabitleme aşamalarında diş hekimliğine yenilikçi ve etkili bir yaklaşım sunmaktadır. Prova sürecindeki dijital optimizasyon, hastalar için hızlı ve konforlu bir deneyim sağlarken (Beuer et al., 2008); uyumdaki hassasiyet, restorasyonların uzun vadeli başarısını destekler (Bindl & Mörmann, 2005); sabitlemedeki materyal uyumluluğu ise dayanıklılığı artırır (Tian et al., 2014). Klinik örnekler, bu teknolojinin %95'in üzerinde başarı oranıyla hem estetik hem de fonksiyonel sonuçlar sunduğunu kanıtlamaktadır (Fasbinder et al., 2010). Ancak, teknolojinin tam potansiyeline ulaşması için operatör eğitimi, materyal seçimi, ekipman kalitesi ve klinik protokollerin standardizasyonu gibi alanlara özel bir önem verilmelidir.

Bu derleme, CAD/CAM teknolojisinin mevcut durumunu kapsamlı bir şekilde özetleyerek, diş hekimliği pratiğinde ve akademik araştırmalarda daha ileri adımlar atılmasına katkı sağlamayı hedeflemektedir. Teknolojinin sürekli evrimi, restoratif diş hekimliğini daha erişilebilir, etkili ve hasta odaklı bir disiplin haline getirme potansiyeline sahiptir.

KAYNAKÇALAR

- Ahrberg, D., Lauer, H. C., Ahrberg, M., & Weigl, P. (2016). Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clinical oral investigations*, 20, 291-300.
- Arcuri, L., Lorenzi, C., Bianchi, N., Marchetti, E., & Barlattani, A. (2019). Fit evaluation of cad/cam fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization in vivo: a systematic review. *Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents*, 33(3 Suppl. 1), 103-111. DENTAL SUPPLEMENT.
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505-511.
- Bindl, A., & Mörmann, W. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of oral rehabilitation*, 32(6), 441-447.
- Blatz, M., Vonderheide, M., & Conejo, J. (2018). The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. *Journal of dental research*, 97(2), 132-139.
- Blatz, M. B., Bergler, M., Ozer, F., Holst, S., Phark, J.-H., & Chiche, G. J. (2010). Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. *American journal of dentistry*, 23(4), 213-216.
- Chavali, R., Lin, C. P., & Lawson, N. C. (2017). Evaluation of different polishing systems and speeds for dental zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 26(5), 410-418.
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24(3), 299-307.
- Ersahan, S., & Sabuncuoglu, F. A. (2016). Effect of surface treatment on enamel surface roughness. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 50(1), 1.
- Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D., & Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 10S-14S.
- Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D., & Grosogeat, B. (2019). Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 590-597. e593.

- Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., & Thompson, V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics*(5).
- Gul, P., & Altınok-Uygun, L. (2020). Repair bond strength of resin composite to three aged CAD/CAM blocks using different repair systems. *The journal of advanced prosthodontics*, 12(3), 131.
- Huang, H. (2009). High speed grinding of advanced ceramics: a review. *Key Engineering Materials*, 404, 11-22.
- Jw, M. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br dent j*, 131, 107-111.
- Komine, F., Honda, J., Kusaba, K., Kubochi, K., Takata, H., & Fujisawa, M. (2020). Clinical outcomes of single crown restorations fabricated with resin-based CAD/CAM materials. *Journal of Oral Science*, 62(4), 353-355.
- Li, R. W. K., Chow, T. W., & Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208-216.
- Özcan, M., & Bernasconi, M. (2015). Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*, 17(1), 7-26.
- Özcan, M., & Vallittu, P. K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental materials*, 19(8), 725-731.
- Rekow, E., Silva, N., Coelho, P., Zhang, Y., Guess, P., & Thompson, V. (2011). Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of dental research*, 90(8), 937-952.
- Rodrigues-Junior, S., Chemin, P., Piaia, P., & Ferracane, J. (2015). Surface roughness and gloss of actual composites as polished with different polishing systems. *Operative dentistry*, 40(4), 418-429.
- Rodriguez, A., Yaman, P., Dennison, J., & Garcia, D. (2017). Effect of light-curing exposure time, shade, and thickness on the depth of cure of bulk fill composites. *Operative dentistry*, 42(5), 505-513.
- Sengez, G., & Dörter, C. (2019). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 213-220.
- Solis Pinargote, N. W., Yanushevich, O., Krikheli, N., Smirnov, A., Savilkin, S., Grigoriev, S. N., & Peretyagin, P. (2024). Materials and methods for all-ceramic dental restorations using computer-aided design (CAD) and computer-aided manufacturing (CAM) technologies—a brief review. *Dentistry journal*, 12(3), 47.

- Tapie, L., Lebon, N., Mawussi, B., Fron-Chabouis, H., Duret, F., & Attal, J.-P. (2015). Understanding dental CAD/CAM for restorations--accuracy from a mechanical engineering viewpoint. *International journal of computerized dentistry*, 18(4), 343-367.
- Tian, T., Tsoi, J. K.-H., Matinlinna, J. P., & Burrow, M. F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental materials*, 30(7), e147-e162.
- Tian, Y., Chen, C., Xu, X., Wang, J., Hou, X., Li, K., Lu, X., Shi, H., Lee, E.-S., & Jiang, H. B. (2021). A review of 3D printing in dentistry: Technologies, affecting factors, and applications. *Scanning*, 2021(1), 9950131.
- Vishwanath, S., Kadandale, S., kumar Kumarappan, S., Ramachandran, A., Unnikrishnan, M., & manjiri Nagesh, H. (2022). Finishing and polishing of composite restoration: assessment of knowledge, attitude and practice among various dental professionals in India. *Cureus*, 14(1).
- Yildiz, E., Karaarslan, E. S., Simsek, M., Ozsevik, A. S., & Usumez, A. (2015). Color stability and surface roughness of polished anterior restorative materials. *Dental Materials Journal*, 34(5), 629-639.
- Yılmaz, D., Karaağaçlıoğlu, L., & Yılmaz, B. (2021). Hızlandırılmış yapay yaşlandırma uygulamasının cad-cam materyallerinin renklenmesi üzerindeki etkisi. *European Journal of Research in Dentistry*, 5(1), 19-28.

BÖLÜM 4

İmplantüstü Hibrit Protezlerde Materyal Seçimi

Recep Türken¹

1. Giriş

1.1. İmplantüstü Hibrit Protezlerin Tanımı ve Sınıflandırması

İmplantüstü hibrit protezler, osseointegre dental implantlar tarafından desteklenen ve iki ya da daha fazla farklı materyalin kombinasyonundan oluşan sabit protetik restorasyonlar olarak tanımlanmaktadır (Misch, 2015). Bu protez türü; metal altyapı ile polimer, seramik veya kompozit esaslı üstyapı (veneering) materyallerinin bir araya getirilmesiyle oluşturulan çift katmanlı bir yapıya sahiptir. Sınıflandırma açısından değerlendirildiğinde, implantüstü hibrit protezler desteklendikleri implant sayısı, bağlantı mekanizması (vida ya da siman tutuculuğu), altyapı materyali ve üstyapı materyali temel alınarak kategorize edilebilir (Pjetursson, 2012). Günümüzde hibrit protez kavramı, yalnızca metal-akrilik restorasyonları değil, titanyum veya diğer altyapı materyalleri ile kompozit, akrilik rezin ve bazı seramik üstyapı materyallerinin kombinasyonunu içeren sabit tam ark implant restorasyonlarını tanımlamak amacıyla da kullanılabilmektedir.

Tam ark sabit implant destekli protezler ile All-on-4 ve All-on-6 konseptlerine dayanan açılı implant rehabilitasyonları, implant üstü sabit protezlerin klinikte en sık uygulanan formları arasında yer almaktadır. Özellikle açılı implant kullanımına dayanan bu konseptlerde implant konfigürasyonu, kantilever uzunluğu ve stres dağılımı gibi biyomekanik parametreler tedavi başarısını doğrudan etkileyebilmektedir. Bunun yanı sıra, restorasyon tipine bağlı olarak estetik beklentiler, bakım gereksinimleri ve fonksiyonel yüklenme özellikleri farklılık göstermekte; bu durum kullanılan altyapı ve üstyapı materyallerinin seçiminde belirleyici rol oynamaktadır. (Malo, 2019).

1.2. Tarihsel Gelişim ve Güncel Eğilimler

İmplant destekli protezlerin tarihi, Brånemark ve arkadaşlarının 1965 yılında osseointegrasyon kavramını klinik pratiğe kazandırmasıyla başlamaktadır. İlk dönemlerde kullanılan protezler büyük ölçüde metal altyapı üzerine akrilik rezin kaplamanın uygulandığı sabit köprülerden ibaretti. Takip eden on yıllarda döküm kobalt-krom altyapıların yaygınlaşmasıyla birlikte yapısal dayanıklılık önemli ölçüde artmış; ancak akrilik rezin esaslı üstyapılarda görülen diş aşınmaları,

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, Ordu Üniversitesi, Ordu, Türkiye, ORCID: 0000-0002-0971-1875

veneer kırıkları ve uzun dönem estetik stabiliteye ilişkin sınırlılıklar, araştırmacıları alternatif materyal arayışına yöneltmiştir (Zarb & Schmitt, 1990).

Günümüzde dijital tasarım ve üretim teknolojilerinin (CAD/CAM) protetik diş hekimliğine entegrasyonu, materyal çeşitliliğini önemli ölçüde artırmıştır. Bilgisayar destekli frezeleme ile üretilen monolitik zirkonya restorasyonlar, polimer infiltre seramik ağ yapısına sahip hibrit CAD/CAM materyalleri, yüksek performanslı polimerler (PEEK/PEKK) ve eklemeli üretim teknikleriyle elde edilen rezin esaslı restorasyonlar, güncel literatürde giderek artan ilgiyle incelenmektedir. Bu gelişmeler, materyal seçimini yalnızca mekanik özelliklerin değerlendirilmesinden çıkararak biyoyumluluk, estetik performans, üretim kolaylığı, maliyet etkinliği ve uzun dönem klinik davranışın birlikte değerlendirildiği çok değişkenli bir karar sürecine dönüştürmüştür (Bidra, 2016).

1.3. Materyal Seçiminin Klinik ve Biyomekanik Önemi

Protez materyalinin uygun seçimi, implantüstü hibrit protezlerin uzun dönem klinik başarısı üzerinde belirleyici bir role sahiptir. Materyale bağlı komplikasyonlar; kaplama materyallerinde chipping veya ayrılma, altyapı fraktürleri, rezin esaslı üstyapılarda aşınma ve diş kayıpları gibi teknik sorunlar şeklinde ortaya çıkabilmektedir. Bunun yanı sıra, materyalin yüzey özellikleri ve biyoyumluluğu, plak retansiyonu, temizlenebilirlik ve periimplant yumuşak doku yanıtı üzerinde etkili olarak biyolojik komplikasyon riskini de değiştirebilmektedir. Doğal dişlerden farklı olarak implantlarda periodontal ligamanın bulunmaması nedeniyle oklüzal kuvvetler doğrudan implant-abutment-protez kompleksine iletilmektedir. Bu durum, protez materyalinin elastisite modülü, enerji absorpsiyon kapasitesi ve stres dağılımı üzerindeki etkilerini klinik açıdan daha önemli hâle getirmektedir. Bu nedenle materyal seçimi; kırılma tokluğu, yorulma direnci, elastik davranış, aşınma özellikleri, biyoyumluluk, tamir edilebilirlik ve kullanılan üretim tekniğinin (eksiltmeli veya eklemeli üretim) getirdiği avantaj ve sınırlılıkların birlikte değerlendirildiği çok boyutlu bir karar süreci olarak ele alınmalıdır (Sailer, 2015).

2. İmplantüstü Hibrit Protezlerde Temel Biyomekanik Prensipler

2.1. Oklüzal Yük Dağılımı ve İmplant-Protez Ara Yüzü

İmplantüstü protezlerde oklüzal kuvvetlerin implantlara iletimi, doğal dişlere kıyasla köklü farklılıklar göstermektedir. Periodontal ligament içeren doğal dişlerde, aksiyel kuvvetler yaklaşık 25-100 μ m aralığında fizyolojik hareket kapasitesi sağlayan periodontal membran aracılığıyla absorbe edilmektedir. Buna karşın, osseointegre implantlar bu tampon mekanizmadan yoksun olduğundan oklüzal yükler doğrudan kemik-implant ara yüzüne iletilmekte; bu durum stres konsantrasyonu riskini artırmaktadır.

Hibrit protez tasarımında altyapı materyalinin elastisite modülü, implant-protez kompleksindeki yük transferini ve stres dağılım profilini etkileyen önemli biyomekanik parametrelerden biridir. Yüksek elastisite modülüne sahip titanyum altyapıların daha rijit davranış sergileyerek periimplanter kemikte stres konsantrasyonunu artırabildiği; buna karşın PEEK gibi düşük elastisite modüllü

materyallerin yükleri daha homojen biçimde dağıtarak stres sönümleme potansiyeli gösterebildiği bildirilmiştir. Bununla birlikte, implant destekli restorasyonlardaki biyomekanik davranış yalnızca materyalin elastik özellikleriyle açıklanamaz. İmplant sayısı ve konfigürasyonu, implant pozisyonu, kantilever uzunluğu, kemik kalitesi ve okluzal yüklenme koşulları gibi çok sayıda değişken, stres dağılımını birlikte şekillendirmektedir (Almeida, 2019).

2.2. Hibrit Protezlerde Stres Transferi Mekanizmaları

Sonlu elemanlar analizi çalışmaları, implantüstü hibrit protezlerde stres transferinin altyapı geometrisi, materyalin mekanik özellikleri ve implant konfigürasyonuna bağlı olarak değiştiğini ortaya koymaktadır. Metal altyapılar, esnek polimerik materyallerle karşılaştırıldığında implant çevresinde daha yüksek stres değerleri oluşturmaktadır. Bununla birlikte, altyapının rijit olması, yüksek bağlantı doğruluğu gereksinimini ön plana çıkarmakta; pasif uyum sağlanamadığında kalıcı internal stres, protez ve implant-kemik arayüzünde kronik hasar sürecini başlatabilmektedir (Karl, 2012).

Üstyapı materyali ise okluzal yüklerin absorpsiyonunda ikincil bir rol üstlenmektedir. Yüksek elastisite modüllü tam seramik üstyapılar, okluzal şok absorpsiyonu konusunda sınırlı kapasiteye sahipken; akrilik rezin ve kompozit rezin esaslı üstyapı materyalleri daha yüksek enerji absorpsiyon kapasiteleri sayesinde implant-kemik arayüzü üzerindeki ani yük etkisini azaltabilmektedir. Bu özellik, özellikle brüksizm vakalarında materyal seçimini belirleyici kılmaktadır (Menini, 2013).

2.3. All-on-4 / All-on-6 Konseptlerinde Kantilever Biyomekaniği

All-on-4 konseptinde posterior implantların 30-45° açıyla yerleştirilmesi, kantilever uzunluğunu azaltarak biyomekanik avantaj sağlamakla birlikte, distal kantileverlerdeki eğilme momentini yönetme gerekliliğini ortadan kaldırmamaktadır. Kantilever uzunluğunun protez uzunluğunun %20'sini aşması durumunda implant üzerindeki stres değerlerinin belirgin biçimde arttığı bildirilmektedir. Bu nedenle, kantilever bölgesinde kullanılan materyalin kırılma dayanımı (fracture strength) ve yorulma direnci (fatigue resistance) klinik açıdan kritik öneme sahiptir (Malo, 2019).

Monolitik zirkonya materyaller, yüksek eğilme dayanımları (yaklaşık 900–1200 MPa) ve transformasyon sertleşmesi mekanizmasına bağlı kırılma tokluğu sayesinde implant destekli restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, yüksek elastisite modülü ve gevrek fraktür davranışı nedeniyle özellikle kantilever uzantılarında oluşan eğilme momentlerinin dikkatle değerlendirilmesi gerekmektedir. Literatürde, zirkonya esaslı kantileverli sabit protezlerde mekanik komplikasyon riskinin arttığı ve bu nedenle kantilever uzunluğunun mümkün olduğunca sınırlandırılması gerektiği bildirilmektedir. (Guess, 2012).

Titanyum altyapı üzerine akrilik rezin (PMMA) üstyapı kombinasyonu, rijit seramik restorasyonlardan farklı bir biyomekanik yaklaşıma dayanmaktadır. Titanyumun yüksek kırılma tokluğu ve plastik deformasyon kapasitesi sayesinde

yük altında ani ve katastrofik başarısızlık yerine daha kontrollü ve tamir edilebilir deformasyon paternleri ortaya çıkabilmektedir. Nitekim in vitro çalışmalarda titanyum esaslı sistemlerin kırılma sırasında bükülme veya yerinden ayrılma eğilimi gösterdiği, buna karşın daha rijit seramik yapıların gevrek fraktür davranışı sergilediği bildirilmiştir (De Giorgis, 2024; Pjetursson, 2018). PMMA üstyapının düşük elastisite modülü (~2.5–3.5 GPa) ise okluzal yüklerin modülasyonuna katkıda bulunarak implant-abutment kompleksine iletilen stres yoğunluğunu azaltabilir. Ayrıca kolay tamir edilebilirliği, düşük maliyeti ve teknik olarak modifiye edilebilir olması, bu restorasyonları uzun dönem bakım gerektiren vakalarda pratik bir seçenek hâline getirmektedir. Bununla birlikte, PMMA'nın aşınma direncinin monolitik zirkonyaya kıyasla daha düşük olduğu ve zaman içerisinde meydana gelebilecek okluzal boyut kayıpları açısından düzenli klinik takibin gerekli olduğu unutulmamalıdır.

All-on-6 konfigürasyonunda ise iki ek implantın sağladığı destek, kantilever mesafesini ortalama 5-8 mm azaltarak eğilme momentini belirgin biçimde düşürmektedir. Bu durum, her iki materyal seçeneği için de güvenlik marjını genişletmekte; özellikle zirkonya gibi kırılğan karakterli materyallerin kullanımını daha güvenilir bir zemine oturtmaktadır. All-on-6 konfigürasyonunda monolitik zirkonya, hem mekanik güvenilirlik hem de uzun dönem estetik stabilite açısından titanyum-akrilik kombinasyonuna kıyasla daha güçlü bir konuma yükselmektedir.

3. Altyapı (Framework) Materyalleri

3.1. Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum (Ti) ve titanyum alaşımları (özellikle Ti-6Al-4V), onlarca yıllık klinik deneyimleri ve olağanüstü biyouyumlulukları sayesinde implantüstü hibrit protez altyapılarının altın standardı konumunu sürdürmektedir. Titanyumun osseointegrasyon potansiyeli ile protetik bileşenlerde sergilediği üstün korozyon direnci ve biyouyumluluk özellikleri, bu materyali hem implant hem de altyapı tasarımlarında tercih edilen seçenek kılmaktadır. Titanyum altyapılar, döküm, frezeleme (CAD/CAM) ve seçici lazer sinterleme (SLS) gibi üretim teknikleriyle üretilebilmektedir (Lautenschlager & Monaghan, 1993).

Titanyumun implantüstü hibrit protez altyapısı olarak kullanımı, çeşitli biyolojik ve mekanik avantajlar sunmaktadır. Biyouyumluluk açısından titanyum, yüzeyinde spontan olarak oluşan titanyum dioksit (TiO_2) tabakası sayesinde yüksek korozyon direnci göstermekte ve çevre dokularla uyumlu bir biyolojik davranış sergilemektedir. Ayrıca, titanyuma bağlı hipersensitivite reaksiyonlarının oldukça nadir olduğu bildirilmektedir. Mekanik özellikleri bakımından değerlendirildiğinde, titanyumun yüksek dayanımı, kırılma direnci ve sünek deformasyon kapasitesi, implant destekli tam ark rehabilitasyonlarda fonksiyonel yüklerin tolere edilmesine katkıda bulunabilmektedir (Silva, 2022). Özellikle gevrek seramik materyallerle karşılaştırıldığında, daha tamir edilebilir başarısızlık paternleri sergileyebilmesi klinik açıdan avantaj sağlayabilir. Bunun yanı sıra, yaklaşık 4.5 g/cm^3 olan düşük yoğunluğu sayesinde titanyum, Co-Cr

alaşımlarına kıyasla daha hafif altyapıların üretimine olanak tanımaktadır. Bu durumun, özellikle geniş hacimli tam ark restorasyonlarda hasta adaptasyonu ve kullanım konforu açısından olumlu katkılar sağlayabileceği düşünülmektedir (Delucchi, 2021).

Bununla birlikte, titanyumun hibrit protez altyapısı olarak kullanımına ilişkin bazı dezavantajlar ve teknik sınırlılıklar da göz ardı edilmemelidir. Titanyumun geleneksel feldspatik porselenlerle kullanımında; yüksek sıcaklıklarda oluşan oksit tabakasının kalınlaşması, yaklaşık 882–883°C'de meydana gelen $\alpha \rightarrow \beta$ faz dönüşümü ve termal genleşme katsayısı farklılıkları nedeniyle metal-seramik bağlanması güçleşebilmektedir. Bu durum, özel düşük füzyonlu porselenlerin ve modifiye fırınlama protokollerinin kullanılmasını gerektirebilmektedir. Söz konusu teknik güçlükler nedeniyle, titanyum altyapılar üzerine akrilik rezin veya kompozit rezin esaslı üstyapı materyallerinin uygulanması klinik pratikte daha yaygın bir yaklaşım olarak öne çıkmaktadır (Delucchi, 2021). Öte yandan, titanyumun düşük işlenebilirliği; CAD/CAM frezeleme sürecinde artmış malzeme aşınması ve uzamış üretim sürelerine yol açarak üretim maliyetlerini etkileyebilmektedir. Bu bağlamda, frezelenmiş ve DMLS yöntemiyle üretilmiş titanyum altyapılar arasında yapılacak tercih; materyal uyumu, yüzey karakteristikleri ve biyofilm retansiyonu gibi parametreler açısından farklı klinik sonuçlar doğurabilmektedir. Güncel literatür, her iki üretim yönteminin de kabul edilebilir klinik performans sergilediğini göstermekle birlikte, belirli klinik senaryolar için üstünlüğün ortaya konabilmesi amacıyla daha fazla uzun dönem klinik çalışmaya ihtiyaç duyulduğunu bildirmektedir (Deeban, 2024) .

3.2. Kobalt-Krom Alaşımları

Kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları, yüksek sertlikleri, uygun maliyetleri ve seramikle bağlanma özellikleri nedeniyle implantüstü hibrit protez altyapılarında yaygın biçimde kullanılmaktadır. Döküm, lazer sinterleme veya CAD/CAM frezeleme yöntemleriyle üretilen Co-Cr altyapılar; titanyuma kıyasla daha yüksek elastisite modülü (yaklaşık 200-230 GPa) sergilemekte; bu durum hem daha rijit bir altyapı yapısı sağlamakta hem de implant-kemik ara yüzünde stres yoğunlaşmasına katkıda bulunmaktadır (Sadan, 2005).

Bununla birlikte, geleneksel Co-Cr döküm altyapılarda boyutsal sapma ve pasif uyum sorunları rapor edilmiştir. Bu nedenle, lazer sinterleme veya CAD/CAM frezeleme ile üretilen Co-Cr altyapılar, döküm tekniğine kıyasla üstün pasif uyum değerleri sunduğundan günümüz klinik pratiğinde ön plana çıkmaktadır. İmplant bileşenlerinin nikelsiz Co-Cr alaşımlarıyla birlikte kullanılması, olası nikel alerjisi riskini de ortadan kaldırmaktadır (Sailer, 2015).

3.3. Zirkonya Altyapılar

İttriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) seramikler; yüksek kırılma tokluğu (yaklaşık 5–10 MPa·m^{1/2}), üstün eğilme dayanımı (yaklaşık 900–1200 MPa) ve biyouyumlu yapıları sayesinde implant

destekli hibrit protez altyapılarında yaygın olarak tercih edilen seramik materyaller arasında yer almaktadır. Y-TZP'nin dikkat çekici mekanik performansı, metastabil tetragonal fazın çatlak ucu çevresindeki gerilme etkisiyle monoklinik faza dönüşmesine dayanan dönüşüm toklaştırması (transformation toughening) mekanizmasına bağlanmaktadır. Bu faz dönüşümü sırasında meydana gelen hacimsel genleşme ve buna eşlik eden lokal basma gerilmeleri, çatlak ilerlemesini engelleyerek materyalin kırılma direncini artırmaktadır. Bu mekanizma, Y-TZP'nin diğer dental seramiklere kıyasla daha yüksek hasar toleransı göstermesine katkıda bulunmaktadır (Kelly & Denry, 2008).

Ancak zirkonya altyapıların geleneksel veneering seramiklerle birlikte kullanıldığı restorasyonlarda veneer seramiklerde chipping insidansının nispeten yüksek olduğu bildirilmektedir. Bu sorunu azaltmak amacıyla geliştirilen monolitik zirkonya restorasyonlar, CAD/CAM teknolojileriyle üretilmekte ve boyama ile karakterizasyon işlemleri sayesinde estetik açıdan kişiselleştirilebilmektedir. Bununla birlikte, Y-TZP'nin klinik kullanımında göz ardı edilmemesi gereken önemli bir materyal özelliği, düşük sıcaklık bozunumu (low-temperature degradation, LTD) veya yaşlanma (aging) olarak tanımlanan fenomendir. LTD'nin temelinde, nemli biyolojik ortamda su türlerinin oksijen boşlukları aracılığıyla kristal yapı içerisine difüzyonu sonucu oluşan iç gerilmelerin metastabil tetragonal fazı destabilize etmesi ve tetragonal-monoklinik ($t \rightarrow m$) faz dönüşümünü başlatması yer almaktadır. Bu dönüşüm; yüzey pürüzlenmesi, mikro çatlak oluşumu ve zamanla mekanik özelliklerde progresif azalma ile ilişkilendirilmiş olup restorasyonların uzun dönem güvenilirliğini etkileyebilmektedir. Prospektif bir klinik çalışmada, 3Y-TZP monolitik restorasyonlarda LTD'nin ağız ortamına yerleştirilmeyi takiben yalnızca 6 ay içerisinde başladığı ve 5 yıllık takip süresince yavaş fakat istatistiksel olarak anlamlı biçimde ilerlediği gösterilmiştir. Aynı çalışmada, glazeleme işleminin LTD'ye karşı koruyucu bir etki göstermediği bildirilmiştir. Bununla birlikte, gözlenen faz dönüşümünün esas olarak materyalin en yüzeyel bölgeleriyle sınırlı olduğu ve 5 yıllık takipte kırık oranının %4,5 düzeyinde kaldığı belirtilmiştir. Daha yüksek itriyum içeriğine sahip 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ gibi yeni nesil yüksek translusens zirkonya materyalleri, artmış kübik faz oranları nedeniyle LTD'ye karşı daha yüksek direnç potansiyeli sunmaktadır. Ancak kübik fazın dönüşüm toklaştırması mekanizmasına katılmaması nedeniyle bu materyallerde kırılma tokluğu ve eğilme dayanımı belirli ölçüde azalabilmektedir. Bu nedenle, güncel zirkonya sistemlerinde translusensi, mekanik dayanım ve yaşlanma direnci arasındaki dengenin dikkatle değerlendirilmesi gerekmektedir (Koenig, 2024; Chevalier, 2007).

3.4. PEEK ve Polimer Esaslı Altyapılar

Polieter eter keton (PEEK), yaklaşık 3–4 GPa elastisite modülü, radyolüsent özelliği ve metal içermeyen yapısıyla dental altyapılar için alternatif bir materyal olarak değerlendirilmektedir. Karbon fiber ile güçlendirilmiş PEEK formları (CFR-PEEK), kortikal kemiğe daha yakın elastik özellikler gösterebilmekte ve biyomekanik açıdan avantaj sağlayabilmektedir. Bununla birlikte, PEEK'in doğal yüzey özellikleri nedeniyle titanyuma kıyasla daha sınırlı bir osseointegrasyon

potansiyeline sahip olduğu ve yeterli kemik-implant temasının sağlanabilmesi için yüzey modifikasyonlarının gerekli olabileceği bildirilmiştir. Ayrıca, görece düşük mekanik dayanımı ve adeziv bağlanma özelliklerinin sınırlı olması, PEEK'in protetik uygulamalardaki kullanım alanını etkileyen önemli faktörler arasında yer almaktadır (Schwitalla & Müller, 2013).

PEEK, düşük elastisite modülü, hafif yapısı, radyolüsent özelliği ve metal içermeyen estetik görünümü nedeniyle implantüstü hibrit protezlerde titanyum ve zirkonyaya alternatif bir altyapı materyali olarak giderek daha fazla ilgi görmektedir. Özellikle kortikal kemiğe kıyasla daha düşük elastisite modülüne sahip olması, oklüzal kuvvetlerin daha fizyolojik biçimde dağıtılmasına katkıda bulunabileceği ve periimplant kemikte stres yoğunlaşmasını azaltabileceği yönünde teorik bir avantaj sunmaktadır. Bununla birlikte, mevcut klinik kanıtlar PEEK'in bu biyomekanik potansiyelinin uzun dönem klinik başarıya ne lde yansıdığı konusunda henüz kesin sonuçlar ortaya koyamamıştır. PEEK esaslı dental protezleri değerlendiren sistematik bir derlemede, mevcut klinik çalışmaların çoğunun düşük veya orta metodolojik kaliteye sahip olduğu ve PEEK protezlerin uzun dönem sağkalım oranlarını güvenilir biçimde belirlemek için yeterli kanıt bulunmadığı bildirilmiştir. Bununla birlikte, kısa ve orta dönem takiplerde PEEK altyapılı restorasyonların hasta memnuniyeti, estetik sonuçlar ve fonksiyonel performans açısından konvansiyonel materyallerle karşılaştırılabilir sonuçlar gösterebildiği de vurgulanmıştır (Khurshid, 2022).

PEEK'in implant destekli rehabilitasyonlarda yaygın kullanımını sınırlayan en önemli faktörlerden biri, biyolojik inertliği nedeniyle doğal yüzeyinde yeterli osseointegrasyon kapasitesi göstermemesidir. Sistematik derleme düzeyindeki kanıtlar, modifiye edilmemiş PEEK yüzeylerinin titanyuma kıyasla daha düşük kemik-implant temas oranları sergileyebildiğini ve bazı deneysel modellerde implant çevresinde fibröz doku oluşumuna eğilim gösterebildiğini ortaya koymaktadır. Buna karşın, hidroksiapatit kaplama, titanyum dioksit kaplama, plazma işlemleri ve biyoaktif nanopartikül modifikasyonları gibi çeşitli yüzey düzenleme stratejilerinin PEEK'in osseointegrasyon performansını anlamlı lde artıracılabileceği bildirilmiştir. Ancak bu olumlu sonuçların büyük çoğunluğu hayvan deneylerine ve laboratuvar çalışmalarına dayanmakta olup, fonksiyonel yükleme koşullarını değerlendiren randomize kontrollü klinik çalışmaların eksikliği dikkat çekmektedir. Bu nedenle, güncel kanıtlar doğrultusunda PEEK'in implantüstü hibrit protezlerde umut vaat eden bir alternatif materyal olduğu sylenilse de, titanyum ve zirkonya ile eşdeğer düzeyde rutin kullanımını destekleyecek uzun dönem klinik veriler henüz yeterli değildir (AlOtaibi, 2020).

3.5. CAD/CAM ile üretim ve Materyale Etkisi

Bilgisayar destekli tasarım ve retim (CAD/CAM) teknolojisi, implantüstü hibrit protez altyapılarının üretiminde frezeleme (subtractive manufacturing) ve eklemeli üretim (additive manufacturing) olmak üzere iki temel yaklaşımla uygulanmaktadır. CAD/CAM frezeleme; titanyum, Co-Cr, zirkonya ve polimer esaslı materyallerin endüstriyel olarak standardize edilmiş blok veya disklerden yüksek hassasiyetle işlenmesine olanak tanımaktadır. Konvansiyonel döküm

yöntemleriyle karşılaştırıldığında, bu yaklaşımın üretim sürecindeki değişkenliği azaltarak daha öngörülebilir boyutsal doğruluk ve pasif uyum sağlayabildiği bildirilmiştir. Ayrıca, dijital iş akışının tekrarlanabilirliği ve operatör bağımlılığını azaltması, CAD/CAM teknolojilerinin implant protetiğinde yaygınlaşmasını destekleyen önemli avantajlar arasında yer almaktadır (Kapos, 2009).

Eklemeli üretim yöntemlerinden biri olan direkt metal lazer sinterleme (DMLS) veya selektif lazer ergitme (SLM), metal tozlarının lazer enerjisi yardımıyla katmanlar hâlinde birleştirilmesi esasına dayanmaktadır. Özellikle Co-Cr altyapıların üretiminde kullanılan bu teknoloji, kompleks geometrilere sahip restorasyonların dijital tasarımdan doğrudan elde edilmesine olanak tanımakta ve geleneksel döküm prosedürlerinde yer alan mum modelaj, revetman ve döküm gibi çok sayıda laboratuvar basamağını ortadan kaldırabilmektedir. Yapılan çalışmalarda, DMLS ile üretilen Co-Cr restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir iç uyum değerleri sergilediği ve konvansiyonel döküm yöntemleriyle karşılaştırılabilir sonuçlar sunduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, bu teknolojinin yüksek ekipman maliyeti ve özel üretim altyapısı gerektirmesi, kullanımını etkileyen önemli faktörler arasında yer almaktadır (Ucar, 2009).

Son yıllarda eklemeli üretim teknolojileri yalnızca metal altyapılarla sınırlı kalmayıp, rezin esaslı hibrit materyallerin üretiminde de yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle geçici tam ark restorasyonlar ve prototip uygulamalarda 3 boyutlu baskı teknolojileri; düşük materyal kaybı, hızlı üretim ve yüksek tasarım esnekliği gibi avantajlar sunmaktadır. Ancak üretim yöntemi; materyalin mikroyapısı, katmanlar arası bağlanma özellikleri ve mekanik davranışı üzerinde belirleyici rol oynayabilmektedir. Bu nedenle implantüstü hibrit protezlerde materyal seçimi kadar, seçilen materyalin hangi üretim teknolojisiyle işlendiğinin de klinik performans açısından dikkate alınması gerekmektedir.

4. Üstyapı (Veneering) ve Okluzal Yüzey Materyalleri

4.1. Akrilik Rezın (PMMA) Kaplamalar

Polimetilmetakrilat (PMMA) esaslı akrilik rezin, implantüstü hibrit protezlerde özellikle geçici restorasyonlarda ve titanyum altyapı üzerine uygulanan definitif tam ark rehabilitasyonlarda yaygın olarak kullanılan bir üstyapı materyalidir. PMMA'nın düşük elastisite modülü ve kolay işlenebilirliği, bu materyalin klinik kullanımını destekleyen başlıca özellikler arasında yer almaktadır. Bunun yanı sıra, ağız içinde tamir edilebilir olması, hafif yapısı ve nispeten düşük maliyeti, PMMA'yı uzun dönem takip gerektiren olgularda pratik bir seçenek hâline getirmektedir. Özellikle CAD/CAM teknolojileriyle işlenebilen endüstriyel olarak polimerize edilmiş PMMA bloklarının, konvansiyonel yöntemlerle hazırlanan geçici restorasyonlara kıyasla daha yüksek kırılma dayanımı, daha iyi renk stabilitesi ve daha düşük su absorpsiyonu sergilediği bildirilmiştir (Rayyan, 2015).

Bununla birlikte, PMMA'nın aşınma direnci, özellikle monolitik zirkonya gibi yüksek sertlik ve eğilme dayanımına sahip seramik materyallerle karşılaştırıldığında daha düşüktür. Uzun dönem kullanımda renk stabilitesinde azalma, su absorpsiyonuna bağlı boyutsal değişiklikler ve yüzey pürüzlenmesi gibi materyal kaynaklı değişimler klinik performansı olumsuz etkileyebilmektedir. Bu sınırlılıkların azaltılması amacıyla, yüksek çapraz bağlanma derecesine sahip endüstriyel olarak polimerize edilmiş CAD/CAM PMMA blokları ve doldurucu takviyeli yeni nesil akrilik kompozit sistemler geliştirilmiştir. Bu materyaller; daha düşük porozite, daha yüksek mekanik dayanım, geliştirilmiş aşınma direnci ve üretim süreçlerinde daha yüksek tekrarlanabilirlik gibi avantajlar sunmaktadır. Buna rağmen, uzun dönem klinik kullanımda okluzal aşınmanın düzenli olarak izlenmesi ve gerektiğinde bakım veya yenileme işlemlerinin planlanması önerilmektedir.

4.2. Kompozit Resin ve Hibrit Seramikler

İndirekt laboratuvar kompozitleri, yüksek oranda inorganik doldurucu içeren ve laboratuvar koşullarında ek polimerizasyon işlemlerine tabi tutulan rezin esaslı materyallerdir. Geliştirilmiş dönüşüm dereceleri sayesinde geleneksel PMMA esaslı geçici materyallere kıyasla daha iyi aşınma direnci, daha yüksek kırılma dayanımı ve daha iyi renk stabilitesi sunabilmektedir. Özellikle implant destekli uzun dönem geçici restorasyonlarda, indirekt kompozit rezinlerin PMMA ve bis-akril materyallere kıyasla daha üstün aşınma performansı sergilediği ve klinik kullanım için uygun alternatifler oluşturduğu bildirilmiştir (Tsujimoto, 2019).

Bunun yanı sıra, indirekt kompozitlerin seramik materyallere kıyasla daha düşük elastisite modülüne ve daha sünek bir kırılma davranışına sahip olmaları nedeniyle implant destekli restorasyonlarda stres iletimini azaltabileceği öne sürülmektedir. Ayrıca, bu materyallerin veneering uygulamalarında yeterli chipping direnci gösterdikleri ve sabit implant destekli protezlerde seramik üstyapılara alternatif oluşturabilecekleri belirtilmektedir (Zadeh, 2021). Bununla birlikte, uzun dönem kullanımda yüzey parlaklığında azalma, renk değişimi ve aşınma gibi komplikasyonlar görülebileceğinden hasta seçimi ve düzenli bakım protokolleri önem taşımaktadır

Nano-hibrit kompozit rezin materyaller ile polimer infiltre seramik ağ yapılı (polymer-infiltrated ceramic network, PICN) hibrit seramikler, PMMA esaslı polimerler ile tam seramik materyaller arasında ara düzey mekanik özellikler sergileyen restoratif seçenekler olarak değerlendirilmektedir. CAD/CAM ile işlenebilen bu materyaller, tam seramiklere kıyasla daha düşük elastisite modülü ve daha hasar toleranslı kırılma davranışı sayesinde okluzal yükler altında daha dengeli bir biyomekanik performans sunabilmektedir. Vita Enamic (PICN) ve Lava Ultimate (rezin nano-seramik) bu grubun en iyi bilinen ticari örnekleri arasında yer almaktadır. Yapılan in vitro çalışmalarda, bu materyallerin iki cisim aşınma davranışlarının insan mine dokusuna benzer olduğu ve geçici akrilik polimerlere kıyasla daha üstün yüzey özellikleri sergilediği bildirilmiştir. Ayrıca, hibrit yapıları sayesinde estetik özellikler ile mekanik dayanım arasında dengeli bir profil sunmaları, özellikle implantüstü restorasyonlarda alternatif üstyapı materyalleri olarak değerlendirilmelerine olanak tanımaktadır. (Mörmann, 2013).

Bu materyallerin okluzal aşınma davranışı, doğal mine ile kıyaslanabilir düzeylerde rapor edilmekle birlikte, in vivo uzun dönem verileri hâlâ sınırlı kalmaktadır. Antagonist diş dokusunu aşındırma potansiyelinin düşük olması, özellikle tüm implant destekli tam ark restorasyonlarda bu materyallerin tercih edilmesini desteklemektedir.

4.3. Eklemeli Üretim (Additive Manufacturing) ile Üretilen Hibrit Seramik Materyaller

Eklemeli üretim teknolojilerindeki gelişmeler, implantüstü restorasyonlarda kullanılabilecek yeni nesil hibrit kompozit materyallerin geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Özellikle nanoseramik dolduruculu fotopolimer esaslı reçineler, geleneksel geçici materyaller ile CAD/CAM hibrit seramikler arasında alternatif bir konumda değerlendirilmektedir. Bu materyaller, dijital iş akışına tam uyumlulukları, hızlı üretim süreçleri ve hasta özelinde özelleştirilebilir tasarım olanakları nedeniyle giderek artan bir ilgi görmektedir (Balestra, 2024). 3D baskılı daimi restoratif materyallere ilişkin mevcut literatür, mekanik özellikler, boyutsal doğruluk ve biyolojik performans açısından umut verici sonuçlar bildirmekle birlikte, uzun dönem klinik kanıtların hâlen sınırlı olduğunu vurgulamaktadır.

SprintRay OnX Tough 2 (SprintRay Inc., Los Angeles, CA, ABD), yüksek oranda seramik doldurucu içeren ve definitif restorasyon uygulamaları için geliştirilen yeni nesil 3D baskı reçinelerinin önde gelen örneklerinden biridir. Üretici verileri ve mevcut in vitro çalışmalar, bu materyalin geçici PMMA esaslı reçinelere kıyasla yeterli kırılma dayanımı ve geliştirilmiş mekanik performans sergileyebildiğini göstermektedir. Bununla birlikte, eklemeli üretimle elde edilen restorasyonların mekanik özelliklerinin; baskı yönelimi, katman kalınlığı, post-polimerizasyon protokolü ve çevresel yaşlandırma koşullarından önemli ölçüde etkilenebildiği bildirilmiştir (Alshamrani, 2022). Özellikle post-polimerizasyon

yöntemleri ve baskı parametrelerindeki değişikliklerin fleksural dayanım ve sertlik üzerinde belirgin etkileri olduğu gösterilmiştir.

Özellikle implantüstü tam ark geçici restorasyonlar ve seçilmiş definitif uygulamalarda kullanım potansiyeli taşıyan bu materyallere ilişkin klinik ilgi giderek artmaktadır. Nobre ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği prospektif klinik çalışmada, OnX Tough 2 reçinesi kullanılarak All-on-4 konsepti doğrultusunda üretilen tam ark implant destekli protezlerin kısa dönem sonuçları değerlendirilmiş; 6 aylık takip süresince implant sağkalım oranı %97,5 ve protez sağkalım oranı %90 olarak bildirilmiştir. Bununla birlikte, hasta bazında mekanik komplikasyon oranının %50 olması, bu materyallerin uzun dönem klinik performanslarının dikkatle değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir (Nobre, 2025).

Bununla birlikte, implantüstü hibrit protezlerde 3D baskılı hibrit kompozit materyallerin uzun dönem klinik başarısını ve komplikasyon oranlarını değerlendiren prospektif çalışmaların sayısı hâlen sınırlıdır. Bu nedenle, söz konusu materyaller umut vaat eden alternatifler olarak değerlendirilmekle birlikte, rutin klinik kullanımlarına ilişkin kesin önerilerde bulunabilmek için daha yüksek düzeyde klinik kanıtı ihtiyaç bulunmaktadır (Balestra, 2024).

4.4. Tam Seramik Üstyapılar

Geleneksel feldspatik porselen ve lityum disilikat seramikler, üstün estetik özellikleri ve doğal dentisyona benzer translusensiteleri nedeniyle implantüstü hibrit protezlerde üstyapı materyali olarak tercih edilmektedir. Bununla birlikte, yüksek elastisite modülleri ve gevrek kırılma davranışları nedeniyle bu materyaller mekanik komplikasyonlara yatkınlık gösterebilmektedir. Özellikle metal veya zirkonya altyapı üzerine uygulanan veneering porselenlerde chipping, implant destekli restorasyonlarda en sık bildirilen teknik komplikasyonlardan biri olarak tanımlanmaktadır. Sistemik derleme verileri, veneering seramik chipping ve kırıklarının uzun dönem klinik takiplerde restorasyon başarısını etkileyebilen önemli komplikasyonlar arasında yer aldığını göstermektedir (Sailer, 2015).

Monolitik lityum disilikat restorasyonlar, yaklaşık 360-400 MPa eğilme dayanımları ve veneering seramik gerektirmemeleri nedeniyle kaplama seramiğine bağlı chipping komplikasyonlarını büyük ölçüde ortadan kaldırmaktadır. Bununla birlikte, uzun açıklıklı implant destekli restorasyonlarda ve posterior kantilever içeren tasarımlarda kullanımları hâlen dikkatli vaka seçimi gerektirmektedir. Buna karşın, monolitik zirkonya restorasyonlar yüksek mekanik dayanımları ve veneering seramik kaynaklı komplikasyonların ortadan kaldırılması sayesinde tam ark implant rehabilitasyonlarında giderek daha fazla tercih edilmektedir. Ancak monolitik zirkonyanın antagonist doğal diş dokusu üzerindeki aşındırıcı etkisi tamamen göz ardı edilmemelidir. Özellikle yüzey polisajının yetersiz olduğu durumlarda antagonist mine aşınmasının artabileceği;

buna karşılık iyi polisaj uygulanmış zirkonya yüzeylerinin mine ile karşılaştırılabilir düzeyde aşınma davranışı sergileyebileceği bildirilmektedir. Bu nedenle, monolitik zirkonya restorasyonlarda uygun oklüzal tasarım ve titiz yüzey bitirme protokolleri klinik başarının önemli belirleyicileri arasında yer almaktadır.

4.5. Materyaller Arası Bağlantı Dayanımı ve Başarısızlık Modları

Hibrit protezlerde altyapı ile üstyapı materyali arasındaki bağlanma dayanımı, uzun dönem klinik başarıyı belirleyen kritik faktörlerden biridir. Metal-seramik sistemlerde feldspatik porselenin metal altyapıya bağlanması; kontrollü yüzey oksidasyonu, mikromekanik retansiyon ve uygun termal genleşme katsayısı uyumunun sağlanmasına bağlıdır. Zirkonya destekli restorasyonlarda ise veneering seramik chipping; yetersiz altyapı desteği, rezidüel termal gerilimler ve arayüzey bağlanma problemleri gibi çok faktörlü mekanizmalarla ilişkili olduğu bildirilmektedir. Bu nedenle, zirkonya-seramik sistemlerde liner uygulamaları, kontrollü soğutma protokolleri ve modifiye veneering teknikleri klinik araştırmaların odağında yer almaktadır. Öte yandan, zirkonyanın kimyasal olarak inert yapısı nedeniyle rezin esaslı materyallerle güvenilir adeziv bağlanma sağlanması güç olabilmektedir. Silanizasyonun zirkonya yüzeylerinde etkisinin sınırlı olduğu, buna karşın plazma uygulamaları ve cam fazı oluşturan yüzey modifikasyonlarının bağlanma dayanımını artırabileceği bildirilmiştir (Derand, 2005).

Akrilik rezinin metal altyapıya bağlanmasında mekanik tutuculuk ile monomer-metal arayüzünde gerçekleşen kimyasal etkileşimler belirleyici rol oynamaktadır. Özellikle retansiyon boncukları, metal ağ yapıları ve yüzey pürüzlendirme işlemleri gibi makromekanik yaklaşımlar uzun yıllardır kullanılmakta; buna ek olarak 4-META/MMA-TBB esaslı adeziv sistemler metal-akrilik bağlanmasını güçlendirmek amacıyla tercih edilmektedir. Bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmalarda başarısızlık modları genellikle adeziv (arayüzde), koheziv (materyal içerisinde) veya mikst kırılma şeklinde sınıflandırılmaktadır. Bu nedenle, implantüstü hibrit protezlerde materyal seçiminde yalnızca mekanik özelliklerin değil, altyapı ile üstyapı arasındaki yüzey uyumluluğunun ve adeziv etkileşim potansiyelinin de önemli bir değerlendirme kriteri olarak dikkate alınması gerekmektedir.

5. Tam Ark İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Materyal Seçimi

5.1. Sabit Tam Ark Restorasyonlarda Materyal Algoritması

Sabit tam ark implant destekli hibrit protezlerde materyal seçimi; hastanın oklüzal kuvvet düzeyi, parafonksiyon varlığı, estetik beklentileri, implant sayısı ve pozisyonu, karşıt arkın restoratif durumu, mevcut protetik alan ve klinisyenin dijital iş akışına hâkimiyeti gibi çok sayıda faktörün birlikte değerlendirilmesini gerektirmektedir. Güncel klinik yaklaşımlar doğrultusunda, yüksek estetik

beklentiye sahip ve parafonksiyon öyküsü bulunmayan olgularda monolitik translüsent zirkonya restorasyonlar sıklıkla tercih edilmektedir. Buna karşın, yüksek okluzal kuvvetlerin veya bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların eşlik ettiği hastalarda; tamir edilebilirlik, bakım kolaylığı ve maliyet etkinliği avantajları nedeniyle titanyum altyapı üzerine PMMA veya kompozit esaslı üstyapılar uygun bir alternatif olarak değerlendirilebilmektedir. Estetik gereksinimin ön planda olduğu, ancak okluzal yüklerin daha kontrollü olduğu olgularda ise zirkonya altyapı üzerine veneering porselen ile karakterize edilmiş hibrit restorasyonlar tercih edilebilmektedir. Bununla birlikte, günümüzde tam ark implant rehabilitasyonlarında tek bir materyalin tüm klinik senaryolar için ideal çözüm sunduğuna ilişkin yeterli kanıt bulunmamakta; materyal seçiminin hasta bazı risk değerlendirmesi ve klinik deneyim doğrultusunda bireyselleştirilmesi önerilmektedir (Bidra, 2016).

5.2. Yük Taşıma Kapasitesi ve Uzun Dönem Klinik Performans

Sistemik derleme ve meta-analiz çalışmaları, implant destekli sabit protezlerin yüksek uzun dönem başarı oranlarına sahip olduğunu göstermektedir. Pjetursson ve ark. tarafından gerçekleştirilen sistemik derlemede, implant destekli sabit protezleri destekleyen implantların 5 yıllık sağkalım oranı %95.6 olarak bildirilmiş; yalnızca pürüzlü yüzeyli implantların değerlendirildiği analizlerde bu oranın %97.2'ye ulaştığı belirtilmiştir. Teknik komplikasyonlar açısından değerlendirildiğinde, akrilik rezin üstyapılarda kırılma ve yüzey aşınmasının, veneering seramik içeren restorasyonlarda ise chippingin önde gelen başarısızlık modları olduğu görülmektedir. Monolitik zirkonya tam ark restorasyonlara ilişkin kısa ve orta dönem klinik veriler (3–5 yıl) yüksek sağkalım oranları ve düşük chipping insidansı bildirmektedir. Bununla birlikte, bu restorasyonların 10 yıl ve üzerindeki klinik performansını değerlendiren uzun dönem prospektif çalışmaların sayısı halen sınırlıdır. Bu nedenle, materyal seçimi yapılırken yalnızca mevcut sağkalım verileri değil, hastaya özgü biyomekanik risk faktörleri ve bakım gereksinimleri de dikkate alınmalıdır (Pjetursson, 2012).

5.3. Monolitik Zirkonya vs. Altyapı + Kaplama Seçenekleri

Monolitik zirkonya restorasyonlar ile altyapı-kaplama kombinasyonlarının karşılaştırıldığı çalışmalarda, monolitik protezlerin özellikle veneering seramik kaynaklı chipping komplikasyonlarının azalması nedeniyle daha düşük teknik komplikasyon oranları sergilediği bildirilmektedir. Ayrıca, tam anatomik tasarımları sayesinde daha basit üretim süreçleri ve daha az bakım ya da tamir gereksinimi sunabilmektedirler. Buna karşılık, altyapı-kaplama kombinasyonları üstün estetik karakterizasyon olanağı, renk ve translüsensi açısından daha yüksek düzeyde bireyselleştirme kapasitesi ve sınırlı veneer kırıklarında görece daha kolay tamir edilebilirlik gibi avantajlara sahiptir. Klinik karar alma sürecinde hastanın estetik beklentileri, fonksiyonel gereksinimleri, parafonksiyonel alışkanlıkları, antagonist dentisyonun durumu ve uzun dönem bakım-takip olanakları birlikte değerlendirilmelidir. Bu nedenle, her iki yaklaşımın da belirli klinik endikasyonlarda başarılı sonuçlar verebildiği; materyal seçiminin hasta

odaklı ve risk-temelli bir yaklaşımla yapılmasının uygun olduğu düşünülmektedir (Edelhoff, 2019).

6. All-on-4 / All-on-6 Konseptlerinde Materyal Seçimi

6.1. Geçici (Provisional) Protez Materyalleri

All-on-4 ve All-on-6 tedavi protokollerinde, immediyat yükleme prensibi doğrultusunda cerrahi sonrası sabit geçici protezin hazırlanarak hastaya teslim edilmesi tedavi sürecinin temel bileşenlerinden biridir. Bu amaçla kullanılan geçici protez materyalleri; hızlı üretim olanağı sağlamaları, ağız içi uygulanabilirlikleri, yeterli kısa dönem mekanik dayanım göstermeleri ve fonksiyon ile estetiğin tedavi başlangıcından itibaren sürdürülmesine katkıda bulunmaları açısından değerlendirilmektedir. Oto-polimerizan PMMA esaslı materyaller ve kompozit rezinler doğrudan klinik veya laboratuvar ortamında hazırlanabilen seçenekler arasında yer alırken, CAD/CAM teknolojisi ile üretilen yüksek yoğunluklu PMMA bloklar üstün homojen yapı, düşük rezidüel monomer içeriği ve geliştirilmiş mekanik özellikleri nedeniyle giderek daha fazla tercih edilmektedir. Materyal seçimi; planlanan kullanım süresi, oklüzal yüklenme düzeyi, estetik beklentiler ve üretim altyapısı dikkate alınarak yapılmalıdır (Malo, 2019).

Geçici protezin osseointegrasyon süreci boyunca (genellikle 3-6 ay) yeterli mekanik dayanımını koruyabilmesi amacıyla, uzun süreli kullanım planlanan olgularda protezin titanyum çubuk veya bar ile güçlendirilmesi ve distal kantilever uzunluğunun sınırlandırılması önerilmektedir. Ayrıca, yeterli materyal kalınlığının korunması ve dengeli bir oklüzal düzenlemenin sağlanması geçici restorasyonun komplikasyonsuz kullanımına katkıda bulunmaktadır. Bunun yanı sıra, geçici protez dönemi yalnızca implantların iyileşmesini destekleyen bir ara faz olarak değil, aynı zamanda definitif restorasyon planlamasını yönlendiren önemli bir klinik değerlendirme süreci olarak kabul edilmektedir. Bu dönemde elde edilen oklüzal ilişkiler, fonetik değerlendirmeler, estetik parametreler, hijyen uygulanabilirliği ve hastanın fonksiyonel adaptasyonuna ilişkin veriler, definitif protezin materyal seçimini ve tasarım özelliklerini doğrudan etkileyebilmektedir.

6.2. Definitif Protezde Materyal Kriterleri

Definitif All-on-4/All-on-6 protezlerde materyal seçimi; yük taşıma kapasitesi, estetik gereksinimler, uzun dönem dayanıklılık, bakım gereksinimi ve tamir edilebilirlik kriterleri doğrultusunda gerçekleştirilmektedir. Günümüzde en yaygın kullanılan materyal kombinasyonları şunlardır: (1) titanyum altyapı üzerine akrilik rezin (PMMA) veya CAD/CAM yüksek yoğunluklu PMMA kaplaması; hafif yapısı, düşük maliyeti ve kolay tamir edilebilirliği nedeniyle özellikle uzun dönem bakımın ön planda olduğu olgularda tercih edilmektedir. (2) Titanyum altyapı üzerine kompozit rezin kaplaması; PMMA'ya kıyasla daha iyi aşınma direnci ve estetik özellikler sunarken, seramik materyallere göre daha yüksek enerji absorpsiyon kapasitesi sergilemektedir. (3) Monolitik zirkonya restorasyonlar ise yüksek eğilme dayanımı, düşük chipping insidansı ve basitleştirilmiş üretim süreçleri sayesinde giderek daha fazla kullanılmaktadır;

ancak sınırlı tamir kapasitesi ve çok uzun dönem klinik verilerin henüz yeterince olgunlaşmamış olması göz önünde bulundurulmalıdır. (4) Zirkonya altyapı üzerine veneering porselen uygulamaları ise üstün estetik karakterizasyon olanağı sunmakla birlikte, özellikle posterior bölgelerde veneering seramik chipping riski açısından daha yüksek teknik komplikasyon riski taşıyabilmektedir. (Malo, 2019).

6.3. Kantilever Uzunluğu ve Materyal Dayanımı İlişkisi

All-on-4 protezlerinde kabul edilen maksimum kantilever uzunluğu konusunda literatürde tam bir görüş birliği bulunmamakla birlikte, distal kantilever uzunluğunun yaklaşık 10–15 mm ile sınırlandırılması yaygın olarak önerilmektedir. Özellikle 15 mm'yi aşan kantileverlerin implant destekli tam ark protezlerin uzun dönem sağkalımını olumsuz etkileyebileceği bildirilmiştir. Bununla birlikte, kantilever tasarımı yalnızca uzunluk ile değerlendirilmemeli; implant dağılımı, anteroposterior yayılım (A–P spread), oklüzal yüklenme paterni ve altyapı materyali ile birlikte ele alınmalıdır. Uzun kantilever bölgelerinde gerçekleştirilen in vitro yorulma çalışmalarında, titanyum altyapıların monolitik zirkonya altyapılara kıyasla daha yüksek deformasyon toleransı ve daha öngörülebilir kırılma davranışı sergilediği bildirilmiştir. Bu nedenle kantilever uzunluğu, altyapının kesit alanını, bağlantı geometrisini ve kullanılacak materyalin mekanik gereksinimlerini doğrudan etkileyen kritik bir tasarım parametresi olarak kabul edilmektedir (Aglietta, 2012).

7. Materyal Seçimini Etkileyen Klinik Faktörler

7.1. Kemik Kalitesi ve Miktarı

İmplant yerleşimindeki kemik kalitesi (D1-D4 sınıflaması) ve kemik hacmi, yalnızca cerrahi yaklaşımı değil, aynı zamanda protetik planlamayı ve materyal seçimini de etkileyen önemli biyolojik faktörlerdir. Özellikle D3-D4 kalitesindeki düşük yoğunluklu kemikte, fonksiyonel yükler altında implant çevresinde oluşan gerinim (strain) değerlerinin artabileceği ve implant stabilitesinin biyomekanik açıdan daha hassas hale gelebileceği bildirilmektedir. Bu nedenle, bu tür olgularda implant dağılımı, kantilever tasarımı ve kullanılacak restoratif materyalin yük dağılım özellikleri daha dikkatli değerlendirilmelidir. Benzer şekilde, kemik hacminin yetersiz olduğu durumlarda kısa veya dar çaplı implantların tercih edilmesi, implant başına düşen fonksiyonel yükleri artırabilmekte ve buna bağlı olarak koronal restorasyonlarda kırılma dayanımı ve yorulma direnci yüksek materyallere olan gereksinimi artırabilmektedir. Dolayısıyla, kemik kalitesi ve miktarı, implantüstü hibrit protezlerde materyal seçim sürecinin biyomekanik temelini oluşturan önemli klinik belirleyiciler arasında yer almaktadır.

7.2. Çene İlişkileri ve Dikey Boyut

İnterokluzal mesafe ve oklüzal vertikal boyut, implantüstü hibrit protezlerde kullanılacak altyapı ve üstyapı materyallerinin seçimini doğrudan etkileyen temel klinik parametreler arasında yer almaktadır. Mevcut restoratif alan; implant bileşenlerinin yerleşimini, materyallerin minimum kalınlık gereksinimlerini ve

uygun oklüzal anatominin oluşturulabilirliğini belirlemektedir. Bu nedenle, implant tedavisinin planlama aşamasında restoratif alanın üç boyutlu olarak değerlendirilmesi ve definitif protez tasarımının "oklüzal düzlemden geriye doğru" planlanması önerilmektedir (Carpentieri, 2019).

Restoratif alanın yetersiz olduğu olgularda, materyal seçimi estetik beklentilerden çok biyomekanik gereksinimler doğrultusunda şekillenebilmektedir. Özellikle tam ark implant destekli hibrit protezlerde, implant platformu ile karşı çene oklüzal yüzeyi arasında en az 15 mm interoklüzal alan bulunması önerilmektedir (Carpentieri, 2019). Yetersiz interoklüzal mesafe; altyapının kesit boyutlarını azaltarak kırılma riskini artırabilmekte, üstyapı materyalinin minimum kalınlık gereksinimlerinin karşılanmasını güçleştirebilmekte ve uzun dönem mekanik komplikasyonlara zemin hazırlayabilmektedir.

Monolitik zirkonya restorasyonlarda materyal kalınlığı, kırılma direncini belirleyen önemli faktörlerden biridir. İn vitro bir çalışmada, implant destekli posterior monolitik zirkonya restorasyonlarda 0.7 mm ve üzerindeki oklüzal kalınlıkların, daha yüksek kırılma direnci ve daha düşük stres konsantrasyonu ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (Lan, 2015). Bu nedenle, restoratif alanın sınırlı olduğu olgularda bile materyalin biyomekanik güvenilirliğini sağlayacak minimum kalınlık gereksinimlerinin korunması önem taşımaktadır.

Aşağıdaki tablo, implantüstü hibrit protezlerde sık kullanılan materyaller için önerilen minimum kalınlık değerlerini ve gerekli restoratif alan gereksinimlerini özetlemektedir.

Materyal	Kullanım	Min. Kalınlık (mm)	Gerekli İnteroklüzal Alan (mm)	Kaynak
Monolitik zirkonya	Monolitik	≥ 0.7 mm	≥ 15 mm	Lan , 2015; Carpentieri, 2019
PMMA	Üstyapı	≥ 3 mm	≥ 15 mm	Carpentieri, 2019
Titanyum + PMMA hibrit	Hibrit	Üreticiye bağlı	≥ 15 mm	Carpentieri, 2019
Monolitik lityum disilikat	Monolitik	≥ 1.5 mm	10–12 mm	Ivoclar AG, 2023
Kompozit rezin	Üstyapı	≥ 2 mm	≥ 12 –15 mm	Tsujimoto, 2019) ve (Zadeh, 2021

Tablo 1. Başlıca implantüstü hibrit protez materyalleri için önerilen minimum kalınlık değerleri ve gerekli interoklüzal alan.

7.3. Bruksizm ve Parafonksiyonel Aktiviteler

Bruksizm ve diğer parafonksiyonel aktiviteler, implant destekli protezlerde teknik komplikasyon riskini artıran önemli hasta kaynaklı faktörler arasında yer almaktadır. Tekrarlayıcı ve yüksek şiddetteki oklüzal yükler; özellikle seramik materyallerde chipping, veneer fraktürü ve restorasyon kırıkları gibi mekanik komplikasyonların görülme olasılığını artırabilmektedir. Bu nedenle, parafonksiyonel aktivitesi saptanan olgularda materyal seçimi yalnızca estetik gereksinimlere göre değil, tamir edilebilirlik ve yorulma davranışı gibi biyomekanik özellikler de dikkate alınarak yapılmalıdır. Klinik uygulamada, titanyum altyapı üzerine PMMA veya yüksek aşınma direncine sahip kompozit rezin üstyapılar; monolitik seramik restorasyonlara kıyasla daha kolay tamir edilebilmeleri ve daha öngörülebilir komplikasyon profili sunmaları nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir. Ayrıca, gece plağı kullanımı ve düzenli takip protokollerinin uygulanması, teknik komplikasyon riskinin azaltılmasına katkıda bulunabilecek destekleyici yaklaşımlar arasında yer almaktadır (Sailer 2015).

7.4. Estetik Bölge ve Hastanın Beklentileri

Estetik öncelikli vakalarda materyal seçimi yalnızca mekanik parametreler doğrultusunda yapılamamakta; estetik beklentiler, yumuşak doku desteği, renk uyumu ve restorasyonun bireyselleştirilebilirliği gibi faktörler de karar sürecine dâhil edilmektedir. Özellikle anterior bölgede, doğal diş morfolojisinin ve optik özelliklerin taklit edilmesi amacıyla zirkonya altyapı üzerine porselen veneering uygulamaları veya uygun olgularda yüksek translüsens özellik gösteren monolitik restorasyonlar önemli tedavi seçenekleri arasında yer almaktadır. Gingival porselen uygulamalarıyla yumuşak doku estetiğinin desteklenebilmesi ve restorasyonların bireysel karakterizasyonunun sağlanabilmesi, bu materyallerin estetik bölgedeki kullanımını artırmaktadır. Bununla birlikte, hastanın estetik beklentileri, bakım motivasyonu, ekonomik olanakları ve olası tamir veya yenileme gereksinimlerine yaklaşımı da klinisyenin nihai materyal seçiminde dikkate alması gereken önemli bireysel faktörlerdir. Bu nedenle, implantüstü hibrit protezlerde materyal seçimi, biyomekanik gereksinimlerle hasta merkezli estetik hedeflerin dengelenmesini gerektiren çok boyutlu bir karar süreci olarak değerlendirilmelidir.

7.5 Protez Ağırlığı ve Materyal Seçimi

İmplantüstü hibrit protezlerde materyal seçimi yapılırken, mekanik dayanım ve estetik özelliklerin yanı sıra protezin toplam ağırlığı da dikkate alınması gereken önemli bir parametredir. Protez ağırlığı; hasta konforu, protezin kullanım kolaylığı ve implantlara iletilen statik yükler üzerinde etkili olabilmektedir. Özellikle tam ark rehabilitasyonlarda, uzun kantileverli tasarımlarda ve sınırlı implant desteği bulunan olgularda, daha hafif materyallerin tercih edilmesi biyomekanik açıdan avantaj sağlayabilir.

Titanyum altyapılar, yaklaşık 4.5 g/cm³ yoğunlukları ile Co-Cr alaşımlarına kıyasla daha hafif bir alternatif sunarken, yüksek biyouyumlulukları ve pasif uyum potansiyelleri nedeniyle günümüzde tam ark hibrit protezlerde sıklıkla

tercih edilmektedir (Misch,2015). PEEK ise yaklaşık 1.3 g/cm^3 yoğunluğu ile daha hafif altyapı seçeneklerinden biri olup, kemiğe yakın elastisite modülü sayesinde stres dağılımı açısından ilgi çekmektedir (Stawarczyk, 2013). Buna karşın, zirkonya altyapılar daha yüksek yoğunlukları ($\sim 6.0 \text{ g/cm}^3$) nedeniyle daha ağır restorasyonlara yol açabilmektedir (Zhang, 2018). Üstyapı materyalleri açısından değerlendirildiğinde ise PMMA, indirekt laboratuvar kompozitleri ve eklemeli üretim ile elde edilen reçine esaslı materyaller, seramik bazlı alternatiflere göre daha düşük yoğunlukları sayesinde daha hafif protezlerin üretimine olanak tanımaktadır.

Literatürde hibrit protezler için evrensel olarak kabul edilmiş kesin bir ağırlık eşiği bulunmamaktadır. Bununla birlikte, Tribst ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği sonlu eleman analizinde, 10–60 g arasındaki tam ark implant destekli protez ağırlıklarının en az dört implant desteği varlığında periimplant kemikte zararlı gerilim düzeyleri oluşturmadığı bildirilmiştir (Tribst, 2020). Bununla birlikte, protez ağırlığının mümkün olduğunca azaltılması; özellikle uzun kantileverli tasarımlarda, sınırlı implant desteği bulunan olgularda ve hasta konforunun ön planda olduğu rehabilitasyonlarda önerilmektedir.

Sonuç olarak, implantüstü hibrit protezlerde materyal seçimi yapılırken protezin toplam ağırlığı, mekanik dayanım ve estetik gereksinimlerle birlikte değerlendirilmesi gereken ek bir klinik parametre olarak kabul edilmelidir.

Materyal	Kullanım Alanı	Yaklaşık Yoğunluk (g/cm^3)
PMMA	Üstyapı / Geçici	1.18–1.20
3D baskılı reçineler	Üstyapı	1.10–1.40
PEEK	Altyapı	1.30
İndirekt laboratuvar kompozitleri	Üstyapı	1.50–2.00
PICN (polimer infiltre seramik ağ)	Üstyapı	2.10–2.40
Titanyum (Grade 4 / Ti-6Al-4V)	Altyapı	4.50
Monolitik zirkonya (Y-TZP)	Altyapı / Üstyapı	6.00–6.10
Co-Cr alaşımları	Altyapı	8.30–8.50

Tablo 2. İmplantüstü hibrit protezlerde kullanılan materyallerin yaklaşık yoğunlukları. (Yoğunluk değerleri materyal kompozisyonuna ve üreticiye bağlı olarak farklılıklar gösterebilir.)

8. Materyallerin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırması

Aşağıdaki tablo, implantüstü hibrit protezlerde kullanılan başlıca altyapı ve üstyapı materyallerinin temel mekanik ve fiziksel özelliklerini karşılaştırmalı olarak sunmaktadır.

Materyal	Eğilme Dayanımı (MPa)	Elastisite Modülü (GPa)	Kırılma Tokluğu (MPa·m ^{1/2})	Yüzey Pürüzlülüğü (Ra, µm)	Biyouyumluluk
Titanyum (Grade 4)	550-700	100-110	60-80	0.1-0.5	Çok yüksek
Ti-6Al-4V	900-1100	110-114	60-80	0.1-0.5	Çok yüksek
Co-Cr alaşımı	600-1000	200-230	~80	0.2-0.6	Yüksek
Y-TZP (Zirkonya)	900-1200	200-210	5-10	0.1-0.4	Yüksek
PEEK	100-170	3-4	2-4	0.5-1.5	İyi
PMMA (CAD/CAM)	80-120	2.5-4	1-2	0.2-0.8	İyi
Kompozit rezin	120-200	10-30	1-2	0.3-0.6	İyi
Lityum disilikat	360-400	65-70	2-3	0.1-0.3	Yüksek

Tablo 3. İmplantüstü hibrit protezlerde kullanılan başlıca materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin karşılaştırması.

In vitro ve in vivo çalışmaların sentezi değerlendirildiğinde, altyapı materyali olarak titanyum ve Co-Cr'nin on yılı aşan klinik kanıt düzeyiyle en güvenilir seçenekler olduğu görülmektedir. Monolitik zirkonya ise orta dönem (3-7 yıl) verilerde titanyum ile kıyaslanabilir başarı oranları sunmakta; PEEK ve polimer esaslı materyaller ise araştırma aşamasındaki umut vaat eden seçenekler olarak değerlendirilmektedir.

9. Başarısızlık Modları ve Materyal Kaynaklı Komplikasyonlar

9.1. Chipping, Kırılma ve Aşınma

İmplantüstü hibrit protezlerde materyal kaynaklı teknik komplikasyonlar başlıca veneer materyalinde chipping, altyapı fraktürü ve okluzal aşınma şeklinde ortaya çıkmaktadır. Veneering seramiğinde chipping, özellikle metal-seramik ve zirkonya-seramik restorasyonlarda en sık bildirilen teknik komplikasyonlardan biri olup, tam ark implant destekli rehabilitasyonlarda teknik başarısızlıkların önemli bir bölümünü oluşturmaktadır. Titanyum ve Co-Cr altyapılarda tam altyapı fraktürleri ise oldukça nadir görülmekte; bildirilen komplikasyonlar daha çok vida gevşemesi ve veneer materyal kırıkları ile ilişkilendirilmektedir. Sistematik derlemelerde, implant destekli restorasyonlarda teknik

komplikasyonların restorasyon tipi ve retansiyon yöntemine bağlı olarak değişebildiği bildirilmiştir (Sailer 2015).

PMMA esaslı hibrit protezlerde oklüzal aşınma, uzun dönem klinik kullanımda dikkate alınması gereken bir diğer komplikasyondur. Aşınma miktarı materyalin yapısal özellikleri, antagonistin tipi, çiğneme kuvvetleri ve parafonksiyonel alışkanlıklar gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir. İleri düzey aşınma, oklüzal vertikal boyutta azalmaya ve oklüzal ilişkilerin bozulmasına neden olarak fonksiyonel sorunların gelişmesine katkıda bulunabilmektedir.

9.2. Vida Gevşemesi ve Materyalle İlişkisi

Bağlantı vidası gevşemesi, implantüstü hibrit protezlerde görülen en yaygın teknik komplikasyonlardan biri olup; materyal özellikleri, altyapı tasarımı ve üretim yöntemleriyle dolaylı olarak ilişkilidir. Altyapının pasif uyum kalitesi, implant-abutment kompleksinde oluşturulan başlangıç preload'unun korunmasını ve uzun dönem bağlantı stabilitesini etkileyen önemli faktörlerden biridir. Pasif uyumsuzluk varlığında, oklüzal yükler vida sistemine ilave gerilimler aktararak preload kaybına ve zamanla vida gevşemesine neden olabilmektedir. CAD/CAM teknolojisiyle üretilen titanyum altyapıların, geleneksel döküm yöntemleriyle hazırlanan altyapılara kıyasla daha yüksek boyutsal doğruluk ve pasif uyum sağladığı bildirilmiş; bu özelliklerinin vida gevşemesine zemin hazırlayan biyomekanik riskleri azaltabileceği öne sürülmüştür. Bununla birlikte, vida stabilitesi yalnızca materyal seçimine bağlı olmayıp implant bağlantı tipi, uygulanan tork değeri, kantilever uzunluğu, oklüzal yükleme koşulları ve hastaya ait parafonksiyonel alışkanlıklar gibi çok sayıda faktörün etkileşimi sonucunda belirlenmektedir (Karl et al., 2012).

9.3. Uzun Dönem Klinik Takip Verileri

Uzun dönem klinik takip çalışmaları, implant destekli sabit protezlerin yüksek sağkalım oranlarına sahip olduğunu göstermektedir. Sistemik derlemelerde, implantları destekleyen protezlerde 10 yıllık kümülatif implant sağkalım oranlarının yaklaşık %93 düzeyinde olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, teknik ve biyolojik komplikasyonlar uzun dönem başarının önemli belirleyicileri olmaya devam etmektedir. Veneering materyal kırıkları, implant destekli protezlerde en sık bildirilen teknik komplikasyonlardan biri iken; periimplantit ve yumuşak doku komplikasyonları başlıca biyolojik başarısızlık nedenleri arasında yer almaktadır. Pjetursson ve arkadaşlarının sistematik derlemesinde, veneering materyal kırıklarının 5 yıllık kümülatif komplikasyon oranı %13.5, periimplantit ve yumuşak doku komplikasyonlarının ise %8.5 olduğu rapor edilmiştir. Buna karşın, monolitik zirkonya restorasyonlara ilişkin uzun dönem klinik kanıt düzeyi hâlen sınırlı olup, mevcut orta dönem sonuçlar bu materyalin düşük chipping insidansı ve yüksek mekanik dayanım nedeniyle umut verici bir alternatif olduğunu düşündürmektedir. Bununla birlikte, monolitik zirkonyanın

10 yıl ve üzerindeki performansını değerlendiren daha fazla prospektif klinik çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. (Pjetursson et al., 2012).

10. Gelecek Perspektifleri

10.1. Dijital İş Akışı ve Yeni Nesil Materyaller

Tam dijital iş akışlarının (intraoral tarama, sanal planlama, sanal artikülasyon ve CAD/CAM üretim) implantüstü hibrit protezlerin üretim süreçlerine entegrasyonu, klinisyen ve laboratuvar arasındaki iletişimi güçlendirmekte, üretim süreçlerini standardize etmekte ve restorasyonların tekrarlanabilirliğini artırmaktadır. Ayrıca, dijital teknolojiler sayesinde materyal seçimi ve protez tasarımı hasta özelinde daha öngörülebilir biçimde planlanabilmektedir.

Yeni nesil yüksek translusensi zirkonya materyallerin (4Y-PSZ ve 5Y-PSZ) geliştirilmesi, estetik gereksinimlerin yüksek olduğu bölgelerde dahi monolitik zirkonya kullanımının yaygınlaşmasına katkıda bulunmuştur. Artan itriyum içeriği sayesinde optik özelliklerde belirgin iyileşme sağlanırken, bu durum belirli ölçüde mekanik dayanım azalmasıyla dengelenmektedir. Bu nedenle, söz konusu materyallerin kullanımında estetik beklentiler ile biyomekanik gereksinimler arasında dikkatli bir denge kurulması önerilmektedir (Zhang & Lawn, 2018).

Bunun yanı sıra, zirkonya yüzeylerinin nano-ölçekte modifikasyonu; rezin esaslı simanlarla bağlanma dayanımının artırılması, yüzey biyoaktivitesinin iyileştirilmesi ve mikrobiyal adezyonun azaltılması amacıyla güncel araştırmaların odağında yer almaktadır. Özellikle yüzey topografisinin kontrol altına alınması ve biyofilm oluşumunu sınırlandırmaya yönelik yeni nesil yüzey mühendisliği yaklaşımlarının, gelecekte implantüstü hibrit protezlerin uzun dönem başarısına katkı sağlayabileceği düşünülmektedir.

10.2. 3D Baskı ile Üretilen Protez Materyalleri

Stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP) ve maskelemeli stereolitografi (MSLA) gibi eklemeli üretim teknolojileri, implantüstü hibrit protezlerin üretim süreçlerinde giderek daha fazla kullanılmaktadır. Bu teknolojiler başlangıçta geçici kron ve köprü restorasyonlarıyla sınırlı kalmış olsa da, biyouyumlu daimi kron reçineleri ve yüksek performanslı fotopolimerlerin geliştirilmesiyle birlikte kullanım alanları genişlemektedir. Özellikle dijital iş akışına uyumlulukları, üretim hızı, materyal tasarrufu ve hasta özelinde özelleştirilmiş tasarım olanağı sunmaları, 3D baskılı protez materyallerinin klinik popülaritesini artırmaktadır.

Bununla birlikte, güncel çalışmalar; 3D baskılı rezin materyallerin kırılma dayanımı, yorulma direnci ve uzun dönem boyutsal stabilite açısından CAD/CAM frezeleme ile üretilen endüstriyel polimer bloklara kıyasla daha değişken performans gösterebildiğini bildirmektedir. Post-polimerizasyon protokolleri, baskı yönelimi, katman kalınlığı ve kullanılan baskı teknolojisi, bu

materyallerin nihai mekanik özelliklerini belirleyen önemli faktörler arasında yer almaktadır. Her ne kadar yeni nesil daimi 3D baskı reçineleri umut verici sonuçlar ortaya koysa da, implantüstü hibrit protezlerde uzun dönem klinik performanslarını değerlendiren prospektif çalışmalar hâlen sınırlıdır. Bu nedenle, 3D baskılı materyaller günümüzde daha çok geçici restorasyonlar ve seçilmiş definitif uygulamalar için önerilmekte; uzun dönem klinik kanıt düzeyinin artırılmasına yönelik araştırmalar devam etmektedir.

10.3. Yapay Zeka Destekli Materyal Seçim Algoritmaları

Yapay zekâ (YZ) ve makine öğrenmesi tabanlı karar destek sistemleri, implantüstü rehabilitasyonlarda klinik karar verme süreçlerini destekleyebilecek yeni teknolojiler arasında yer almaktadır. Kemik kalitesi, implant dağılımı, oklüzal yüklenme paterni, parafonksiyonel alışkanlıklar ve hasta özellikleri gibi çok sayıda klinik değişkenin birlikte değerlendirilmesi, materyal seçimini etkileyen biyomekanik risklerin daha kapsamlı biçimde analiz edilmesine olanak sağlayabilir. Klinik veri tabanları üzerinde geliştirilen YZ modellerinin, komplikasyon riskini öngörme ve hasta odaklı tedavi stratejilerinin oluşturulmasına katkıda bulunma potansiyeline sahip olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte, implantüstü hibrit protezlerde materyal seçimine yönelik YZ uygulamalarına ilişkin klinik kanıt düzeyi hâlen sınırlı olup, bu sistemlerin rutin klinik kullanıma entegrasyonu için geniş ölçekli prospektif çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Buna rağmen, yapay zekâ destekli karar sistemlerinin gelecekte materyal seçimi ve tedavi planlamasında daha öngörülebilir ve kişiselleştirilmiş yaklaşımların geliştirilmesine katkı sağlayabileceği öngörülmektedir.

11. Sonuç ve Klinik Öneriler

İmplantüstü hibrit protezlerde materyal seçimi; biyomekanik gereksinimler, estetik beklentiler, üretim teknolojileri ve hastaya özgü faktörlerin birlikte değerlendirilmesini gerektiren çok boyutlu bir karar sürecidir. Mevcut klinik kanıtlar doğrultusunda aşağıdaki öneriler sunulabilir:

- Altyapı materyali olarak titanyum ve CAD/CAM ile üretilen Co-Cr alaşımları, sahip oldukları uzun dönem klinik takip verileri ve pasif uyum potansiyelleri nedeniyle en güçlü kanıt düzeyine sahip seçenekler arasında yer almaktadır. Monolitik zirkonya restorasyonlar ise orta dönem klinik sonuçları itibarıyla umut verici bir alternatif sunmakta; ancak özellikle bruksizm varlığında ve uzun kantileverli tasarımlarda hasta bazlı risk değerlendirmesi doğrultusunda dikkatle planlanmalıdır. Bununla birlikte, titanyum altyapılar ile monolitik translüsent zirkonya üstyapıların kombine edildiği hibrit tasarımlar, titanyumun biyomekanik avantajlarını zirkonyanın estetik özellikleriyle bir araya getiren güncel bir yaklaşım olarak öne çıkmaktadır. Bu kombinasyon, geleneksel veneering porselen gereksinimini azaltarak veya ortadan kaldırarak chipping riskini

minimum düzeye indirebilmekte; aynı zamanda tam ark implant destekli rehabilitasyonlarda yüksek dayanıklılık ile gelişmiş estetik beklentilerin birlikte karşılanmasına olanak tanımaktadır. Üstyapı materyali seçiminde oklüzal yük düzeyi, estetik gereksinimler ve antagonist dentisyonun özellikleri birlikte değerlendirilmelidir. Parafonksiyonel alışkanlıkların bulunduğu olgularda, tamir edilebilirlik ve bakım kolaylığı avantajları nedeniyle akrilik rezin veya kompozit rezin esaslı üstyapılar seramik materyallere göre daha uygun seçenekler olarak değerlendirilebilir.

- Protez ağırlığı, implantüstü hibrit protezlerde materyal seçiminde göz önünde bulundurulması gereken ek bir parametredir. PEEK ve titanyum gibi düşük yoğunluklu altyapı materyalleri ile PMMA, kompozit rezin ve eklemeli üretimle elde edilen reçine esaslı üstyapılar, daha hafif restorasyonların üretimine olanak tanımaktadır. Buna karşılık, zirkonya ve özellikle Co-Cr alaşımları daha yüksek yoğunlukları nedeniyle daha ağır protez yapıları oluşturabilmektedir. Literatürde hibrit protezler için kabul edilmiş kesin bir ağırlık eşiği bulunmamakla birlikte, protez ağırlığının özellikle uzun kantileverli tasarımlarda, sınırlı implant desteği bulunan olgularda ve hasta konforunun ön planda olduğu tam ark rehabilitasyonlarda dikkate alınması önerilmektedir. Bu nedenle materyal seçimi yapılırken, mekanik dayanım ve estetik gereksinimlerin yanı sıra protezin toplam ağırlığı da hasta bazlı risk değerlendirmesi kapsamında ele alınmalıdır.
- Uygun teknik altyapının mevcut olduğu durumlarda, CAD/CAM ile üretilen altyapılar; yüksek boyutsal doğruluk ve pasif uyum potansiyelleri nedeniyle geleneksel döküm tekniklerine kıyasla önemli avantajlar sunabilmektedir. Bununla birlikte, materyal seçiminde üretim yöntemi ile birlikte implant dağılımı, kantilever tasarımı ve hastaya özgü biyomekanik risk faktörleri de dikkate alınmalıdır.
- Dijital iş akışları, yeni nesil materyaller, eklemeli üretim teknolojileri ve yapay zekâ destekli karar sistemlerine ilişkin gelişmelerin yakından takip edilmesi; klinisyenlerin ve araştırmacıların daha öngörülebilir, kişiselleştirilmiş ve kanıta dayalı tedavi kararları alabilmeleri açısından büyük önem taşımaktadır.

Sonuç olarak, implantüstü hibrit protezlerde "en iyi materyal" kavramı evrensel bir yaklaşımla tanımlanamaz. Başarılı bir materyal seçimi; mevcut bilimsel kanıtların, klinik deneyimin ve hastaya özgü beklenti ile risk faktörlerinin dengeli biçimde değerlendirilmesine dayanmalıdır.

Kaynaklar

- Aglietta, M., Siciliano, V. I., Zwahlen, M., Bragger, U., Pjetursson, B. E., Lang, N. P., & Salvi, G. E. (2012). A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 20(5), 441–451. 2009 May;20(5):441-51. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01706.x."
- Almeida, E. O., Rocha, E. P., Freitas, A. C., Anchieta, R. B., Poveda, R., Gupta, N., & Coelho, P. G. (2019). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: A three-dimensional finite element stress analysis. *Journal of Periodontology*, 86(1), 9–16. <https://doi.org/10.1902/jop.2014.130555>
- AlOtaibi N, Naudi K, Conway D, Ayoub A. The current state of PEEK implant osseointegration and future perspectives: a systematic review. *Eur Cell Mater*. 2020 Jul 15;40:1-20. doi: 10.22203/eCM.v040a01.
- Alshamrani AA, Raju R, Ellakwa A. Effect of Printing Layer Thickness and Postprinting Conditions on the Flexural Strength and Hardness of a 3D-Printed Resin. *Biomed Res Int*. 2022 Feb 21;2022:8353137. doi: 10.1155/2022/8353137.
- Balestra D, Lowther M, Goracci C, Mandurino M, Cortili S, Paolone G, Louca C, Vichi A. 3D Printed Materials for Permanent Restorations in Indirect Restorative and Prosthetic Dentistry: A Critical Review of the Literature. *Materials (Basel)*. 2024 Mar 18;17(6):1380. doi: 10.3390/ma17061380. PMID: 38541534; PMCID: PMC10971886.
- Bidra AS, Daubert DM, Garcia LT, Gauthier MF, Kosinski TF, Nenn CA, Olsen JA, Platt JA, Wingrove SS, Chandler ND, Curtis DA. A Systematic Review of Recall Regimen and Maintenance Regimen of Patients with Dental Restorations. Part 2: Implant-Borne Restorations. *J Prosthodont*. 2016 Jan;25 Suppl 1:S16-31. doi: 10.1111/jopr.12415.
- Carpentieri J, Greenstein G, Cavallaro J. Hierarchy of restorative space required for different types of dental implant prostheses. *J Am Dent Assoc*. 2019 Aug;150(8):695-706. doi: 10.1016/j.adaj.2019.04.015.
- Chevalier J., Gremillard L., Deville S. 2007. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. *Annual Review Materials Research*. 37:1-32. <https://doi.org/10.1146/annurev.matsci.37.052506.084250>
- de Araújo Nobre M, Almeida R, Moura Guedes C, Alvarez G, Antunes C, Ferro A, Nunes M, Lopes A, Rangel J, Martins JP, Santos D, Gouveia M. Digital Workflow for Interim Prosthetic Rehabilitation Through the All-on-4

- Concept Using 3D Printing Additive Process. *J Clin Med*. 2025 Nov 24;14(23):8353. doi: 10.3390/jcm14238353.
- De Giorgis L, Pesce P, Barberis F, Lagazzo A, Pera F, Baldi D, Canullo L, Menini M. Fiber-Reinforced Composites for Full-Arch Implant-Supported Rehabilitations: An In Vitro Study. *J Clin Med*. 2024 Apr 2;13(7):2060. doi: 10.3390/jcm13072060.
- Deeban Y. Effectiveness of CAD-CAM Milled Versus DMLS Titanium Frameworks for Hybrid Denture Prosthesis: A Narrative Review. *J Funct Biomater*. 2024 Dec 12;15(12):376. doi: 10.3390/jfb15120376.
- Delucchi F, De Giovanni E, Pesce P, Bagnasco F, Pera F, Baldi D, Menini M. Framework Materials for Full-Arch Implant-Supported Rehabilitations: A Systematic Review of Clinical Studies. *Materials (Basel)*. 2021 Jun 12;14(12):3251. doi: 10.3390/ma14123251.
- Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*. 2005 Dec;21(12):1158-62. doi: 10.1016/j.dental.2005.02.005.
- Edelhoff, D., Schweiger, J., Prandtner, O., Trimpl, J., Stimmelmayer, M., & Guth, J. F. (2019). CAD/CAM splints for the functional and esthetic evaluation of newly defined occlusal dimensions. *Operative Dentistry*, 44(2), 112–122. <https://doi.org/10.2341/17-229-T>
- Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., & Thompson, V. P. (2012). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: Comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics*, 23(5), 434–442.
- Ivoclar AG. (2023). IPS e.max CAD: Instructions for Use [Kullanım Kılavuzu]. Schaan, Liechtenstein. https://www.ivoclar.com/en_us/products/digital-processes/ips-e.max-cad
- Kapos, T., Ashy, L. M., Gallucci, G. O., Weber, H. P., & Wismeijer, D. (2009). Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(Suppl), 110–117.
- Karl, M., Graef, F., Schubinski, P., & Taylor, T. (2012). Effect of intraoral scanning on the passivity of fit of implant-supported fixed dental prostheses. *Quintessence International*, 43(7), 555–562.
- Kelly, J. R., & Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials*, 24(3), 289–298. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.005>
- Khurshid Z, Nedumgottil BM, Ali RMM, Bencharit S, Najeeb S. Insufficient Evidence to Ascertain the Long-Term Survival of PEEK Dental Prostheses:

- A Systematic Review of Clinical Studies. *Polymers* (Basel). 2022 Jun 16;14(12):2441. doi: 10.3390/polym14122441.
- Koenig V, Douillard T, Chevalier J, Amiard F, Lamy de la Chapelle M, Le Goff S, Vanheusden A, Dardenne N, Wulfman C, Mainjot A. Intraoral low-temperature degradation of monolithic zirconia dental prostheses: 5-year results of a prospective clinical study with ex vivo monitoring. *Dent Mater*. 2024 Feb;40(2):198-209. doi: 10.1016/j.dental.2023.11.008.
- Lan TH, Liu PH, Chou MM, Lee HE. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2016 Jan;115(1):76-83. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.06.021.
- Lautenschlager, E. P., & Monaghan, P. (1993). Titanium and titanium alloys as dental materials. *International Dental Journal*, 43(3), 245–253.
- Malo, P., de Araujo Nobre, M., Lopes, A., Ferro, A., & Gravito, I. (2019). All-on-4 treatment concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: A 7-year clinical and 5-year radiographic retrospective case series with risk assessment for implant failure and marginal bone level. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(S2), e531–e541. <https://doi.org/10.1111/cid.12259>
- Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, Pera P. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2013 Nov-Dec;26(6):549-56. doi: 10.11607/ijp.3241.
- Misch, C. E. (2015). *Dental implant prosthetics* (2nd ed.). St. Louis, MO: Elsevier.
- Mörmann, W. H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Att, W., & Mehl, A. (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 20, 113–125. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.01.003>
- Pjetursson, BE., Thoma, D., Jung, R., Zwahlen, M., & Zembic, A. (2012). A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 23(Suppl 6), 22–38. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02546.x>
- Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct;29 Suppl 16:199-214. doi: 10.1111/clr.13306.
- Rayyan MM, Aboushelib M, Sayed NM, Ibrahim A, Jimbo R. Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *J*

- Sadan, A., Blatz, M. B., & Lang, B. (2005). Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 25(3), 213–219.
- Sailer, I., Mühlemann, S., Zwahlen, M., Hammerle, C. H. F., & Schneider, D. (2015). Cemented and screw-retained implant reconstructions: A systematic review of the survival and complication rates. *Clinical Oral Implants Research*, 23(Suppl 6), 163–201. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02538.x>
- Schwitalla, A. D., & 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>
- Silva RCS, Agrelli A, Andrade AN, Mendes-Marques CL, Arruda IRS, Santos LRL, Vasconcelos NF, Machado G. Titanium Dental Implants: An Overview of Applied Nanobiotechnology to Improve Biocompatibility and Prevent Infections. *Materials (Basel)*. 2022 Apr 27;15(9):3150. doi: 10.3390/ma15093150.
- Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013 Oct;101(7):1209-16. doi: 10.1002/jbm.b.32932.
- Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Rodrigues VA, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Does the prosthesis weight matter? 3D finite element analysis of a fixed implant-supported prosthesis at different weights and implant numbers. *J Adv Prosthodont*. 2020 Apr;12(2):67-74. doi: 10.4047/jap.2020.12.2.67.
- Tsujimoto A, Jurado C, Villalobos-Tinoco J, Barkmeier W, Fischer N, Takamizawa T, Latta M, Miyazaki M. Wear resistance of indirect composite resins used for provisional restorations supported by implants. *J Adv Prosthodont*. 2019 Aug;11(4):232-238. doi: 10.4047/jap.2019.11.4.232.
- Ucar, Y., Akova, T., Akyil, M. S., & Brantley, W. A. (2009). Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: Laser-sintered Co-Cr crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(4), 253–259. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60170-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60170-X)
- Zadeh PN, Stawarczyk B, Hampe R, Liebermann A, Mayinger F. Edge chipping resistance of veneering composite resins. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021 Apr;116:104349. doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.104349.
- Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*. 1990 Aug;64(2):185-94. doi: 10.1016/0022-3913(90)90177-e.

Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. J Dent Res. 2018 Feb;97(2):140-147. doi: 10.1177/0022034517737483.