

YENİLİKÇİ RESTORATİF YAKLAŞIMLAR

DİJİTAL SİSTEMLER VE
FONKSİYONEL MALZEMELER



Editör
MERVE İŞCAN YAPAR



BİDGE Yayınları

**YENİLİKÇİ RESTORATİF YAKLAŞIMLAR: DİJİTAL
SİSTEMLER VE FONKSİYONEL MALZEMELER**

Editör: MERVE İŞCAN YAPAR

ISBN: 978-625-372-671-3

1. Baskı

Sayfa Düzeni: Gözde YÜCEL

Yayınlama Tarihi: 13.06.2025

BİDGE Yayınları

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

Sertifika No: 71374

Yayın hakları © BİDGE Yayınları

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

Krc Bilişim Ticaret ve Organizasyon Ltd. Şti.

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



İçindekiler

DİŞ HEKİMLİĞİ'NDE VE SAĞLIK ALANINDA BORUN ROLÜ, TARİHİ, GÜNCEL KULLANIMLAR VE GELECEĞE BAKIŞ ...4	
MERVE BABACAN	4
PINAR GÜL	4
DİŞ HEKİMLİĞİNDE ÜÇ BOYUTLU (3D) YAZICILAR.....	29
NAGİHAN EKEN	29
NESLİHAN ÇELİK.....	29
RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE DİJİTAL ÇAĞ: CAD/CAM SİSTEMLERİN ROLÜ VE GELECEĞİ.....	58
MUHAMMET HİLMİ KOTAN	58
NESLİHAN ÇELİK.....	58
KOMPOZİT DOLGULARIN GELECEĞİ	70
AHMET İNANDI	70
MERVE İŞCAN YAPAR	70
ENDODONTİK TEDAVİLİ MOLAR DİŞLERİN CAD/CAM İLE İNDİREKT RESTORASYONU:2 OLGU SUNUMU	86
MUHAMMET HİLMİ KOTAN	86
YUSUF ZİYA BAYINDIR	86

DIŞ HEKİMLİĞİ'NDE VE SAĞLIK ALANINDA BORUN ROLÜ, TARİHİ, GÜNCEL KULLANIMLAR VE GELECEĞE BAKIŞ

**MERVE BABACAN¹
PINAR GÜL²**

Giriş

Bor elementinin etimolojik olarak Arapça “Buraq” veya Farsça “Burah” kelimelerinden türediği düşünülmektedir. Tarihsel kayıtlara göre Babilliler boru altın elde etmek amacıyla kullanmışlardır. Eski Yunan ve Roma uygarlıkları ise bor bileşiklerinden temizlik malzemesi olarak yararlanmıştır. Mısırlıların ölüleri mumyalarken boraks kullandıkları düşünülmektedir. Çin’de milattan önce 300 civarında boraks, seramik yüzeylerin sırlanmasında kullanılmıştır. Tıbbi alanda ise bor, M.S. 875’te Arap hekimler tarafından tercih edilmiştir. Borik asidin 18. yüzyıl başlarında sentezlendiği ve bu dönemde And Dağları’nda keşfedildiği belirtilmektedir. Elementel bor ise 19.

¹ Arş. Gör. Dt., Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD, ORC ID: 0009-0007-9017-9962

² Prof. Dr.,Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD, ORC ID: 0000-0003-3714-4991

yüzyıl başlarında izole edilmiştir (Moseman, 1994; Yiğitbaşıoğlu, 2004)

Erime noktası 2300°C olan bor, metalle ametal arasında özellik gösteren ve periyodik tablonun üçüncü grubunda yer alan yarı iletken bir elementtir. Borun kütle numarası 10 ve 11 olan iki kararlı izotopu mevcuttur. Doğada serbest halde bulunmayan bu element, her zaman oksijenle bileşikler oluşturarak bor tuzları veya silikat şeklinde mevcuttur. Metal-bor oksijen bileşikleri için borat ismi kullanılır ve boratlar genellikle suda çözünebilen beyaz kristal veya toz formunda bulunurlar (Smallwood CL & ark, 2004; Murray & Andersen, 2001).

Doğada, başta borik asit (hidrojen borat) ve boraks olmak üzere yaklaşık iki yüz farklı bor bileşiği bulunmaktadır (Moseman, 1994). Tinkal (boraks) yapısında sodyum içeren, kolemanit kalsiyum içeren ve üleksit ise hem sodyum hem de kalsiyum içeren bor mineralleri olarak adlandırılır (Boncukcuoğlu, 2004).

Bor Kaynakları

Bor, bitkiler ve insanlar için esansiyel bir mikro elementtir. Bitkiler boru topraktan alarak besin zinciri yoluyla insanlara taşırlar. Kayalar, denizler ve yeraltı ile yüzey suları da bor içermektedir. Sebze ve meyve türleri, toprak ve sudan aldıkları boru yapılarında biriktirirken bu element, bu sayede insan ve hayvan beslenmesine dahil olur.

Balık, et ve süt ürünleri ise bor açısından fakir kaynaklar arasında yer alır. İnsan sağlığı açısından borun temel kaynağını bitkisel gıdalar oluşturur. En zengin bor kaynakları arasında kabuklu yemişler, baklagiller, meyve ve sebzeler bulunurken; elma, vişne, üzüm, fındık, ceviz, fasulye, pancar ve biberde yüksek oranlarda, tahıl ve patatesten ise daha az miktarda bulunmuştur. Özellikle kuru erik (*Prunus domestica*) 100 gramında vücudun günlük ihtiyaç

duyduğu 2-3 mg bor karşılayabilmektedir. Süt ve süt ürünleri düşük bor içeriklerine rağmen sık tüketildiklerinden bor alımına önemli katkı sağlamaktadır (Boncukcuoğlu, 2004).

Ayrıca insanlar bor mineraline hava ve sudaki bor bileşikleriyle, bor yataklarından zengin havzalardaki yer altı ve yerüstü sularını tüketerek, borun yoğun olduğu ocak veya fabrikalarda çalışarak, bor içeriği zengin yiyecek ve içecekleri tüketerek de maruz kalmaktadır (Şaylı, 2000).

Borun İnsan Sağlığına Etkisi

Demirtaş, bor elementinin enzimatik reaksiyonlar, hücre zararının düzgün çalışması ve steroid hormonlarının salgılanması süreçlerinde önemli bir rol oynadığını tespit etmiştir (Demirtaş, 2010). Yetersiz bor alımı durumunda lipid, mineral, kemik, enerji metabolizması ve endokrin fonksiyonları gibi çeşitli fizyolojik ve metabolik sistemler ciddi şekilde etkilenmektedir (Uçkun, 2013).

Nielsen (Nielsen & Shuler, 1992), bor içeren gıdaların kemik erimesinin önüne geçerek artrit, osteoartrit ve osteoporozun engellenmesinde faydalı olduğunu belirtmiştir. Borun kemik sağlığı üzerine olumlu yönde etkileri, bor içeren biyoaktif camların geliştirilmesine zemin hazırlayarak kemik yenilenmesinde stronsiyum borat camının kullanımına olanak sağlamıştır (Pan & ark, 2010).

Bor, hücrelerde indirgenmiş glutatyon seviyesini yükselterek oksidatif stresi azaltmakta ve bu strese bağlı ortaya çıkabilecek hasarın önüne geçmektedir (Ince & ark, 2010). Borun yara iyileşmesini destekleyici etkilerinin yanı sıra, akciğer kanseri, prostat kanseri ve anormal servikal sitopatoloji riski gibi bazı kanser türlerine karşı koruyucu rol oynayabileceğine dair bulgular bulunmaktadır (Kuru & Yarat, 2017; Pizzorno, 2015).

Bor, beyin fonksiyonları ve zihinsel gelişim açısından da önemli bir elementtir. Kalsiyum ve D vitamini başta olmak üzere bazı minerallerin düzenlenmesine katkı sağlamakta, kemik yapısının korunması ve devamlılığı için kalsiyum ile magnezyum kaybını engellemektedir (Şaylı, 2000).

Borun Sağlık Alanında Kullanımı

Borik asit (H_3BO_3) tıbbi alanda antiseptik ve tahriş önleyici çözelti olarak kullanılmaktadır. FDA tarafından yapılan değerlendirmelere göre, bu maddenin güvenli olduğu ancak %5 veya daha düşük konsantrasyonlarda mantar enfeksiyonlarına karşı ve göz antiseptiği olarak etkili olduğu belirtilmiştir. %8'in üzerinde konsantrasyonlarda ise sebzeler, meyveler ve ağaçlarda etkili bir fungusit olarak işlev görmektedir (Siegel & Wason, 1986). Ayrıca %99 saflıkta toz formunda hamamböceği, karınca ve sinek gibi haşerelere karşı evde doğal bir çözüm olarak kullanılmaktadır (Aguilera-Sáez & ark, 2018).

Borik asit ve tuzları, 1860'lardan bu yana tıp alanında bakteri öldürücü, mantar önleyici ve antiseptik özellikleriyle çeşitli formlarda (ıslanabilir toz formu, sıvı halde sprey veya aerosol şeklinde, emülsiyon konsantresi, granül ya da toz formatlarında) kullanılmaktadır. Uçucu sentetik kimyasal pestisitlere kıyasla daha güvenli bir alternatif olarak görülmektedir (Quarles, 2001). Bunun yanı sıra, kronik periodontitis tedavisinde gargara olarak incelenmiş ve osteoblastik aktiviteyi desteklemek amacıyla sistemik borik asit önerilmiştir (Sağlam & ark, 2013).

Orta yaş grubu kadın ve erkekler üzerinde yapılan klinik bir çalışmada, katılımcılara başlangıçta 63 gün boyunca düşük miktarda bor içeren (0,23 mg/2000 kcal) bir diyet uygulanmış, ardından 49 gün boyunca günlük 3 mg bora karşılık gelen sodyum borat takviyesi verilmiştir. Çalışma sonucunda, bor takviyesinin D3 vitamini seviyelerini %39 oranında artırdığı gözlemlenmiştir. Ayrıca, bor

takviyesinin plazma total kalsiyum seviyesini azalttığı, ancak serum kalsitonin konsantrasyonunu artırdığı bulunmuştur (Nielsen, Mullen & Gallagher, 1990).

Borik asit ayrıca oküler, otitis ve dermal tedavilerde de kullanılmaktadır. Oküler tedavide insan gözleri için zararlı değil, aksine faydalı olan tek asit olarak kabul edilmektedir. Dünyanın önde gelen optik ürün üreticilerinin bir kısmı, borik asidi antiseptik özelliklerinden dolayı göz yıkama solüsyonlarında tercih etmektedir. Bu kimyasal doğrudan göz tedavisi için satılmasa da, borik asit içeren çözümlere erişim oldukça kolaydır. Bu tür çözeltiler genellikle konjonktivit (pembe göz), göz enfeksiyonları ve göz akıntılarının tedavisinde kullanılmaktadır (Ishii & ark., 1993).

Yüzücüler, suyla temas sırasında kulak içine yerleşebilecek mantarları temizlemek adına borik asit çözeltileri kullanmaktadır. Bunun yanı sıra, çeşitli faktörlere bağlı olarak insan ve hayvanlarda gelişen kulak enfeksiyonlarının tedavisinde de tercih edilmektedir (Özdemir & ark., 2013)

Dermal tedavide ise borik asit, ayak gibi belirli bölgelerde kullanıldığında aşırı terlemeyi azaltarak ayak kokusunu önlemeye yardımcı olabilir. Vajinal mantar enfeksiyonu olan kandidiyazis tedavisinde de etkili bir seçenek olarak değerlendirilmektedir. Ayrıca atlet ayağı gibi cildin mantar ve maya kaynaklı enfeksiyonlarına karşı kullanılabilir. Antiseptik özellikleri sayesinde, deri üzerindeki yaraların bakımında faydalıdır ve kesiklerle yanık gibi küçük yaraların pansumanlarında tercih edilebilir (Schou, Jansen & Aggerbeck, 1984).

Ağızda uygulanan borik asit solüsyonunun *E. faecalis* üzerinde belirgin antibakteriyel etki gösterdiği (Zan & ark., 2013), oral yolla alınan organo-bor komplekslerinin ilaç direnci gelişmiş *C. albicans* ve *C. glabrata* türleri üzerinde etkili olduğu (Larsen & ark., 2018), borik asit ve boraksın *S. aureus*, *A. septicus*, *E. coli* ve *P.*

aeruginosa gibi patojenlere karşı antibakteriyel etkinliğe sahip olduğu (Yılmaz, 2012), borik asitin *S. aureus* ve *L. monocytogenes* üzerinde yüksek antibakteriyel etki gösterdiği yapılan çalışmalarla doğrulamıştır (İlhan, Ekin & Gülaydın, 2019).

Borun Dış Hekimliğinde Kullanımı

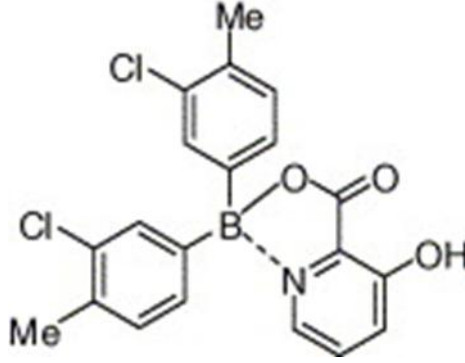
Borun Periodontal Kullanımı

Borun antibakteriyel özellikleri ile kemik ve bağışıklık sistemi üzerindeki etkileri, periodontoloji alanındaki araştırmacıların dikkatini çekmiştir. Bor içeren ilk doğal biyomolekül; *Streptomyces antibioticus* suşundan izole edilen ve 'boromisin' olarak adlandırılan bir antibiyotiktir. Boromisin, gram pozitif bakteriler, bazı mantar türleri ve protozoalara karşı etkili bulunmuş; ancak gram negatif bakterilere karşı etkin olmadığı ifade edilmiştir (Hunt, 2003). Ayrıca borik asit esterlerinin, klinik kullanımda eritromisin, gentamisin ve streptomisin gibi antibiyotiklerle karşılaştırılabilir düzeyde olduğu rapor edilmiştir (Benkovic & ark., 2005).

ANO128

Borik asit kinolin esterleri, son dönemde yeni antibakteriyel bileşikler olarak dikkat çekmiştir. Bu bileşiklerden biri olan AN0128; *Staphylococcus aureus*'un ciltte kolonizasyonu ile bağlantılı olan atopik dermatitin tedavisinde sıkça kullanılmaktadır (Baker & ark., 2006). Luan ve ekibinin çalışmasında, borik asit içeren AN0128'in in vitro ortamda periodontal hastalıkla ilişkili *Prevotella intermedia*, *Porphyromonas gingivalis*, *Eubacteria nodatum* ve *Treponema denticola* gibi bakterilere karşı antibakteriyel etkisinin olduğu ifade edilmiştir (Luan & ark., 2008).

Şekil1.ANO128 kimyasal formülü



(Baker et al., 2006)

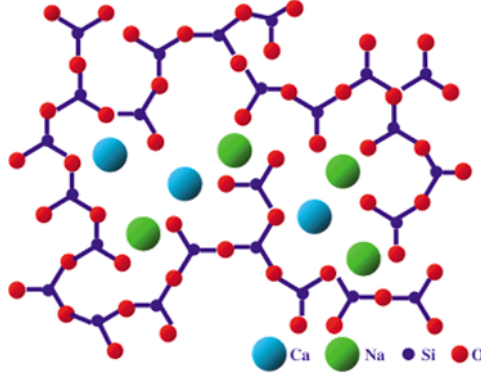
Periodontal hastalığın tedavisinde bor içeren AN0128'in etkinliğini değerlendirmek amacıyla fareler üzerinde yapılan bir çalışmada, deneysel periodontitis oluşturulan farelere topikal olarak AN0128 uygulanmıştır. Bu tedavi, taşıyıcı ile tedavi edilen grupta tedavi almayan gruplara kıyasla daha az kemik kaybı ve enflamasyon ile sonuçlanmıştır. Histolojik incelemelerde AN0128 grubunda %50 kemik oluşumu gözlemlenmiş, bu değer tetrasiklin (%33) ve klorheksidin (%40) ile benzer bulunmuştur. Ayrıca AN0128'in enflamasyonu %42 oranında azalttığı rapor edilmiştir (Luan & ark., 2008).

Kemik Rejenerasyonu

Periodontal tedavinin temel amacı kemik rejenerasyonudur ve bu süreçte kemik greftleri ile biyoaktif materyaller önemli rol oynar. Bu materyaller, kemik defektlerini doldurmak ve osteoporotik kemikleri desteklemek için kullanılır (Koşay, 2008; Pan & ark., 2010). Borun kemik oluşumunu teşvik eden faydaları, bor içeren biyoaktif camların geliştirilmesine zemin hazırlamıştır. Özellikle 45S5 biyocamın bora modifiye edilmesiyle kemik oluşumunun arttığı gözlemlenmiştir (Gorustovich & ark., 2006). Ayrıca,

stronsiyum borat camın kemik rejenerasyonunda umut vadeden bir biyomateryal olduğu ifade edilmiştir (Pan & ark., 2010)

Şekil2.45S5 Biyocam



(Vallet-Regí, 2001)

Antienflamatuvar Etki

Serin proteazlar (elastaz, kimaz, katepsin G) aktive lökositlerden salınarak yapısal proteinleri parçalayan önemli enzimlerdir. Borik asit bileşiklerinin bu enzimlerin aktivitesini baskıladığı ifade edilmiştir (Hunt, 2003). Yapılan bir çalışmada, kronik periodontitisli bireylerde cerrahi olmayan periodontal tedaviye ek olarak %0.75 borik asit uygulamasının, serum fizyolojik ile tedavi gören grupla kıyaslandığında MMP-8 seviyesini anlamlı şekilde azalttığı bildirilmiştir. Ayrıca borik asit irrigasyonunun, plak indeksi, gingival indeks, ataçman seviyesi ve sondlamada kanamada daha fazla iyileşme sağladığı belirtilmiştir (Sağlam & ark., 2013).

Periodontal hastalık sırasında nötrofiller, enflamasyon bölgesine hücum ederek hidroksil radikalleri (OH⁻) ve hidrojen peroksit (H₂O₂) gibi reaktif oksijen türleri üretirler (Hunt, 2003). Bu türler hücre zarları ve organellere zarar vermektedir. Borun, antioksidan ajan olan glutatyon ve türevlerini artırarak veya reaktif oksijen türlerini etkisiz hale getiren diğer bileşikleri harekete

geçirerek oksidatif hasarı önleyebileceği ifade edilmiştir (Ince & ark., 2010).

Deneysel periodontitis oluşturulan farelere 11 gün boyunca günlük 3 mg sistemik borik asit uygulamış ve ardından farelerin alveolar kemik değişikliklerini histomorfometrik, doku örneklerini ise histopatolojik olarak incelemiştir. Borik asit verilen grupta enflamatuvar hücre infiltrasyonu, osteoklast sayısı ve kemik kaybının kontrol grubuna göre daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Sonuç olarak sistemik borik asidin periodontal enflamasyon ve kemik kaybını azalttığı belirtilmiştir (Demirer & ark., 2012).

Borun Sementoblastik Aktivite Üzerine Etkisi

Sementoblastlar, kök morfolojisinin yeniden şekillenmesi ve periodontal rejenerasyon için kritik hücrelerdir. Bu hücrelerden salgılanan ALP, BSP, OCN, COL-I ve OPN gibi mineralize doku belirteçlerinin nikotin maruziyeti sonrası belirgin şekilde azaldığı bilinmektedir (Bozkurt & Hakkı, 2020; Nakayama & ark., 2009; Rothem & ark., 2009).

Ünlütürk (Ünlütürk, Hasırcı & Bozkurt, 2023), borik asitin sementoblast hücrelerinde nikotin maruziyeti sonrası biyoaktivite kaybına etkisini hücre canlılığı, migrasyon ve mineralize doku belirteçlerinin mRNA düzeyleri üzerinden değerlendirmiştir (Bozkurt & Hakkı, 2020). Borik asitin, sementoblastların N maruziyeti sonrasında azalan migrasyonuna zaman bağımlı olarak pozitif yönde katkı sağladığını göstermiştir.

Borik asitin BMP-7 indüksiyonunun, periodontal hastalık kaynaklı doku kaybını önleyebileceği öngörülmüştür (Ünlütürk & ark., 2023). Ayrıca, borik asitin osteoblastlarda Tuftelin seviyesini anlamlı şekilde artırdığı tespit edilmiştir (Hakkı & ark., 2021).

Osseointegrasyon ve Bor

İçme suyuna düşük dozda bor eklenen farelerde, jejunum mikro yapısının iyileştiğini, mukozal bağışıklık, mekanik bariyer fonksiyonu ve antioksidan aktivitenin arttığını ve hücre çoğalmasının teşvik edildiği gösterilmiştir (Xu & ark., 2022). Kitosan nanopartikülleri içeren borik asitli polimerik iskele kullanılarak, borun proliferasyon ve pre-osteoblastik hücrelerin osteojenik hücrelere dönüşümünü sağladığını ve osteoindüktif etkileri de bir başka çalışmayla kanıtlamıştır (Gümüşderelioğlu & ark., 2015).

Diş Dentin Yapısında Bor

Dentin dokusu, diyet gibi içsel faktörlerden etkilenecek sert dokularda inorganik eser elementlerin birikmesine neden olabilir. Ayrıca, dentinin pulpa aracılığıyla vücutla bağlantısı, diş dokularının rejenerasyonu için yeni malzemelerin tasarımına ilham vermektedir (Palmer & ark., 2008). İnorganik eser elementler, dentin apatitinde morfoloji, kristallik ve çözünürlük bakımından farklı doku etkileri yaratır. Bor, dentin mineralizasyonu ve dentin erozyonunun azalmasında önemli bir rol oynamakla birlikte dentin apatit dokusundaki kesin etkisi henüz tam olarak belirlenememiştir (Hakkı & ark., 2021; Hiraishi & ark., 2021).

B elementinin dentin apatitindeki rolü tam olarak anlaşılmamış olsa da birçok çalışma, B'nin dentin bakımı ve onarımında faydalı olduğunu göstermektedir. Hayvanlar üzerinde yapılan bir araştırmada, B takviyeli su ile beslenmenin kesici dişlerde mineralizasyonu artırdığı belirlenmiştir (Hakkı & ark., 2021). Ayrıca, B cam nanopartikülleri, odontojenik farklılaşmayı ve hücre proliferasyonunu artırarak, insan diş pulpası hücrelerinde daha fazla mineral birikimi sağlama yeteneği ile dikkat çekmektedir (Rad

& ark., 2019a; Moonesi, Rad & ark., 2019b) . Borat formundaki B, hücreler için tampon görevi görerek yüksek asidite nedeniyle oluşan dentin erozyonunu azaltır. Bu özellikleri, B'u dentin restorasyonu için umut vadeden bir biyomateryal yapmaktadır (Hiraishi & ark., 2021).

B, dentin apatitte remineralizasyon potansiyeli bakımından, florür tedavisine alternatif bir seçenek olarak veya diş çürüklerini azaltmada florürle birlikte sinerjik bir etki yaratacak bir element olarak incelenmiştir (Hiraishi & ark., 2021).

Dental Adezivlerde Borun Kullanımı

Dental adezivlerin mekanik ve kimyasal dayanımındaki artış, doğrudan hibrit tabakanın klinik ömrüyle bağlantılıdır. Bu artış, organik madde oranını azaltarak inorganik doldurucu matrisin artırılmasıyla sağlanır (Gonçalves, Kawano & Braga, 2010; Li & ark., 2012). Mineral birikimini destekleyen ve biyoaktif iyonlar salan adezivler, mineral içeriği azalmış dentin kollajenini yenileyerek hibrit tabakada mekanik dayanımı güçlendirmek için etkili bir strateji sunar (Besinis, Van Noort & Martin, 2014; Toledano & ark., 2013).

Nanoteknoloji, adezivlerin geliştirilmesinde önemli bir rol oynamıştır. Nanofiller; kapsül, çubuk, tüp ve lif gibi farklı şekillerde kullanılmıştır (Lin & ark., 2010). Bor nitrit nanotüpleri (BNNT), karbon ve grafen nanotüpleri ile benzer yapıları ve üstün mekanik özellikleri ile dikkat çekmektedir. Ayrıca, kimyasal ve termal kararlılıkları sayesinde önemli avantajlar sunar. Bor ve nitrojen arasındaki güçlü kovalent bağ (B-N) BNNT'leri son derece dayanıklı hale getirir ve bu materyaller, 1,2 TPa'ya kadar yüksek elastikiyet modülüne sahip olabilir (Chen & ark., 2004; Suryavanshi & ark., 2004; Terrones & ark., 2007).

Bor nitrit nanopartikülleri (BNNT) ninmetakrilat bazlı adeziv bir rezine eklendiği çalışmada BNNT'ler, aromatik gruplar içeren bileşiklerle (BisGMA gibi) hidrofobik ve π - π etkileşimlere girerek çözücü direncini ve su-bromonaftalen temas açısını artırmıştır (Degrazia & ark., 2017; Kim & ark., 2014). Bu hidrofobik özellik, yüzeyde biyofilm oluşumunu engellerken su alımı, hidroliz ve bakteriyel bozunmaya karşı koruyucu bir bariyer sağlamıştır. Ayrıca, SBF (simulated body fluid) de yapılan testler, BNNT eklenen numunelerde mineral birikimi ile biyoaktivitenin kanıtlandığını göstermiştir. Bu sayede metakrilat bazlı adezivlerin performansı iyileştirilmiştir (Bourbia & ark., 2013).

Beyazlatma Ajanlarında Borun Kullanımı

Sodyum perborat (NaBO_3), güvenli, etkili ve ekonomik bir intrakoronal beyazlatıcı ajandır (Rotstein, Mor & Friedman, 1993). Beyaz, kristal yapıda ve suda çözünebilen bir toz olan bu madde, kuru formda stabildir ancak asit, su veya sıcaklıkla temas ettiğinde sodyum metaborat, hidrojen peroksit ve serbest oksijen açığa çıkarır (Plotino & ark., 2008). Genellikle vital olmayan dişlerde renk değişikliklerini tedavi etmek amacıyla kullanılır (Rotstein, Mor & Friedman, 1993).

Başlangıçta suyla, daha sonra %30 H_2O_2 ile karıştırılarak kullanılan sodyum perborat, zamanla farklı taşıyıcı ajanlarla denenmiştir. Su ile birleşimi, H_2O_2 ve klorheksidin ile kıyaslandığında beyazlatmada benzer düzeyde etkili ve daha güvenli bulunmuştur. Su ile temas ettiğinde hidrolize uğrayarak hidrojen peroksit ve borat açığa çıkar. Boratlar ise oksidatif olmayan beyazlatma özellikleri göstermektedir (Spasser, 1961; Nutting & Poe, 1967).

Sodyum perborat; monohidrat, trihidrat ve tetrahidrat olmak üzere farklı su içeriğine sahip formlarda bulunur (Goldstein & Garber, 1995). En yaygın kullanılan formu tetrahidrattır. Oksijen

içeriği açısından monohidrat en yüksek değere sahipken (%16), onu trihidrat (%11.8) ve tetrahidrat (%10.4) izler (Weiger, Kuhn & Löst, 1994). Bağlanma dayanımını korumak için düşük aktif oksijen içeriğine sahip tetrahidratın ve onun su ile karışımının tercih edilmesi önerilmektedir (Arı, Eldeniz & Erdemir, 2005).

Beyazlatmaya bağlı eksternal kök rezorpsiyonu oluşumunu da önlemek veya en aza indirmek amacıyla sodyum perboratın H_2O_2 yerine su ile karıştırılarak kullanılması gerektiği bildirilmiştir (Arı & Üngör, 2002).

Dental Materyallerde Borun Kullanımı

Son dönemlerde, akrilik yapıdaki farklı B oranlarının etkisiyle polimetil metakrilatın (PMMA) mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Boraks ve kolemanit ilavesiyle PMMA'nın mekanik özellikleri iyileştirilmiş, eğilme ve dayanıklılık testleri ile yüzey sertliği B eklenmemiş formdan daha başarılı materyal özellikleri göstermiştir (Özdemir & ark., 2021).

Çürük önleyici olarak ise kompozitlere %1, %5 ve %10 (w/w) oranlarında eklenen sodyum pentaborat pentahidratın, S. mutans üzerinde antibakteriyel etki gösterdiği belirlenmiştir (Demirci & ark., 2015; Moonesi Rad & ark., 2019b).

Bor Metabolizasyonu ve Kritik Doz

Besinlerle alınan bor, bağırsak mukozasında borik aside dönüşerek pasif difüzyon yoluyla emilir ve kan dolaşımında borik asit formunda bulunur (Demirtaş, 2010).

Vücuda hangi yolla alınırsa alınsın, borun yaklaşık %90-95'i metabolize edilmeden, ilk 24 saat içerisinde idrar yoluyla atılır. Borik asidin metabolize edilememesinin temel sebebi, bor ile oksijen arasındaki bağların koparılabilmesi için yüksek enerji (523 kJ/mol) gereksinimidir (Smallwood & ark., 2004). Bor bileşikleri insan

vücudunda yalnızca kemik, tırnak ve saç gibi dokularda, ayrıca karaciğer ve dalak gibi organlarda birikebilmektedir (Şaylı, 2000).

Bor elementinin canlılar üzerindeki etkileri, konsantrasyon düzeyine bağlı olarak hem faydalı hem de zararlı olabilmektedir. Yüksek düzeyde bor maruziyeti üzerine yapılan araştırmalar, birçok memelide üreme sisteminde olumsuz etkiler ve gelişimsel toksisiteye yol açabileceğini göstermiştir.

Bu tür zararların önüne geçmek amacıyla Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) çeşitli sınırlamalar getirmiştir (Ezechi & ark., 2014). DSÖ'nün 1998 tarihli raporunda içme sularındaki bor için önerilen maksimum seviye 0,5 ppm olarak belirtilirken, 2011 raporunda bu değer 2,4 ppm'e yükseltilmiştir. Ancak bu miktar hem insan tolerans seviyesinin altında kalmakta hem de bor duyarlılığı yüksek bazı bitkisel ürünler için gerekli konsantrasyon düzeyini aşmaktadır. Bu nedenle ülkeler, kendi koşullarına uygun bor standartlarını oluşturmuştur (Wang, Zhou & Gao, 2018).

Dünya Sağlık Örgütü'nün insan ve hayvan araştırmalarına dayanarak yaptığı değerlendirmelere göre, yetişkin bireylerde günlük bor tüketiminin güvenli kabul edilen aralığı 1 ile 13 mg arasındadır. Vücudun fizyolojik fonksiyonları için önerilen ideal miktar ise 3-6 mg/gün olarak belirlenmiştir. Bu miktar, sebze, meyve, kuru baklagil ve sert kabuklu yemişlerin düzenli tüketimiyle sağlanabilir (Nielsen, 2008).

Borik asidin insanlar üzerindeki en düşük ölümcül dozu, tüketim yoluna göre farklılık göstermektedir. Sindirim yoluyla alımında 640 mg/kg, deri yoluyla alımında 8600 mg/kg, enjeksiyon yoluyla alımında ise 29 mg/kg olarak belirlenmiştir (Smallwood & ark, 2004).

20-25 mg/kg borik asit alımının mide bulantısı ve kusma gibi semptomlara yol açtığı, 100 mg üzerindeki dozların ise toksik etki oluşturduğu bilinmektedir. Ölümcül dozlar yetişkinlerde 15-20 g

(yaklaşık 200-300 mg/kg), çocuklarda 3-6 g (yaklaşık 70-85 mg/kg) ve yenidoğanlarda 2-3 g (30-45 mg/kg) arasında değişmektedir. Bor zehirlenmesinin ayırt edici belirtisi ise parmak uçlarında görülen pembe renktir (Nielsen, 1994).

Sonuç

Borun mineral ve steroid hormon metabolizmasını düzenleme, kemik gelişimini destekleme, antioksidan özellik gösterme, bağışıklık sistemini güçlendirme, yara iyileşmesini hızlandırma, enerji metabolizmasını düzenleme ve kanser riskini azaltma gibi faydalar sunduğu; ayrıca diş hekimliği alanında da çeşitli uygulamalarla pek çok alanda geliştirildiği bilinmektedir. Ancak sağlık ve beslenme konularında araştırılması gereken pek çok nokta mevcuttur. Bu nedenle konuya ilişkin klinik çalışmaların artırılması ve etkili mekanizmaların incelenmesi önem taşımaktadır.

Kaynakça

Aguilera-Sáez, L.M., Belmonte-Sánchez, J. R., Romero-González, R., Martínez Vidal, J. L., Arrebola, F. J., Garrido Frenich, A., & Fernández, I. (2018). Pushing the frontiers: boron-11 NMR as a method for quantitative boron analysis and its application to determine boric acid in commercial biocides. *The Analyst*, 143(19), 4707–4714. <https://doi.org/10.1039/C8AN00505B>

Arı H., Eldeniz A., & Erdemir A. (2005). Farklı sodyum perborat tiplerinin kompozitin bağlanma dayanımı üzerine etkisinin mikrotensile test tekniği ile belirlenmesi. *İstanbul Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 39(3), 51–56.

Arı, H., & Üngör, M. (2002). In vitro comparison of different types of sodium perborate used for intracoronal bleaching of discoloured teeth. *International Endodontic Journal*, 35(5), 433–436. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2002.00497.x>

Baker, S. J., Akama, T., Zhang, Y.-K., Sauro, V., Pandit, C., Singh, R., Kully, M., Khan, J., Plattner, J. J., Benkovic, S. J., Lee, V., & Maples, K. R. (2006). Identification of a novel boron-containing antibacterial agent (AN0128) with anti-inflammatory activity, for the potential treatment of cutaneous diseases. *Bioorganic & Medicinal Chemistry Letters*, 16(23), 5963–5967. <https://doi.org/10.1016/j.bmcl.2006.08.130>

Benkovic, S.J., Baker,S.J., & Alley,M.R.K. (2005). Identification of borinic esters as inhibitors of bacterial cell growth and bacterial methyltransferases, CcrM and MenH. *Journal of Medicinal Chemistry*, 48(23), 7089–7502.

Besinis, A., Van Noort, R., & Martin, N. (2014). Remineralization potential of fully demineralized dentin infiltrated with silica and hydroxyapatite nanoparticles. *Dental Materials*, 30(3), 249–262. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.11.014>

Boncukcuoğlu, R. (2004). “Bor elementinin çevresel açıdan değerlendirilmesi”. *Türkiye’ de Çevre Kirlenmesi Öncelikleri Sempozyumu IV*, 5- 06 Mayıs 2004, Kocaeli, Türkiye, 83–89.

Bourbia, M., Ma, D., Cvitkovitch, D. G., Santerre, J. P., & Finer, Y. (2013). Cariogenic bacteria degrade dental resin composites and adhesives. *Journal of Dental Research*, 92(11), 989–994. <https://doi.org/10.1177/0022034513504436>

Bozkurt, S. B., & Hakki, S. S. (2020). Nicotine suppresses proliferation and mineralized tissue-associated gene expressions of cementoblasts. *Journal of Periodontology*, 91(6), 800–808. <https://doi.org/10.1002/JPER.19-0256>

Chen, Y., Zou, J., Campbell, S. J., & Le Caer, G. (2004). Boron nitride nanotubes: pronounced resistance to oxidation. *Applied Physics Letters*, 84(13), 2430–2432. <https://doi.org/10.1063/1.1667278>

Degrazia, F. W., Leitune, V. C. B., Samuel, S. M. W., & Collares, F. M. (2017). Boron nitride nanotubes as novel fillers for improving the properties of dental adhesives. *Journal of Dentistry*, 62, 85–90. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.05.013>

Demirci, S., Kaya, M. S., Doğan, A., Kalay, Ş., Altın, N. Ö., Yarat, A., Akyüz, S. H., & Şahin, F. (2015). Antibacterial and cytotoxic properties of boron-containing dental composite. *Turkish Journal Of Biology*, 39, 417–426. <https://doi.org/10.3906/biy-1408-18>

Demirer, S., Kara, M. I., Erciyas, K., Ozdemir, H., Ozer, H., & Ay, S. (2012). Effects of boric acid on experimental periodontitis and alveolar bone loss in rats. *Archives of Oral Biology*, 57(1), 60–65. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2011.07.012>

Demirtaş, A. (2010). Bor'un insan beslenmesi ve sağlığı açısından önemi. *Atatürk Üniversitesi Ziraat Fakültesi Dergisi*, 41(1), 75–80.

Ezechi, E. H., Isa, M. H., Kutty, S. R. M., & Yaqub, A. (2014). Boron removal from produced water using electrocoagulation. *Process Safety and Environmental Protection*, 92(6), 509–514. <https://doi.org/10.1016/j.psep.2014.08.003>

Goldstein RE, & Garber DA. (1995). *Comple dental bleaching* (pp. 25–136). Chicago:Quintessence Publishing Co Inc.Ed .

Gonçalves, F., Kawano, Y., & Braga, R. R. (2010). Contraction stress related to composite inorganic content. *Dental Materials*, 26(7), 704–709. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.03.015>

Gorustovich, A. A., López, J. M. P., Guglielmotti, M. B., & Cabrini, R. L. (2006). Biological performance of boron-modified bioactive glass particles implanted in rat tibia bone marrow. *Biomedical Materials*, 1(3), 100–105. <https://doi.org/10.1088/1748-6041/1/3/002>

Gümüşderelioğlu, M., Tunçay, E. Ö., Kaynak, G., Demirtaş, T. T., Aydın, S. T., & Hakkı, S. S. (2015). Encapsulated boron as an osteoinductive agent for bone scaffolds. *Journal of Trace Elements in Medicine and Biology*, 31, 120–128. <https://doi.org/10.1016/j.jtemb.2015.03.008>

Hakki, S. S., Bozkurt, S. B., Hakki, E. E., & Nielsen, F. H. (2021). Boron as boric acid induces mRNA expression of the differentiation factor tuftelin in pre-osteoblastic MC3T3-E1 cells. *Biological Trace Element Research*, 199(4), 1534–1543. <https://doi.org/10.1007/s12011-020-02257-x>

Hakki, S. S., Götz, W., Dundar, N., Kayis, S. A., Malkoc, S., Hamurcu, M., Basoglu, A., & Nielsen, F. H. (2021). Borate and boric acid supplementation of drinking water alters teeth and bone mineral density and composition differently in rabbits fed a high protein and energy diet. *Journal of Trace Elements in Medicine and Biology*, 67, 126799. <https://doi.org/10.1016/j.jtemb.2021.126799>

Hiraishi, N., Sayed, M., Hill, R., Tagami, J., & Hayashi, F. (2021). Interactions of boron released from surface pre-reacted glass ionomer with enamel/dentin and its effect on pH. *Scientific Reports*, 11(1), 15734. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-95279-x>

Hunt, C. D. (2003). Dietary boron: An overview of the evidence for its role in immune function. *The Journal of Trace Elements in Experimental Medicine*, 16(4), 291–306. <https://doi.org/10.1002/jtra.10041>

İlhan, Z., Ekin, İ. H., & Gülaydın, Ö. (2019). Borik asit solüsyonunun listeria monocytogenes ve staphylococcus aureus’a karşı antimikrobiyel etkisi. *Van Veterinary Journal*, 30(3), 163–166. <https://doi.org/10.36483/vanvetj.561775>

İnce, S., Kucukkurt, I., Cigerci, I. H., Fidan, A.F. & Eryavuz, A. (2010). The effects of dietary boric acid and borax supplementation on lipid peroxidation, antioxidant activity, and DNA damage in rats. *Journal of Trace Elements in Medicine and Biology*, 24(3), 161–164. <https://doi.org/10.1016/j.jtemb.2010.01.003>

Ishii, Y., Fujizuka, N., Takahashi, T., Shimizu, K., Tuchida, A., Yano, S., Naruse, T., & Chishiro, T. (1993). A fatal case of acute boric acid poisoning. *Journal of Toxicology: Clinical Toxicology*, 31(2), 345–352. <https://doi.org/10.3109/15563659309000402>

Kim, D., Sawada, T., Zhi, C., Bando, Y., Golberg, D., & Serizawa, T. (2014). Dispersion of boron nitride nanotubes in

aqueous solution by simple aromatic molecules. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 14(4), 3028–3033. <https://doi.org/10.1166/jnn.2014.8579>

Koşay, M. C. (2008). Vertebral augmentation materials used in osteoporotic fractures. *Türkiye Klinikleri Orthopaedics and Traumatology*, 1(4), 79–82.

Kuru, R., & Yarat, A. (2017). Bor ve sağlığımıza olan etkilerine güncel bir bakış. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 7(3), 107–114.

Larsen, B., Petrovic, M., & De Seta, F. (2018). Boric acid and commercial organoboron products as inhibitors of drug-resistant candida albicans. *Mycopathologia*, 183(2), 349–357. <https://doi.org/10.1007/s11046-017-0209-6>

Li, J., Li, H., Fok, A. S. L., & Watts, D. C. (2012). Numerical evaluation of bulk material properties of dental composites using two-phase finite element models. *Dental Materials*, 28(9), 996–1003. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.05.005>

Lin, Y., Chen, H., Chan, C.-M., & Wu, J. (2010). The toughening mechanism of polypropylene/calcium carbonate nanocomposites. *Polymer*, 51(14), 3277–3284. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2010.04.047>

Luan, Q., Desta, T., Chehab, L., Sanders, V. J., Plattner, J., & Graves, D. T. (2008). Inhibition of experimental periodontitis by a topical boron-based antimicrobial. *Journal of Dental Research*, 87(2), 148–152. <https://doi.org/10.1177/154405910808700208>

Moonesi Rad, R., Pazarceviç, E., Akgün, E., Evis, Z., Keskin, D., Şahin, S., & Tezcaner, A. (2019b). In vitro performance of a nanobiocomposite scaffold containing boron-modified bioactive glass nanoparticles for dentin regeneration. *Journal of biomaterials*

Moseman, R. F. (1994). Chemical disposition of boron in animals and humans. *Environmental Health Perspectives*, 102(7), 113–117. <https://doi.org/10.1289/ehp.94102s7113>

Murray, F. J., & Andersen, M. E. (2001). Data-derived uncertainty factors: boric acid (BA) as a case study. *Human and Ecological Risk Assessment: An International Journal*, 7(1), 125–138. <https://doi.org/10.1080/20018091094240>

Nakayama, Y., Mezawa, M., Araki, S., Sasaki, Y., Wang, S., Han, J., Li, X., Takai, H., & Ogata, Y. (2009). Nicotine suppresses bone sialoprotein gene expression. *Journal of Periodontal Research*, 44(5), 657–663. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0765.2008.01171.x>

Nielsen, F. H. (1994). Biochemical and physiologic consequences of boron deprivation in humans. *Environmental Health Perspectives*, 102(7), 59–63. <https://doi.org/10.1289/ehp.94102s759>

Nielsen, F. H. (2008). Is boron nutritionally relevant? *Nutrition Reviews*, 66(4), 183–191. <https://doi.org/10.1111/j.1753-4887.2008.00023.x>

Nielsen, F. H., & Shuler, T. R. (1992). Studies of the interaction between boron and calcium, and its modification by magnesium and potassium, in rats. *Biological Trace Element Research*, 35(3), 225–237. <https://doi.org/10.1007/BF02783768>

Nielsen, F.H., & Mullen, L.M., & Gallagher, S.K. (1990). Effect of boron depletion and repletion on blood indicators of calcium status in humans fed a magnesium- low diet. *The Journal of Trace Elements in Experimental Medicine*, 3(45) 45–54.

Nutting, E. B., & Poe, G. S. (1967). Chemical bleaching of discolored endodontically treated teeth. *Dental Clinics of North America*, 11(3), 655–662. [https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)03239-6](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)03239-6)

Özdemir, A. K., Özdemir Doğan, D., Tuğut, F., Demir, H., & Akın, H. (2021). Effects of boron on the mechanical properties of polymethylmethacrylate denture base material. *European Oral Research*, 4;55(1), 45–53. <https://doi.org/10.26650/eor.20210132>

Özdemir, S., Tuncer, Ü., Tarkan, Ö., Akar, F., & Sürmelioglu, Ö. (2013). Effects of topical oxiconazole and boric acid in alcohol solutions to rat inner ears. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 148(6), 1023–1027. <https://doi.org/10.1177/0194599813481565>

Palmer, L. C., Newcomb, C. J., Kaltz, S. R., Spoerke, E. D., & Stupp, S. I. (2008). Biomimetic systems for hydroxyapatite mineralization inspired by bone and enamel. *Chemical Reviews*, 108(11), 4754–4783. <https://doi.org/10.1021/cr8004422>

Pan, H. B., Zhao, X. L., Zhang, X., Zhang, K. B., Li, L. C., Li, Z. Y., Lam, W. M., Lu, W. W., Wang, D. P., Huang, W. H., Lin, K. L., & Chang, J. (2010). Strontium borate glass: potential biomaterial for bone regeneration. *Journal of The Royal Society Interface*, 7(48), 1025–1031. <https://doi.org/10.1098/rsif.2009.0504>

Pizzorno, L. (2015). Nothing boring about boron. *Integrative Medicine (Encinitas, Calif.)*, 14(4), 35–48.

Plotino, G., Buono, L., Grande, N. M., Pameijer, C. H., & Somma, F. (2008). Nonvital tooth bleaching: A review of the literature and clinical procedures. *Journal of Endodontics*, 34(4), 394–407. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.12.020>

Quarles, W. (2001). Boric acid, borates and household pests.

<https://www.cabidigitallibrary.org/action/doSearch?do=I>
[PM+Practitioner](#), 23(3), 1–12.

Rad, R. M., Atila, D., Akgün, E. E., Evis, Z., Keskin, D., & Tezcaner, A. (2019a). Evaluation of human dental pulp stem cells behavior on a novel nanobiocomposite scaffold prepared for regenerative endodontics. *Materials Science and Engineering: C*, 100, 928–948. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.03.022>

Rothem, D. E., Rothem, L., Soudry, M., Dahan, A., & Eliakim, R. (2009). Nicotine modulates bone metabolism-associated gene expression in osteoblast cells. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 27(5), 555–561. <https://doi.org/10.1007/s00774-009-0075-5>

Rotstein, I., Mor, C., & Friedman, S. (1993). Prognosis of intracoronary bleaching with sodium perborate preparations in vitro: 1-year study. *Journal of Endodontics*, 19(1), 10–12. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(06\)81033-2](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)81033-2)

Sağlam, M., Arslan, U., Bozkurt, Ş.B., & Hakki, S. S. (2013). Boric acid irrigation as an adjunct to mechanical periodontal therapy in patients with chronic periodontitis: A randomized clinical trial. *Journal of Periodontology*, 84(9), 1297–1308. <https://doi.org/10.1902/jop.2012.120467>

Saylı, B. S. (2000). *İnsan sağlığı ve bor mineraller*. (Www.Bıgadic.Gov.Tr).

Schou, J. S., Jansen, J. A., & Aggerbeck, B. (1984). Human pharmacokinetics and safety of boric acid, *Proceedings of the European society of Toxicology Meeting Held in Rome*, March 28 – 30, 1983 (pp. 232–235). https://doi.org/10.1007/978-3-642-69132-4_32

Siegel, E., & Wason, S. (1986). Boric acid toxicity. *Pediatric Clinics of North America*, 33(2), 363–367. [https://doi.org/10.1016/S0031-3955\(16\)35006-4](https://doi.org/10.1016/S0031-3955(16)35006-4)

Smallwood CL, Lipscomb J, Swartout J, & Teuschler L. (2004). *Toxicological review of boron and compounds (CAS No. 7440–42-8): In support of summary information on the integrated risk information system (IRIS)*. Washington: U.S. Environmental Protection Agency

Spasser HF (1961). A simple bleaching technique using sodium perborate. *NY State Dental Journal* 27:332–334

Suryavanshi, A. P., Yu, M.-F., Wen, J., Tang, C., & Bando, Y. (2004). Elastic modulus and resonance behavior of boron nitride nanotubes. *Applied Physics Letters*, 84(14), 2527–2529. <https://doi.org/10.1063/1.1691189>

Terrones, M., Romo-Herrera, J. M., Cruz-Silva, E., López-Urías, F., Muñoz-Sandoval, E., Velázquez-Salazar, J. J., Terrones, H., Bando, Y., & Golberg, D. (2007). Pure and doped boron nitride nanotubes. *Materials Today*, 10(5), 30–38. [https://doi.org/10.1016/S1369-7021\(07\)70077-9](https://doi.org/10.1016/S1369-7021(07)70077-9)

Toledano, M., Sauro, S., Cabello, I., Watson, T., & Osorio, R. (2013). A Zn-doped etch-and-rinse adhesive may improve the mechanical properties and the integrity at the bonded-dentin interface. *Dental Materials*, 29(8), e142–e152. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.024>

Uçkun, Z. (2013). Esansiyel bir komponent: Bor -Borun günlük alımı ve fizyolojik etkileri. *Türk Bilimsel Derlemeler Dergisi*, 6(2), 119–123.

Ünlütürk, M., Hasırcı, A. E., & Bozkurt, S. B. (2023). Borik asitin sementoblast hücrelerinde nikotin kaynaklı biyoaktivite kaybı

üzerindeki etkisi. *Journal of Boron*,8(4),123-134
<https://doi.org/10.30728/boron.1316579>

Vallet-Regí, M. (2001). Ceramics for medical applications. *Journal of the Chemical Society, Dalton Transactions*, 2, 97–108.
<https://doi.org/10.1039/b007852m>

Wang, S., Zhou, Y., & Gao, C. (2018). Novel high boron removal polyamide reverse osmosis membranes. *Journal of Membrane Science*, 554, 244–252.
<https://doi.org/10.1016/j.memsci.2018.03.014>

Weiger, R., Kuhn, A., & Löst, C. (1994). In vitro comparison of various types of sodium perborate used for intracoronary bleaching of discolored teeth. *Journal of Endodontics*, 20(7), 338–341.
[https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(06\)80096-8](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)80096-8)

Xu, L. Z., Deng, J., Liu, T., Ren, M., Hu, Q. Q., Li, S. H., ... & Jin, E. H. (2022). Boron modulates the barrier function, antioxidant activity, and epithelial cell proliferation in rat jejunum. *Current Topics in Nutraceutical Research*, 20(1).

Yılmaz, M. T. (2012). Minimum inhibitory and minimum bactericidal concentrations of boron compounds against several bacterial strains. *Turkish Journal of Medical Sciences*,42(8),1423-29. <https://doi.org/10.3906/sag-1205-83>

Yiğitbaşıoğlu, H. (2004). Türkiye için önemli bir maden: Bor. *Coğrafi Bilimler Dergisi*,2(2),13-25.
https://doi.org/10.1501/Cogbil_00000000046

Zan, R., Hubbezoglu, İ., & Ozdemir, A. (2013). Antibacterial effect of different concentration of boric acid against enterococcus faecalis biofilms in root canal. *Marmara Dental Journal*,1(2) 76–80.

DIŞ HEKİMLİĞİNDE ÜÇ BOYUTLU (3D) YAZICILAR

**NAGİHAN EKEN³
NESLİHAN ÇELİK⁴**

Giriş

Üç boyutlu baskı tekniği nesneleri birer katman halinde üreten, bir nesneyi oluştururken birden fazla katman ekleyen üretim yaklaşımıdır. Üç boyutlu baskı eklemeli üretim yaklaşımı olarak da tanımlanabilir (Torabi & ark., 2015).

Üç boyutlu baskı teknolojisi hızla gelişmektedir (Carlotti & Mattoli,2019). Eklemeli üretim yaklaşımı, frezelemeli (aşındırmalı) üretim yöntemlerinden farklıdır ve şu anda tıp ve diş hekimliği de dahil olmak üzere birçok alanda kullanılmaktadır (Sadeghi & ark., 2020).

Üç boyutlu baskı, dijital model kullanılarak üç boyutlu bir nesnenin üretilmesini sağlar. Aşındırmalı üretim teknikleri ile üretilenden daha karmaşık şekil veya geometriler oluşturur.

³ Arş.Gör.Dt, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD, nagihaneken98@gmail.com, ORCID: 0009-0001-7857-6443

⁴ Doç.Dr. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD, neslihancelik@atauni.edu.tr, ORCID: 0000-0002-7456-5202

Hassasiyet, doğruluk ve üç boyutlu yazdırılabilir malzemelerdeki gelişmelerle birlikte, çeşitli endüstriler üç boyutlu yazdırma teknolojisi ile verimli ve uygun maliyetli bir şekilde ürün oluşturmaktadır. Tıp ve diş hekimliğinde üç boyutlu yazdırma teknolojisinin evrimi klinik sonuçları iyileştiren çeşitli uygulamalar sağlamıştır (Jeong & ark., 2023).

Üç boyutlu baskı teknolojisindeki gelişmeler ile hekimlerin hastaya özgü tıbbi ürünler üretmeleri sağlanmıştır. Bu ürünler görüntüleme verileri ve üç boyutlu modeller kullanılarak, bireysel olarak hastanın anatomisine özel olarak üretilir (Dawood & ark., 2015).

Üç boyutlu baskı teknolojisinde stereolitografi, kaynaşmış biriktirme modellemesi, seçici lazer sinterleme, mürekkep püskürtmeli baskı, malzeme püskürtme ve yapıştırıcı ile katmanlı imalat gibi teknikler ile üretim yapılmaktadır (Chytas & ark., 2020; Li & ark., 2018; Ruiz-Morales & ark., 2017; Yang & ark., 2021). Baskı maddesi üretimi için polimerler, kompozitler, seramikler ve metal alaşımları kullanılır (Lu & ark., 2020; Ngo & ark., 2018).

Bilgisayar ve yazılım uygulamalarındaki gelişmeler, üç boyutlu baskıyı geliştiren teknolojik değişimin büyük bir parçasıdır. Üç boyutlu baskının olması için yazdırılacak nesneler üretilmesi gerekir. CAD yazılımı nesnelerin sıfırdan üretilmesini sağlar (Miyazaki & Hotta, 2011; van Noort, 2012). Bilgisayarlı tomografi (BT), konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) verileri ile hacimsel verilere erişilebilmektedir. Özellikle CBCT ve optik tarama teknolojisindeki son gelişmeler, dijital diş hekimliğinin birçok yönünü değiştirmiştir.

Üç Boyutlu Baskı Teknikleri

Stereolitografi

Üç boyutlu baskı teknikleri arasında piyasaya sunulan ilk teknik stereolitografidir. Stereolitografi, katman katman modellemeyi kullanan üç boyutlu baskının temsilcisidir. Bu üretim yönteminde polimerler katmanlı yapılar oluşturmak için polimerize edilir (Fan & ark., 2020). Bu teknikte baskı; ışık/lazer pozlaması, platform hareketi ve rezin dolumu aşamalarını takip eder. Üretim sürecinde taslak olarak kullanılan üç boyutlu model, makinenin basılacak nesneyi tamamlamasına rehberlik eder. Rezin dolu tank üzerine platform alçalır ve bir katmanı oluşturacak rezin, taban üzerine yerleşir.

Rezin UV lazer ışığı kullanılarak polimerize edilir. Bir katman polimerize edildiğinde platform yeni katmanı oluşturmak üzere yeniden alçalır ve polimerizasyon gerçekleşir. Böylece bütün katmanlar tamamlanıncaya kadar platform aşağı/yukarı olarak hareket eder. Işık kaynağının yoğunluğu, tarama hızı, rezin monomerleri ve fotobaşlatıcıların miktarı gibi değişkenler, üretilecek ürünün gerekli özelliklerine göre kontrol edilebilir (Jain R & ark.,2016). Bu teknik kullanılarak dental modeller, geçici veya daimi kron ve köprüler, cerrahi klavuzlar, geçici restorasyonlar üretilebilmektedir (Kessler & ark., 2020). Hastanın CBCT tarama verilerinden elde edilen hacimsel görüntülerden yapılan yüksek hassasiyetli ölçümler ile uzun süreli kullanım için uyumlu ürünler üretilir (Noorani, 2017). Ancak basılı ürünlerde tepkimeye girmemiş artık monomerlerin varlığı sitotoksositeye sebep olabilir.Bu da ürünlerin ömrünü etkileyebilir (Aly & Mohsen, 2020).

Bununla birlikte SLA teknolojisi ile üretilen dental ürünler fotopolimerize edilebilen rezinlerin sınırlı seçimi nedeniyle zayıf mekanik özelliklere sahiptir (Sakly & ark., 2014) . Rezinin organik

matrisine nanopartikül ilave edilmesi rezinin mekanik özelliklerini iyileştirir (Bustillos & ark., 2019). Seramik dolgular gibi diğer birleştirme maddeleri, stres dağılımını iyileştirerek üç boyutlu yazdırılmış yapıyı kırılmaya karşı korur. Antimikrobiyal maddeler de oral ürünlerin mikrobiyal kolonizasyon sorununu ele almak için rezinlere dahil edilmiştir (França & ark., 2018; Makvandi & ark., 2018) . Genel olarak, SLA üç boyutlu dental baskıda hızlı, kullanışlı ve çok işlevli bir tekniktir (Khorsandi & ark., 2021) .

Dijital Işık İşleme

Dijital ışık işleme (DLP), işlemi SLA tekniğine benzer şekilde fotopolimerizasyon işlemi içeren üç boyutlu baskı teknolojisidir. Malzemeler, fotopolimerizasyon işlemine tabi tutulan ve daha sonra üç boyutlu yazdırılmış parçayı katman katman oluşturan sıvı fotosensitif rezinlerdir (Khorsandi & ark., 2021). Tabanı oluşturan katman, yapı platformunda oluşturulur daha sonra yapı platformu yükselir/ alçalır. Bu yükselme veya alçalma UV ışık kaynağının konumuna bağlı olmaktadır. Sonraki katmanlar, önceki katmanları üzerinde oluşturulur. Her katman polimerize edildikten sonra, yapı platformu tüm parçayı tamamlayana kadar bir katmanın kalınlığı kadar yukarı/aşağı gider (Ge & ark., 2018; Sun & ark., 2005). DLP tekniğinde ışığı yansıtan dijital mikro aynalar bulunmaktadır. Lazer projektöründen çıkan ışık aynalar sayesinde projeksiyon lensine iletilir. Her katman için ayarlanabilir farklı konfigürasyonlar yaparlar, böylece polimerizasyon yüzeyinde ışıkla katmanın iki boyutlu taslağını oluştururlar (Lu & ark., 2006).

SLA ve DLP tekniğini birbirinden ayıran fark kullanılan ışık kaynağıdır. Stereolitografi tekniğinde UV lazer ışını kullanılır ve ışın her katmanı noktasal şekilde polimerize ederken; dijital ışık işleme tekniğinde projeksiyon kaynağından gelen UV ışığı kullanılır ve her katman bir bütün halinde polimerize edilir.

Polimerizasyon süreçlerindeki bu farklılık nedeniyle SLA tekniğinde DLP'ye kıyasla daha doğru ve daha iyi kaliteyle sonuçlar elde edilirken; DLP yönteminde ise daha hızlı baskı elde edilir (Bagheri Saed & ark., 2020; He & ark., 2016; Zhang & ark., 2019). Kısacası DLP daha az ayrıntıya sahip daha büyük parçaların basımında hız konusunda avantajlıyken, SLA teknik daha ayrıntılı parçaların doğru bir şekilde basımında avantajlıdır (Koo & ark., 2021; Quan & ark., 2020).

Kaynaşmış Biriktirme Modellemesi (Fdm,Fused Depositing Modelling)

En yaygın kullanılan ikinci teknik olarak bilinen erimiş biriktirme modelleme tekniği, erimiş filament imalatı olarak da adlandırılabilir (Jain & Kuthe, 2013) . Bu teknik üç boyutlu baskı teknikleri arasında en uygun maliyetli olanıdır (Cuan-Urquizo & ark., 2019) . Bu teknikte tel ekstrüzyon yöntemi ile ürünler elde edilir. Bu yöntemde tel şekline getirilmiş, kullanılmak istenen tipteki termoplastik malzemeler ekstrüdere gönderilir. Termoplastik materyal yumuşatıldıktan sonra elde edilen viskoz plastik, modelin katmanlar halinde imalatıyla sonuçlanan bir ekstrüzyon kafası tarafından biriktirilir (Soriano Heras & ark., 2017; Taylor & ark., 2017). Diğer iki tekniğin aksine, nesne içindeki katmanlar daha az bağlanır ve bu nedenle son ürün daha fazla anizotropiye sahiptir (Kessler & ark., 2020) .

Termoplastik polimerler ve bunların kompozitleri (örneğin akrilonitril-bütadien-stiren (ABS), polikarbonatlar ve polisülfonlar) düşük erime sıcaklığına sahip metal alaşımları (örneğin bronz metal filament) ile birlikte en yaygın kullanılan FDM filamentleridir (Cuan-Urquizo & ark., 2019; Z. X. Lu & ark., 2020).

Termoplastik materyaller zayıf mekanik özelliklere sahip olduğu için FDM tekniğin dış hekimliğinde kullanımı geçici kron ve köprülerin üretimi ile sınırlanmıştır. Polimerler termal direnç ve

mekanik özellikleri iyileştirmek için nano parçacıklar ile doldurulabilir. Ev tipi yazıcılar gibi düşük maliyetli yazıcıların çoğunda kullanılan teknik FDM teknolojisidir. Çok fazla detay olmayan basit anatomik modellerin basılmasını sağlar. Son ürünler kırılğan ve pürüzlü olabilmektedir (Jain & Kuthe, 2013).

Seçici Lazer Sinterleme (Lazer Tozu Şekillendirme/Selektif Lazer Eritme)

Seçici lazer sinterleme (SLS), toz halindeki ham maddenin füzyonunu sağlamak için yüksek enerjili bir ışın lazerinin kullanıldığı sistemdir. Lazer, tozdan katı bir tabaka oluşturur. Platform, lazerin bir sonraki toz tabakasını sinterlemesi için yer açmak üzere alçalır (Olakanmi & ark., 2015). Yeni bir ince malzeme tabakası yüzeye eşit şekilde yayılırken ince malzeme tozunu birleştirerek katman katman yapılar oluşturulur (Deckard, 1988). Yüksek (60 µm) bir çözünürlük seviyesi elde edilebilir ve basılan yapılar çevredeki toz tarafından desteklendiğinden, destek malzemesi gerekmez.

Bu teknikteki polimerler, otoklav sterilizasyonu gibi yüksek sıcaklıklar için uygun erime noktaları ve üstün malzeme özellikleri sunar (Ono & ark., 2000; Silva & ark., 2008). Ancak teknolojinin satın alınması, bakımı ve çalıştırılması maliyetlidir. Malzemeler toz içerdiğinden bazı sağlık ve güvenlik gereksinimleri doğmaktadır (Dawood & ark., 2015).

SLS baskı teknolojisi, metal, seramik ve polimer bazlı olmak üzere üç farklı tipe sahiptir. Metal bazlı SLS tekniğinde paslanmaz çelik alaşımları ve titanyum alaşımı gibi farklı metal tozları kullanılırken, polimer bazlı SLS tekniğinde ince taneli termoplastik polimerler kullanılır.

SLS baskı yöntemi kullanılarak seramik bazlı ürünler de üretilmektedir (Lakshminarayan,1990). Seramik tozlarının istenen

yoğunluğa ulaşması için uygun maruz kalma süresine ihtiyaç duyması nedeniyle yoğunlaştırmayı kolaylaştırmak için hedef sıcaklık düşürülmelidir.

Bu duruma bir çözüm olarak seramik tozunda bağlayıcı olarak organik (örn. polimerler) veya inorganik (örn. metal bazlı düşük erime noktalı malzemeler ve cam) bileşikler gibi diğer malzemeleri karıştırmak önerilmiştir SLS ile birlikte infiltrasyon / izostatik presleme nihai yoğunluğu en üst düzeye çıkararak seramik parçaların mekanik performansını artırır. Toz birikimi, lazer ve toz arasındaki etkileşim, erime ve konsolidasyon mekanizması gibi zorluklar ideal mekanik özelliklere sahip seramik ürün üretiminde engel oluşturmaktadır (Sing & ark., 2017).

Malzeme Püskürtme (Material Jetting/ Polyjet)

Bu teknik genellikle Polyjet olarak bilinir. Fotopolimerize rezin ve baskı kafasından oluşur. Işığa duyarlı polimer, mürekkep püskürtmeli baskı kafasından bir yapı platformuna püskürtülür ve alçalan platformda katman katman polimerize edilir (Lipson, 2013). Kolayca çıkarılabilmesi için kırılğan destek malzemesi kullanılarak destekleyici bir yapı da basılır. Bu teknoloji mum ve rezinlerde geniş bir yelpazede ürün basılmasını sağlar. Silikon benzeri kauçuk malzemeler karmaşık ve oldukça ayrıntılı ürünlerin basılması için de kullanılabilir. Anatomik modeller ve kuronlar da bu teknik kullanılarak üretilmektedir. İmplant klavuzları bu teknik kullanılarak hızlı ve daha uyumlu bir şekilde üretilmektedir. Üç boyutlu jet yazıcılarda birden fazla baskı kafası kullanılarak çalışma platformu genişliği artırılabilir (Dawood & ark., 2015; Mai & ark., 2017).

Baskı kafası ile platform çift yönde ve bağımsız bir şekilde hareket eder. UV ışık kaynağı püskürtülen her rezin tabakasını polimerize eder. Hızlı ve çoklu üretim ve yüzey düzgünlüğü bu tekniğin avantajlarından. Desteğin sert olması nedeniyle

malzemenin bütünüyle çıkarılmasında zorluk, cilt iritasyonu, üretilen malzemenin otoklavlanabilir olmaması ve malzemenin yüksek maliyeti tekniğin dezavantajları arasında gösterilebilir (Hazeveld & ark., 2014; Kessler & ark., 2020).

Yapıştırıcı ile Katmanlı İmalat (Binder Jetting / Powder Binder)

Mürekkep püskürtme kafası içindeki sıvı yapıştırıcı damlacıklarını kullanan bu sistemde mürekkep püskürtme kafası modifiye edilmiştir. Bu kafa altta bulunan bir toz tabakasına sızması için bu damlacıkları serbest bırakır. Her katman için yeni bir toz tabakası eklenerek ürün son haline gelene kadar bu adım tekrarlanır.

Diş hekimliğinde bu tekniğin temel uygulaması çalışma modellerinin basılmasıdır. Üretilen nesnelerin kırılabilirliği yüksektir, doğruluk oranları düşüktür. Teknik düşük maliyetli olduğundan, çalışma modellerinin üretilmesi gibi sterilizasyon gerektirmeyen uygulamalarda kullanılır. Ancak toz kullanımı nedeniyle üretim süreci dağınıktır (Mostafaei & ark., 2017; Stansbury & Idacavage, 2016).

Diş Hekimliğinde Üç Boyutlu Baskı Uygulamaları İçin Kullanılan Malzemeler

Üç boyutlu yazıcılar ile üretilen dental ürünler hızla ilerlemekte olup, araştırmalar geleneksel olarak kullanılan malzemelerin mekanik özelliklerini ayarlamak için üç boyutlu baskı parametrelerinin geliştirilmesine odaklanmıştır. Mekanik özelliklere ek olarak dental ürünlerde kullanılacak üç boyutlu baskı malzemeleri için biyouyumluluk önemlidir. Üç boyutlu baskı rezinlerinin geleneksel dental rezinler ile karşılaştırıldığı çalışmalarda benzer biyouyumluluğa sahip olduğu kanıtlanmıştır (Guerrero-Girones & ark., 2022; Kim & ark., 2022; Wuerschling & ark., 2022) .

Biyoyumluluk; polimerizasyon ve yıkama, polisaj gibi son işlemlerle daha da iyileştirilebilir (Wuerschling & ark., 2022). Temel

olarak kullanılan malzemeler sentetik polimerler, metaller ve seramikler olarak sınıflandırılabilir (Jeong & ark., 2023).

Sentetik Polimerler

Polimerler düşük maliyetli olmaları ve çeşitli fiziksel özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde kullanılan en yaygın malzemelerdendir. Kullanılan polimerler; polieter keton (PEEK), poli(laktik-ko-glikolik asit) (PLGA), polimetilmetakrilat (PMMA), polikaprolakton (PCL), polilaktik asit (PLA) , ultraviyole (UV) rezinler ve (Jeong & ark., 2023) polistiren (PS) ve akrilonitril-bütadien-stiren (ABS) gibi stiren polimerleridir (Khorsandi & ark., 2021) .

Metaller

Metaller, özellikle korozyona ve aşınmaya karşı direnç gerektiğinde ve biyouyumlu ürünlerin üretiminde yaygın olarak kullanılır (Neiva & ark., 2019). Metalik bir malzemenin biyouyumluluğu, malzemenin çevredeki dokularda istenmeyen lokal veya sistemik etkilere neden olmadan istenen işlevini yerine getirmesini sağlar. İnsan vücuduyla biyolojik olarak uyumlu olan metalik malzeme sayısı az olduğundan mevcut birçok metal malzemeden yalnızca birkaçı uzun vadeli uygulamalar için kullanılabilir (Kuncicka & ark., 2017).

Paslanmaz çelik alaşımları, titanyum alaşımlar, kobalt bazlı alaşımlar diş hekimliğinde üç boyutlu baskı için kullanılan metallere dendir (Jeong & ark.,2023) .

Seramikler

Mükemmel mekanik özelliklere ve iyi biyouyumluluğa sahip olan seramikler ayrıca iyi aşınma ve korozyon direnci ve estetik özellikleri nedeniyle dental restorasyonlar için uygun bir malzeme niteliği taşırlar (Jeong & ark., 2023).

Seramikler cam, zirkonyum ve alümina olarak sınıflandırılabilir. Üç boyutlu baskı tekniğinde kullanılan seramiklerle ilgili sorun yüksek erime noktaları ve soğutma işlemleri sırasında çatlakların oluşmasıdır. Üç boyutlu baskılı seramikler için mekanik özellikleriyle ilgili farklı sonuçlar bulunmaktadır (Valenti & ark., 2024).

Farklı seramik türlerinin kullanılması, farklı basım parametrelerinin uygulanması ve protez kullanımındaki değişkenlikler bunun nedeni olabilir (Tsolakis & ark., 2022). Seramiklerin üç boyutlu baskı tekniğinde kullanımını arttırmak için daha fazla laboratuvar ve klinik araştırma gerekmektedir (Jeong & ark., 2023).

Diş Hekimliğinde Üç Boyutlu Baskı Uygulamaları

Son on yılda, üç boyutlu baskı teknolojisi diş hekimliği eğitimi ve hasta tedavisinde giderek daha fazla kullanılmaktadır. Protetik diş hekimliğinde, ortodontide, endodontide ve oral maksillofasial cerrahi için rehber kılavuzların üretiminde üç boyutlu baskı tekniği yer almaktadır. Protetik diş hekimliğinde köprü ve kuron, ortodontide şeffaf hizalayıcılar ve braketlerin üretimi için yeni yöntemler geliştirilmiştir (Dawood & ark., 2015; Li & ark., 2016).

Protetik Diş Hekimliği

Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim sistemlerinin kullanılmaya başlanması dental protezlerin yapım yöntemlerinde değişikliklere neden olmuştur. Yapım aşaması üç adımdan oluşur. İlk aşama, ağız içi ve ağız dışı tarayıcılar kullanılarak görsel ölçülerin alınmasını ve hastanın oklüzyonunun kaydedilmesini içerir. İkinci aşama, dijital yazılımlar kullanılarak protezin tasarlanmasından oluşur. Bu, hekimin son ürünü daha iyi görselleştirmesini sağlar. Son aşama, eklemeli veya aşındırılmalı yani

frezelemeli üretim teknikleri kullanılarak gerçekleştirilebilen protezin yapımını içerir (Nishiyama & ark., 2020; Zimmermann & ark., 2020) . Protetik diş hekimliğinde dijital tasarım ve üretim ile birlikte Üç boyutlu baskı teknolojisinin kullanımı yer almaktadır. Protez kaideleri ve dişleri metakrilat bazlı fotopolimerize edilebilir rezinler kullanılarak üç boyutlu baskı teknolojisi ile üretilmektedir (Kattadiyil & ark., 2013; Hussein & Hussein, 2014). Kaide ve dişler birbirinden ayrı olarak üretilmektedir. Bu ayrı yapılar fotopolimerize bir bağlayıcı ile birbirine bağlanmaktadır. Muflaya yerleştirme ve sıcak suyla polimerizasyon gibi aşamaları içeren geleneksel protez üretim tekniğinin aksine, üç boyutlu baskılı protezler klinik modifikasyona daha iyi olanak tanıyarak hasta rahatsızlığını azaltır ve daha iyi uyum ile birlikte uzun vadeli rezidüel kemik rezorpsiyonunu azaltmaktadır (Dawood& ark., 2015; Kattadiyil & ark., 2013; Pereyra & ark., 2015).

Kuron ve köprülerin üç boyutlu baskı teknikleri ile üretimi, bu teknolojinin diş hekimliğindeki en etkili uygulamalarından biridir. Geçici kuron veya köprüler düşük maliyetli ev tipi yazıcılar ile stereolitografi tekniği kullanılarak daha hassas şekilde üretilir (Tahayeri & ark., 2018).

Ortodontik Uygulamalar

Üç boyutlu baskı, Invisalign® hizalayıcıları gibi ortodontik ürünlerin üretilmesi için alan sunmaktadır (Gao & ark., 2021). Şeffaf hizalayıcılar yeme, içme ve diş fırçalama için çıkarılabilmeleri ve metal braketlere ve tellere kıyasla daha estetik olmaları gibi özellikleri nedeniyle maloklüzyon tedavisi için diş tellerine popüler alternatiflerdir. Şeffaf hizalayıcıların üç boyutlu baskısında, ortodontist bir ağız içi tarayıcı kullanarak hastanın üst veya alt arkının dijital ölçüsünü alır. Model basım aşamasında SLA veya FDM teknikten yararlanılabilir. Daha sonra hizalayıcı plak ısı ile

modelin üzerinde şekillendirilir. Üç boyutlu baskı, aynı kalitedeki ürünleri daha kısa üretim süresi ile üretir (Khorsandi & ark., 2021).

Ortodontide, hasta verilerini yakalamak için ağız içi veya laboratuvar optik tarama veya hatta CBCT kullanılarak dijital bir iş akışına dayalı olarak tedavi planlanabilir ve cihazlar oluşturulabilir veya teller robotik olarak bükülebilir. Ortodontide üç boyutlu yazıcıların kullanımına bir diğer örnek ortodontik CAD yazılımı kullanılarak braket yerleşimi için sert ve esnek malzemelerden basılmış üç boyutlu yazdırılmış, indirekt braket bağlayıcı sistemlerinin üretimidir (Ciuffolo & ark., 2006).

Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin (CBCT) ortaya çıkışı, diş hekimliğinde üç boyutlu baskının gelişimini hızlandırmıştır. Bu sayede daha doğru teşhis ve tedavi planlama yapılmakta bu da ameliyat sırasında rehberlik sağlayarak ameliyat sonrası komplikasyonları azaltmaktadır.

Üç boyutlu baskı tekniği kullanılarak üretilmiş ürünlerin kullanımından yararlanan operasyonlar maksillofasiyal cerrahiler, sinüs kaldırma, zor veya estetik bölgelere implant yerleştirilmesi, ve ortognatik ameliyatlardır. Travma veya malign lezyonların neden olduğu çene-yüz defektleri, defekt ile birlikte çevre dokuların da çıkarılmasını gerektirir. Postoperatif rehabilitasyon aşamasında kullanılmak üzere doku kaybının boyutuna, travmanın ciddiyetine ve hastanın ekonomik durumuna bağlı olarak genellikle oral, nazal ve orbital maksillo-fasiyal protezler gereklidir (Khorsandi & ark., 2021).

Üç boyutlu baskı teknikleri kullanılarak bahsedilen protezler üretilbilmektedir. Maksillofasiyal protezlerin üç boyutlu baskı teknikleri kullanılarak üretildiği zaman daha yüksek doğruluğa sahip

olduğu ve defekt bölgesine daha iyi uyum sağladığı gösterilmiştir (Barazanchi & ark., 2017; Oberoi & ark., 2018) .

Üç boyutlu baskı tekniklerinin ağız, diş ve çene cerrahisinde bir diğer kullanım alanı, implant cerrahisinde implant yerleştirilecek bölgenin CBCT görüntüleri kullanılarak guide (rehber/ kılavuz) hazırlanmasıdır. Üç boyutlu yazıcılar ile üretilen cerrahi kılavuzlar ameliyat süresini kısaltır ve inferior alveolar sinir gibi sinirlerin yaralanmasını en aza indirir (Lin & ark., 2018).

Dişsiz bölgeye implant yerleştirmek için cerrahi kılavuzların üretilmesi ve kullanılması implant çevresindeki sert ve yumuşak doku iyileşmesine olumlu katkıda bulunur (Khorsandi & ark., 2021).

Sert Ve Yumuşak Doku Mühendisliği

Kemik yetersizliği destek eksikliğine ve implant başarısızlığına neden olur. İmplant yerleştirilecek bölgede sert doku kaybı olan hastalarda kemik ogmentasyonu önemli bir prosedürdür. Bu nedenle seçilmiş vakalarda implant yerleştirilmeden önce kemik ogmentasyonu gereklidir. Hastanın kendi kemiğinden elde edilen, hem osteoindüktif hem de osteokondiktif özelliklere sahip bir otogreft en ideal greft materyalidir. Diğer alternatif kemik greftleri allogreftler, xenogreftler ve alloplastiklerdir. Kemik ogmentasyonu için kullanılan bir greftin biyouyumluluk, defekt ile aynı şekil ve tasarım, immün yanıtı neden olmama ve dokuların besinlere erişmesi ve immün hücrelerle iletişim kurması için gözeneklilik gibi spesifik özelliklere sahip olması gerekir (Rider & ark., 2018). Polimerler, biyoseramikler ve kompozitler gibi birçok biyomalzeme sert doku mühendisliği malzemesi olarak kullanılmaktadır. Biyomalzemelerin rejenerasyon kabiliyetini artırmak için kök hücrelerle yüklenebilmeleri gerekir; kök hücreler tarafından salınan büyüme faktörleri anjiyogenez ve osteogenez için kritik öneme sahiptir.

Üç boyutlu yazıcılar kullanılarak iskeleler üretilebilir. Bu baskı yöntemi kök hücrelerin hassas konumlara yerleştirilmesini sağlar. Ayrıca karmaşık iskele yüzeylerinin hassas üç boyutlu baskısı kemik yüzeyleriyle daha yakın temas sağlar, iyileşmesini hızlandırır ve geleneksel iskelelere kıyasla daha iyi estetik sonuçlar verir (Salah & ark., 2020).

Periodontal ligament (PDL) çiğneme kuvvetlerinin yarattığı stresleri absorbe ederek çiğneme sırasında diş mikro hareket sağlar. PDL'nin zedelenmesi diş desteğini azaltır, diş mobilitesini artırır ve enfeksiyona neden olur. Periodontal kemik defektleri, üç boyutlu baskı teknikleri kullanılarak PDL'nin rejenerasyonunu artırmak için mezenkimal kök hücrelerin iskele içine dahil edildiği bir iskele ile onarılabilir (Khorsandi & ark., 2021).

Yumuşak doku rejenerasyonu cerrahisi, diş eti çekilmesi veya hasarlı yumuşak doku bulunan bir dişin kök yüzeyini kapatmak için kullanılmıştır. En uyumlu greft damaktan veya tüberden alınan otogrefttir fakat bu durum hasta için postoperatif sorunlara sebep olmaktadır. Periodontal defekte sahip dişlerdeki keratinize dokunun arttırılması için üç boyutlu baskılı yumuşak doku greftleri son zamanlarda tanıtılmıştır.

Üç boyutlu baskı ile üretilmiş yumuşak doku greftleri daha karmaşık tasarımlara ve defekti örtmek için doğruluğa izin verir. Ayrıca operasyon sonrası rahatsızlığın azalması ve iyileşmenin hızlanması gibi nedenler ile hastalar tarafından daha iyi karşılanmaktadır (Nesic & ark., 2020).

Endodontik Uygulamalar

Üç boyutlu baskı yöntemi ile tedavi süreçlerini simüle etmek için kullanılacak dental modeller üretilmektedir. Üst santral dişlerinde şiddetli dilesarasyona sahip 12 yaşındaki bir çocuğun kök kanal tedavisi için hastanın CBCT verilerinden elde edilen

görüntüler ile ilgili dişlerin üç boyutlu yazıcı kullanılarak basıldığı bir çalışmada kök kanal tedavisi simüle edilmiş ve daha sonra ağız ortamında kök kanal tedavisi üç boyutlu baskılı kılavuz sayesinde daha rahat bir şekilde tamamlanmıştır. (Byun & ark., 2015).

Üç boyutlu baskının endodontideki avantajları arasında kök kanal morfolojisinin analizinin doğruluğunun artırılması, endodontik alanda uzman olmayan kişilerin becerilerinin geliştirilmesi yer almaktadır (Shah & Chong, 2018) . Ayrıca üç boyutlu baskı teknikleri kullanılarak üretilen kök kanal morfolojisini taklit eden rezin dişler, kök kanal tedavisinin tüm adımlarında öğrencilerin ve pratisyen hekimlerin eğitiminde kullanılabilir. Klinik öncesi eğitim almakta olan diş hekimliği öğrencileri, çekilmiş doğal dişlerden elde edilen CBCT verileri kullanılarak üretilen şeffaf rezin dişleri kullanarak endodontik çalışma uzunluğunu, kök kanalı morfolojisini ve apikal deltanın anatomisini gözlemleyebilir. Bu dişler üzerinde kök kanal preparasyonu sırasında, preparasyon boyutlarının ölçülmesi ve kanal transportu, basamak gibi kanal aletlerinin kullanımıyla ilişkili hatalar kolaylıkla gözlemlenebilir. CBCT görüntüleri kullanılarak üretilen üç boyutlu baskılı kılavuzlar, cerrahi endodontilerde posterior dişlerin apikal rezeksiyonu için kullanılabilir. Bu kılavuzların kullanımı kök kanal tedavisi ile daha fazla dişin başarılı tedavisini sağlamıştır (Khorsandi & ark., 2021).

Diş Hekimliği Eğitiminde Üç Boyutlu Baskı

Diş hekimliği eğitimine üç boyutlu baskı teknikleri dahil edilmiştir (Anderson & ark., 2018) . Üç boyutlu baskı tekniği ile üretilen dişler, diş anatomisinin öğretilmesinde ve çürük temizleme, pulpa kaplaması, kor yapımı, kron köprü hazırlama ve simantasyon gibi çok çeşitli dental prosedürlerin uygulanmasında model olarak kullanılmaktadır (Kröger & ark., 2017). Bu modeller prelinik eğitimi sürecindeki öğrencilerin kullanımına sunulmuştur ve kontaminasyona sebebiyet veren çekilmiş dişlerin kullanımının

yerini almıştır (Höhne & Schmitter, 2019) . Üç boyutlu baskı teknikleri ile basılmış modeller, cerrahi öncesi operasyon simülasyonları için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu cerrahi modellerin üretilmesinin kolaylığı, oral ve maksillofasiyal cerrahi için alan sağlamaktadır (Werz & ark., 2018) .

Ekllemeli Üretim Tekniklerinin Avantajları

Ekllemeli üretim yöntemi daha karmaşık geometrik özellikleri olan parçaların üretiminde aşındırıcı yöntemlerden daha iyidir.

Ekllemeli üretim tekniklerinde tasarım dijital ortamda yapılır, bu da hekimin tasarımda değişiklik yapmasına olanak sağlar.

Ekllemeli üretim tekniklerinde ana makinaya ek olarak destek parçalara ihtiyaç duyulmaz. Aşındırıcı üretim tekniklerinde ise yardımcı parçalara ihtiyaç vardır. Dijital ortamda veriler saklanabilir ve farklı bilgisayarlarla transfer edilebilir. Bu sayede birden fazla çalışma ortamında baskı yapılabilir.

Aşındırıcı üretim tekniklerinde, büyük miktarda materyalin aşındırılarak kaldırılması gerekir. Ekllemeli üretim tekniklerinde ise katmanlı üretim yapıldığı için malzeme kullanılacak kadar eklenir ve böylece hammadde verimli bir şekilde kullanılır. Materyal israfı daha azdır (Huang & ark., 2013; Jasiuk & ark., 2018).

Ekllemeli Üretim Tekniklerinin Dezavantajları

Ekllemeli üretim teknolojisinde genellikle sıvı polimerler, rezin ve alçıdan oluşan toz katman kullanılır. Bu materyallerin mekanik özellikleri yetersiz olduğundan büyük parçaların üretimi kısıtlanır.

Ayrıca büyük boyutlu nesnelerin üretimi uzun zaman gerektirir bu nedenle kullanılması genelde pratik değildir.

Üretilen parçaların yüzeyleri pürüzlüdür. Bu nedenle, bazı üç boyutlu üretim tekniklerinde üretim sonrası ek işlemler gerekmektedir. Üç boyutlu yazıcılar, ekipmanlar ilk kurulum aşamasında maliyetlidir (Huang & ark., 2013; Jasiuk & ark., 2018).

Üç boyutlu görüntüleme, modelleme ve CAD teknolojileri diş hekimliğinin tüm yönlerini büyük ölçüde etkilemektedir. Üç boyutlu baskı, bu dijital verilerden çeşitli malzemelerle karmaşık geometrik formları doğru bir şekilde üretmeyi mümkün kılmaktadır. Teknoloji halihazırda ortodontide yaygın olarak kullanılmaktadır. Maksillofasiyal ve implant cerrahisinde, karmaşık tedavilerin planlanmasına yardımcı olmak için çeşitli üç boyutlu baskı teknikleriyle yapılmış anatomik modellerin kullanılması yaygınlaşmaktadır.

Rezinler veya otoklavlanabilir filamentler kullanılarak üretilen cerrahi kılavuzların kullanımıyla cerrahinin daha az invaziv ve daha öngörülebilir olabileceği yaygın olarak kabul edilmektedir. İmplantlar ve dişler için metal bazlı restorasyonların doğrudan üretimi önem taşımaktadır ancak bu henüz rutin hale gelmemiştir. Üç boyutlu yazıcılar daha uygun fiyatlı hale gelse de; çalıştırma maliyeti, malzemeler, bakım ve yetenekli operatörlere duyulan ihtiyaç da dikkatlice düşünülmeli ayrıca son işlem ve sıkı sağlık ve güvenlik protokollerine uyulması gerekmektedir.

Bu hususlara rağmen, üç boyutlu baskı tekniklerinin diş hekimliğinde yaygınlaşacağı ve daha önemli bir rol oynayacağı düşünülmektedir (Dawood & ark., 2015).

Kaynakça

Aly, P., & Mohsen, C. (2020). Comparison of the Accuracy of Three Dimensional Printed Casts, Digital, and Conventional Casts: An In Vitro Study. *European Journal of Dentistry*, 14(02), 189–193. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1705243>

Anderson, J., Wealleans, J., & Ray, J. (2018). Endodontic applications of 3D printing. *International Endodontic Journal*, 51(9), 1005–1018. <https://doi.org/10.1111/iej.12917>

Bagheri Saed, A., Behraves, A. H., Hasannia, S., Alavinasab Ardebili, S. A., Akhoundi, B., & Pourghayoumi, M. (2020). Functionalized poly l-lactic acid synthesis and optimization of process parameters for 3D printing of porous scaffolds via digital light processing (DLP) method. *Journal of Manufacturing Processes*, 56, 550–561. <https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2020.04.076>

Barazanchi, A., Li, K. C., Al-Amleh, B., Lyons, K., & Waddell, J. N. (2017). Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), 156–163. <https://doi.org/10.1111/jopr.12510>

Bustillos, J., Montero-Zambrano, D., Loganathan, A., Boesl, B., & Agarwal, A. (2019). Stereolithography-based 3D printed photosensitive polymer/boron nitride nanoplatelets composites. *Polymer Composites*, 40(1), 379–388. <https://doi.org/10.1002/pc.24662>

Byun, C., Kim, C., Cho, S., Baek, S. H., Kim, G., Kim, S. G., & Kim, S.-Y. (2015). Endodontic Treatment of an Anomalous Anterior Tooth with the Aid of a 3-dimensional Printed Physical Tooth Model. *Journal of Endodontics*, 41(6), 961–965. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.01.016>

Carlotti, M., & Mattoli, V. (2019). Functional Materials for Two-Photon Polymerization in Microfabrication. *Small*, 15(40). <https://doi.org/10.1002/sml.201902687>

Chytas, D., Piagkou, M., & Johnson, E. O. (2020). Can Three-Dimensional Visualization Technologies be More Effective than Cadavers for Dental Anatomy Education? *Anatomical Sciences Education*, 13(5), 664–665. <https://doi.org/10.1002/ase.1953>

Ciuffolo, F., Epifania, E., Duranti, G., De Luca, V., Raviglia, D., Rezza, S., & Festa, F. (2006). Rapid prototyping: A new method of preparing trays for indirect bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(1), 75–77. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.10.005>

Cuan-Urquizo, E., Barocio, E., Tejada-Ortigoza, V., Pipes, R. B., Rodriguez, C. A., & Roman-Flores, A. (2019a). Characterization of the Mechanical Properties of FFF Structures and Materials: A Review on the Experimental, Computational and Theoretical Approaches. *Materials*, 12(6), 895. <https://doi.org/10.3390/ma12060895>

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

Deckard C, B. J. (1988). Process and control issues in selective laser sintering. *ASME Prod Eng Div PED*.

Fan, D., Li, Y., Wang, X., Zhu, T., Wang, Q., Cai, H., Li, W., Tian, Y., & Liu, Z. (2020). Progressive 3D Printing Technology and Its Application in Medical Materials. *Frontiers in Pharmacology*, 11. <https://doi.org/10.3389/fphar.2020.00122>

França, R., Winkler, J., Hsu, H. H., Rahimnejad, M., & Abdali, Z. (2018). *3D Printing — Additive Manufacturing of Dental*

https://doi.org/10.1142/9789813225688_0015

Gao, M., Yan, X., Zhao, R., Shan, Y., Chen, Y., Jian, F., Long, H., & Lai, W. (2021). Comparison of pain perception, anxiety, and impacts on oral health-related quality of life between patients receiving clear aligners and fixed appliances during the initial stage of orthodontic treatment. *European Journal of Orthodontics*, 43(3), 353–359. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjaa037>

Ge, L., Dong, L., Wang, D., Ge, Q., & Gu, G. (2018). A digital light processing 3D printer for fast and high-precision fabrication of soft pneumatic actuators. *Sensors and Actuators A: Physical*, 273, 285–292. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2018.02.041>

Guerrero-Gironés, J., López-García, S., Pecci-Lloret, M. R., Pecci-Lloret, M. P., Rodríguez Lozano, F. J., & García-Bernal, D. (2022). In vitro biocompatibility testing of 3D printing and conventional resins for occlusal devices. *Journal of Dentistry*, 123, 104163. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104163>

Hazeveld, A., Huddleston Slater, J. J. R., & Ren, Y. (2014). Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145(1), 108–115. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.05.011>

He, Y., Wu, Y., Fu, J., Gao, Q., & Qiu, J. (2016). Developments of 3D Printing Microfluidics and Applications in Chemistry and Biology: a Review. *Electroanalysis*, 28(8), 1658–1678. <https://doi.org/10.1002/elan.201600043>

H. Lipson, M. K. (2013). *H. Lipson , M. Kurman , Fabricated: The new world of 3D printing*, John Wiley & Sons, 2013

Höhne, C., & Schmitter, M. (2019). 3D Printed Teeth for the Preclinical Education of Dental Students. *Journal of Dental Education*, 83(9), 1100–1106. <https://doi.org/10.21815/JDE.019.103>

Huang, S. H., Liu, P., Mokasdar, A., & Hou, L. (2013). Additive manufacturing and its societal impact: a literature review. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 67(5–8), 1191–1203. <https://doi.org/10.1007/s00170-012-4558-5>

Jain, P., & Kuthe, A. M. (2013). Feasibility Study of Manufacturing Using Rapid Prototyping: FDM Approach. *Procedia Engineering*, 63, 4–11. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2013.08.275>

Jain R, Supriya, Bindra S, Gupta K, *Recent Trends of 3-D Printing in Dentistry- A review. IP Ann Prosthodont Restor Dent* 2016;2(4):101-104. (n.d.).

Jasiuk, I., Abueidda, D. W., Kozuch, C., Pang, S., Su, F. Y., & McKittrick, J. (2018). An Overview on Additive Manufacturing of Polymers. *JOM*, 70(3), 275–283. <https://doi.org/10.1007/s11837-017-2730-y>

Jeong, M., Radomski, K., Lopez, D., Liu, J. T., Lee, J. D., & Lee, S. J. (2023). Materials and Applications of 3D Printing Technology in Dentistry: An Overview. *Dentistry Journal*, 12(1), 1. <https://doi.org/10.3390/dj12010001>

Kattadiyil, M. T., Goodacre, C. J., & Baba, N. Z. (2013). CAD/CAM Complete Dentures: A Review of Two Commercial Fabrication Systems. *Journal of the California Dental Association*, 41(6), 407–416. <https://doi.org/10.1080/19424396.2013.12222317>

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

Khorsandi, D., Fahimipour, A., Abasian, P., Saber, S. S., Seyedi, M., Ghanavati, S., Ahmad, A., De Stephanis, A. A., Taghavinezhaddilami, F., Leonova, A., Mohammadinejad, R., Shabani, M., Mazzolai, B., Mattoli, V., Tay, F. R., & Makvandi, P. (2021). 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomaterialia*, 122, 26–49. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2020.12.044>

Kim, G.-T., Go, H.-B., Yu, J.-H., Yang, S.-Y., Kim, K.-M., Choi, S.-H., & Kwon, J.-S. (2022). Cytotoxicity, Colour Stability and Dimensional Accuracy of 3D Printing Resin with Three Different Photoinitiators. *Polymers*, 14(5), 979. <https://doi.org/10.3390/polym14050979>

Koo, J. W., Ho, J. S., An, J., Zhang, Y., Chua, C. K., & Chong, T. H. (2021). A review on spacers and membranes: Conventional or hybrid additive manufacturing? *Water Research*, 188, 116497. <https://doi.org/10.1016/j.watres.2020.116497>

Kröger, E., Dekiff, M., & Dirksen, D. (2017). 3D printed simulation models based on real patient situations for hands-on practice. *European Journal of Dental Education*, 21(4). <https://doi.org/10.1111/eje.12229>

Kunčická, L., Kocich, R., & Lowe, T. C. (2017). Advances in metals and alloys for joint replacement. *Progress in Materials Science*, 88, 232–280. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2017.04.002>

Lin, H.-H., Lonic, D., & Lo, L.-J. (2018). 3D printing in orthognathic surgery – A literature review. *Journal of the Formosan Medical Association*, 117(7), 547–558. <https://doi.org/10.1016/j.jfma.2018.01.008>

Li, X., Liu, X., Wu, S., Yeung, K. W. K., Zheng, Y., & Chu, P. K. (2016). Design of magnesium alloys with controllable

degradation for biomedical implants: From bulk to surface. *Acta Biomaterialia*, 45, 2–30. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2016.09.005>

Li, X., Xie, B., Jin, J., Chai, Y., & Chen, Y. (2018). 3D Printing Temporary Crown and Bridge by Temperature Controlled Mask Image Projection Stereolithography. *Procedia Manufacturing*, 26, 1023–1033. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2018.07.134>

Lu, Y., Mapili, G., Suhali, G., Chen, S., & Roy, K. (2006). A digital micro-mirror device-based system for the microfabrication of complex, spatially patterned tissue engineering scaffolds. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 77A(2), 396–405. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.30601>

Lu, Z., Ayeni, O. I., Yang, X., Park, H.-Y., Jung, Y.-G., & Zhang, J. (2020). Microstructure and Phase Analysis of 3D-Printed Components Using Bronze Metal Filament. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 29(3), 1650–1656. <https://doi.org/10.1007/s11665-020-04697-x>

Lu, Z. X., Vercammen, S., & Demeyer, S. (2020). Semi-automatic Test Case Expansion for Mutation Testing. *2020 IEEE Workshop on Validation, Analysis and Evolution of Software Tests (VST)*, 1–7. <https://doi.org/10.1109/VST50071.2020.9051637>

Mai, H.-N., Lee, K.-B., & Lee, D.-H. (2017). Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 208–215. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.030>

Makvandi, P., Esposito Corcione, C., Paladini, F., Gallo, A. L., Montagna, F., Jamaledin, R., Pollini, M., & Maffezzoli, A. (2018). Antimicrobial modified hydroxyapatite composite dental bite by stereolithography. *Polymers for Advanced Technologies*, 29(1), 364–371. <https://doi.org/10.1002/pat.4123>

Miyazaki, T., & Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(s1), 97–106. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x>

M.O Hussein, & L.O Hussein. (2014). Novel 3D modeling technique of removable partial denture framework manufactured by 3D printing technology. *Int J Adv Res*.

Mostafaei, A., Stevens, E., Ference, J., Schmidt, D., & Chmielus, M. (2017). Binder Jet Printing of Partial Denture Metal Framework from Metal Powder. *Contributed Papers from MS&T17*, 289–291. https://doi.org/10.7449/2017/mst_2017_289_291

Neiva, E., Badia, S., Martín, A. F., & Chiumenti, M. (2019). A scalable parallel finite element framework for growing geometries. Application to metal additive manufacturing. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 119(11), 1098–1125. <https://doi.org/10.1002/nme.6085>

Nesic, D., Schaefer, B. M., Sun, Y., Saulacic, N., & Sailer, I. (2020). 3D Printing Approach in Dentistry: The Future for Personalized Oral Soft Tissue Regeneration. *Journal of Clinical Medicine*, 9(7), 2238. <https://doi.org/10.3390/jcm9072238>

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

Nishiyama, H., Taniguchi, A., Tanaka, S., & Baba, K. (2020). Novel fully digital workflow for removable partial denture fabrication. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(1), 98–103. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.05.002>

Noorani, R. (2017). *3D Printing*. CRC Press.
<https://doi.org/10.1201/9781315155494>

Oberoi, G., Nitsch, S., Edelmayer, M., Janjić, K., Müller, A. S., & Agis, H. (2018). 3D Printing—Encompassing the Facets of Dentistry. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 6.
<https://doi.org/10.3389/fbioe.2018.00172>

Olakanmi, E. O., Cochrane, R. F., & Dalgarno, K. W. (2015). A review on selective laser sintering/melting (SLS/SLM) of aluminium alloy powders: Processing, microstructure, and properties. *Progress in Materials Science*, 74, 401–477.
<https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2015.03.002>

Ono, I., Abe, K., Shiotani, S., & Hirayama, Y. (2000). Producing a Full-Scale Model From Computed Tomographic Data with the Rapid Prototyping Technique Using the Binder Jet Method. *Journal of Craniofacial Surgery*, 11(6), 527–537.
<https://doi.org/10.1097/00001665-200011060-00004>

Pereyra NMI, Marano J, Subramanian G, Quek S, & Leff D. (2015). Comparison of Patient Satisfaction in the Fabrication of Conventional Dentures vs. DENTCA (CAD/CAM) Dentures: A Case Report. *Journal of the New Jersey Dental Association*.

Quan, H., Zhang, T., Xu, H., Luo, S., Nie, J., & Zhu, X. (2020). Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive Materials*, 5(1), 110–115.
<https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2019.12.003>

Rider, P., Kačarević, Ž. P., Alkildani, S., Retnasingh, S., Schnettler, R., & Barbeck, M. (2018). Additive Manufacturing for Guided Bone Regeneration: A Perspective for Alveolar Ridge Augmentation. *International Journal of Molecular Sciences*, 19(11), 3308. <https://doi.org/10.3390/ijms19113308>

Ruiz-Morales, J. C., Tarancón, A., Canales-Vázquez, J., Méndez-Ramos, J., Hernández-Afonso, L., Acosta-Mora, P., Marín Rueda, J. R., & Fernández-González, R. (2017). Three dimensional printing of components and functional devices for energy and environmental applications. *Energy & Environmental Science*, 10(4), 846–859. <https://doi.org/10.1039/C6EE03526D>

Sadeghi, A., Del Dottore, E., Mondini, A., & Mazzolai, B. (2020). Passive Morphological Adaptation for Obstacle Avoidance in a Self-Growing Robot Produced by Additive Manufacturing. *Soft Robotics*, 7(1), 85–94. <https://doi.org/10.1089/soro.2019.0025>

Sakly, A., Kenzari, S., Bonina, D., Corbel, S., & Fournée, V. (2014). A novel quasicrystal-resin composite for stereolithography. *Materials & Design (1980-2015)*, 56, 280–285. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.11.025>

Salah, M., Tayebi, L., Moharamzadeh, K., & Naini, F. B. (2020). Three-dimensional bio-printing and bone tissue engineering: technical innovations and potential applications in maxillofacial reconstructive surgery. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*, 42(1), 18. <https://doi.org/10.1186/s40902-020-00263-6>

Shah, P., & Chong, B. S. (2018). 3D imaging, 3D printing and 3D virtual planning in endodontics. *Clinical Oral Investigations*, 22(2), 641–654. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2338-9>

Silva, D. N., Gerhardt de Oliveira, M., Meurer, E., Meurer, M. I., Lopes da Silva, J. V., & Santa-Bárbara, A. (2008). Dimensional error in selective laser sintering and 3D-printing of models for craniomaxillary anatomy reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 36(8), 443–449. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2008.04.003>

Sing, S. L., Yeong, W. Y., Wiria, F. E., Tay, B. Y., Zhao, Z., Zhao, L., Tian, Z., & Yang, S. (2017). Direct selective laser sintering

and melting of ceramics: a review. *Rapid Prototyping Journal*, 23(3), 611–623. <https://doi.org/10.1108/RPJ-11-2015-0178>

Soriano Heras, E., Blaya Haro, F., de Agustín del Burgo, J. M., & Islán Marcos, M. E. (2017). Plate auto-level system for fused deposition modelling (FDM) 3D printers. *Rapid Prototyping Journal*, 23(2), 401–413. <https://doi.org/10.1108/RPJ-06-2015-0065>

Stansbury, J. W., & Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32(1), 54–64. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.018>

Sun, C., Fang, N., Wu, D. M., & Zhang, X. (2005). Projection micro-stereolithography using digital micro-mirror dynamic mask. *Sensors and Actuators A: Physical*, 121(1), 113–120. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2004.12.011>

Tahayeri, A., Morgan, M., Fugolin, A. P., Bompolaki, D., Athirasala, A., Pfeifer, C. S., Ferracane, J. L., & Bertassoni, L. E. (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials*, 34(2), 192–200. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.10.003>

Taylor, A. C., Beirne, S., Alici, G., & Wallace, G. G. (2017). System and process development for coaxial extrusion in fused deposition modelling. *Rapid Prototyping Journal*, 23(3), 543–550. <https://doi.org/10.1108/RPJ-10-2015-0141>

Torabi, K., Farjood, E., & Hamedani, S. (2015). Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *Journal of Dentistry (Shiraz, Iran)*, 16(1), 1–9.

Tsolakis, I. A., Gizani, S., Panayi, N., Antonopoulos, G., & Tsolakis, A. I. (2022). Three-Dimensional Printing Technology in

Orthodontics for Dental Models: A Systematic Review. *Children*, 9(8), 1106. <https://doi.org/10.3390/children9081106>

U. Lakshminarayan, S. O. H. L. M. (1990). *Selective laser sintering of ceramic materials*.

Valenti, C., Isabella Federici, M., Masciotti, F., Marinucci, L., Xhimitiku, I., Cianetti, S., & Pagano, S. (2024). Mechanical properties of 3D printed prosthetic materials compared with milled and conventional processing: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(2), 381–391. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.06.008>

Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>

Werz, S. M., Zeichner, S. J., Berg, B. -I., Zeilhofer, H. -F., & Thieringer, F. (2018). 3D Printed Surgical Simulation Models as educational tool by maxillofacial surgeons. *European Journal of Dental Education*, 22(3). <https://doi.org/10.1111/eje.12332>

Wuersching, S. N., Hickel, R., Edelhoff, D., & Kollmuss, M. (2022). Initial biocompatibility of novel resins for 3D printed fixed dental prostheses. *Dental Materials*, 38(10), 1587–1597. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.08.001>

Yang, W., Choi, W. S., Wong, M. C.-M., Powcharoen, W., Zhu, W., Tsoi, J. K.-H., Chow, M., Kwok, K.-W., & Su, Y. (2021). Three-Dimensionally Printed Patient-Specific Surgical Plates Increase Accuracy of Oncologic Head and Neck Reconstruction Versus Conventional Surgical Plates: A Comparative Study. *Annals of Surgical Oncology*, 28(1), 363–375. <https://doi.org/10.1245/s10434-020-08732-y>

Zhang, Z., Li, P., Chu, F., & Shen, G. (2019). Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on

model accuracy. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte Der Kieferorthopädie*, 80(4), 194–204. <https://doi.org/10.1007/s00056-019-00180-y>

Zimmermann, M., Ender, A., Attin, T., & Mehl, A. (2020). Fracture load of three-unit full-contour fixed dental prostheses fabricated with subtractive and additive CAD/CAM technology. *Clinical Oral Investigations*, 24(2), 1035–1042. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-03000-0>

RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE DİJİTAL ÇAĞ: CAD/CAM SİSTEMLERİN ROLÜ VE GELECEĞİ

**MUHAMMET HİLMİ KOTAN⁵
NESLİHAN ÇELİK⁶**

Giriş

Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri daha yüksek doğruluk ve pratik olmaları nedeniyle hızla gelişmiştir. Geleneksel yöntemlerden CAD/CAM sistemlerine geçiş, önemli bir dönüşüm yaratmış ve bu değişim, üretim süreçlerini köklü bir şekilde etkilemiştir. Özellikle ölçü alma teknikleri ve döküm makinelerinin yerine, model tarama teknolojileri ile CAD/CAM freze makineleri devreye girmiştir. Bu süreç, üretimdeki hassasiyet ve verimlilik düzeylerini artırarak, sektördeki inovasyonu teşvik etmiştir.

CAD/CAM teknolojisi, klinisyene kolaylık, hastaya konfor, estetik olarak iyi ve dayanıklı restorasyonlar sunmaktadır.

⁵ Arş. Gör. Dt., Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., ORCID: 0009-0000-5204-3131, hilmikotan4058@outlook.com

⁶ Doç. Dr., Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., ORCID: 0000-0002-7456-5202, dtnesli@hotmail.com

CAD/CAM sisteminde dijital iş akışını kullanabilmek için ağız içi yapıların 3 boyutlu (3D) bir veri formatına dönüştürülmesi gerekir. Bu dijitalleşme süreci, genellikle direkt veya indirekt olarak optik tarama teknolojileri kullanılarak elde edilir.

Direkt Dijitalleştirme

Dişler ve çevre dokular, bir intraoral tarama cihazı kullanılarak direkt olarak taranabilir. Bu prosedür ise dijital ölçü veya ağız içi tarama olarak adlandırılmaktadır. Ağız içi tarama zaman kazandırdığı için yaygın olarak kullanılmaktadır (Schepke & ark., 2015). Bu teknolojinin doğruluğu ve kullanışlılığı son on yılda önemli ölçüde geliştirilmiştir. Mevcut çalışmaların çoğu, ağız içi taramanın doğruluğunun geleneksel polivinil siloksan ölçülerle karşılaştırılabilir olduğu ve tek diş restorasyonların veya kısa köprülü sabit diş protezlerinin üretimi için uygun olduğu sonucuna varmıştır (Ahlholm & ark., 2018). Ağız içi taramanın sınırlamalarından biri, geniş alanların taranması sırasında çok sayıda görüntünün birleştirilmesinin gerekmesi ve bunun daha yüksek bir hataya yol açmasıdır (Güth & ark., 2016). Bu sorun, ark boyunca uzun mesafelerin taranması durumunda daha belirgin hale gelme eğilimi gösterir. Bu nedenle, tam ark intraoral taramalar, geleneksel polivinil siloksan ölçülerine kıyasla daha yüksek bir uyumsuzluk riski taşıyabilir (Ahlholm & ark., 2018).

Ağız içi taramanın sıkça bahsedilen bir diğer sınırlaması da hareketli dokuları yakalayamamasıdır. Birden fazla görüntünün doğru bir şekilde birleştirilebilmesi, yalnızca tarama sırasında taranan nesnelerin şeklinin sabit kalması durumunda mümkündür. Bu nedenle, intraoral tarama, hareketli protezlerin ölçülerini öngörülebilir bir şekilde almak için uygun değildir (Watanabe & ark., 2022).

İndirekt Dijitalleştirme

Direkt dijitalleştirmenin uygun olmadığı durumlarda, geleneksel yöntemlerle elde edilen modellerin laboratuvar tarayıcıları ile taranmasıyla indirekt dijitalleştirme gerçekleştirilebilir. Bu yöntem, daha fazla zaman alabilse de, alınan ölçüler ve elde edilen modeller doğru bir şekilde hazırlandığı sürece güvenilir bir seçenek sunar.

Laboratuvar tarayıcılarının doğruluğu genellikle ağız içi tarayıcılardan daha yüksek olmasına rağmen, indirekt dijitalleştirmenin doğruluğu değerlendirilirken ölçü materyalleri ve modellerden kaynaklanabilecek boyutsal değişimlerin dikkate alınması önemlidir. İndirekt dijitalleştirme, taranan ağız yapıların uzunluğu ve özelliklerine bağlı olarak direkt dijitalleştirme ile benzer ya da daha yüksek doğrulukta dijital modeller üretebilir (Quaas & ark., 2015).

Dijital Tarama Dosyaları

Dişler ve çevre yumuşak dokular başarılı bir şekilde tarandıktan sonra, elde edilen dijital görüntüler, restorasyonların tasarımında kullanılmak üzere bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımına aktarılır. Dental CAD/CAM sistemleri genellikle kendine ait özel dosya formatı kullanmaktadır. Eğer aynı sistem hem tarama hem de tasarım işlemleri için kullanılıyorsa, bu durumda sisteme özgü dosya formatı tercih edilmelidir. Ancak, CAD yazılımı taranan görüntü dosyasını desteklemiyorsa, bu dosyanın *.stl veya *.ply gibi CAD yazılımı tarafından kabul edilebilen genel bir 3D dosya formatına dönüştürülmesi gerekir.

Dosya dönüştürme sürecinde, renk veya marjin çizgileri gibi veriler kaybolabilir. Genellikle dönüştürülen dosyanın boyutu artış gösterir. Kapalı veya aynı sistemin kullanması; verileri tam olarak koruma avantajları sunar. Bu nedenle, özellikle tek diş

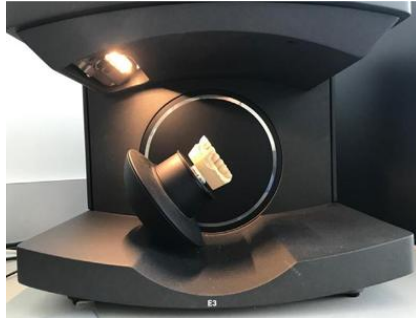
restorasyonların (inley, onley, overlay, kron) verimli bir şekilde yürütülmesi gerektiğinde kapalı bir sistem tercih edilebilir (örneğin; 1 günlük restorasyonların sandalye başında tasarımı ve frezelenmesi).

Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)

Sanal Tasarım

Taranan görüntüler CAD yazılımına aktarıldığında, bu veriler temel alınarak sanal modeller oluşturulur ve tasarım sürecine entegre edilecek şekilde optimize edilir. Bazı yeni laboratuvar tarayıcıları nesneyi döndürülüp farklı açılardan tarayabilme yeteneğine sahiptir (Şekil 1).

***Şekil 1:** Modelin farklı açılarda döndürülüp taranması*



(Watanabe & ark., 2022).

Sanal Simülasyon Teknolojileri: Sanal Bir Hasta Yaratmak

Günümüzdeki dental CAD programları, sanal simülasyon teknolojisi ile desteklenmiştir. Sanal gülüş tasarımı ve sanal artikülatörler bu teknolojilere örnek olarak gösterilebilir.

Sanal Gülüş Tasarımı

Dişler ve yüzün diğer bileşenleri arasında uyumlu pozisyonel ilişkinin kurulması, restoratif ve protetik tedavi planlamasının kritik bir parçası olarak vurgulanmaktadır. Birçok diş CAD programı,

genellikle sanal estetik simülasyon teknolojisi olarak adlandırılan teknolojiyi sunar. Sanal gülüş tasarımı, klinisyenlerin uyumsuz, yanlış hizalanmış veya hasar görmüş dişleri yüz hatlarına uygun şekilde yeniden düzenlemesine yardımcı olur.

Geçmişte, sanal gülüş tasarımı yüz fotoğraflarına yapılan çizimler ve sanal kumpaslar ile gerçekleştirilirdi. Daha önce, önerilen tasarımı fiziksel bir modele dönüştürmek için tanısal mumlama işlemi gerekmektedir. Bu yöntem, klinisyenin 2 boyutlu (2D) fotoğraflardan yola çıkarak 3 boyutlu (3D) nesneleri doğru bir şekilde yeniden oluşturma yeteneğine dayanmaktaydı.

Son zamanlardaki sanal simülasyon teknolojisi, dijital izlenimlerin 2D yüz fotoğraflarına veya 3D yüz taramalarına doğrudan bindirilmesine izin verdiğinden, önerilen tasarım 3D modele veya nihai restorasyonlara daha yüksek bir hassasiyetle aktarılabilir (Coachman & ark., 2020; Lin & ark., 2018). Yararlı olmasına rağmen, 2D sanal gülüş tasarımının yüz estetiğinin yalnızca fotoğrafların çekildiği açıdan değerlendirilmesine izin vermesi gibi bir sınırlaması vardır.

3D yüz taramalarıyla gerçekleştirilen sanal gülüş tasarımı, klinik uzmanların yüz estetiğini farklı açılardan sanal olarak değerlendirmelerine olanak tanır. Bu, planlanan tedavinin estetik sonuçlarına dair daha kapsamlı ve doğru bir değerlendirme yapılmasını sağlayarak, tedavi sürecine daha iyi bir estetik anlayış kazandırabilir. Akıllı telefon uygulamaları kullanılarak yapılan 3D yüz taraması artık mevcut olduğundan, bu teknolojinin kullanımının artması beklenmektedir (Watanabe & ark., 2022).

Sanal artikülatör

Dijital iş akışı kullanıldığında, sanal artikülatör, geleneksel diş artikülatörünün yerini alır. Sanal artikülatör, çene hareketlerini simüle edebilen ve interark ilişkisini yeniden oluşturabilen bir

bilgisayar yazılımı aracıdır. Son zamanlarda, mekanik artikülatörlerin işlevini yeniden üretebilen dinamik sanal artikülatör, çoğu güncel diş tasarım yazılımı için mevcuttur.

Sanal artikülatörler, ilk tanıtıldıkları günden bu yana, özellikle son on yılda diş hekimliği alanındaki araştırmacılar ve klinisyenler tarafından artan bir ilgi görmüştür. Günümüzde, dijital diş hekimliği alanında vazgeçilmez bir araç olarak kabul edilen sanal artikülatörler, birçok diş hekimliği CAD/CAM yazılımının tasarım sistemlerine entegre edilmektedir (Saini & ark., 2025).

Sanal artikülatör matematiksel olarak simüle edilebilen ve tamamen ayarlanabilen olmak üzere 2 çeşittir (Koralakunte & Aljanakh, 2014).

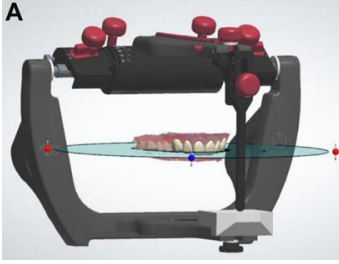
Matematiksel olarak simüle edilebilen sanal artikülatör, artikülatörde belirlenen değerlere dayanarak hareket yollarını hesaplar ve mandibular hareketleri yeniden üretir. Seçilen artikülatöre bağlı olarak, ayarlanabilir parametreler arasında bennett açısı, kondiler eğim, oklüzal dikey boyut ve kesici yolu eğimi yer alır.

Tamamen ayarlanabilir bir artikülatör, elektronik çene kayıt sistemi kullanarak mandibulanın hareket yollarını kaydeder ve yeniden üretir. Bu tür artikülatörler, mandibular hareketler sırasında oklüzyonun doğru şekilde değerlendirilmesi gereken karmaşık vakalar için uygun olabilir. Ancak, ek ekipman gereksinimi ve birçok diş hekiminin bu tür artikülatörlere aşına olmaması nedeniyle yaygın olarak tercih edilmemektedir (Koralakunte & Aljanakh, 2014).

Bununla birlikte, piyasada bulunan birçok dental CAD/CAM programı, daha kullanıcı dostu ve daha düşük maliyetli olmaları nedeniyle sanal artikülatörleri tercih etmektedir (Koralakunte & Aljanakh, 2014; Lepidi & ark., 2021).

Diş hekimleri bu tür artikülatörlere daha aşinadır, çünkü bunlar yaygın olarak kullanılan yarı ayarlanabilir mekanik artikülatörlerin dijital eşdeğerleri olarak kabul edilmektedir.

Şekil 2: Artikülatörler A)Matematiksel olarak simüle edilen artikülatör B)Tamamen ayarlanabilir artikülatör



(Watanabe & ark., 2022)

Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)

CAD yazılımından elde edilen veri setleri, CAM yazılımı kullanılarak frezeleme işlemine uygun sıralamalara dönüştürülür ve son aşamada, stok malzeme üzerinde parça frezelenmesi için frezeleme cihazına yüklenir. CAM yazılımı, CAD yazılımı ile entegre edilebileceği gibi, bağımsız bir program olarak da kullanılabilir.

CAM yazılımı, frezeleme işlemiyle ilgili kritik parametreleri içerecek şekilde yapılandırılmalıdır; bunlar arasında kesici takımların boyut ve şekli, frezelenen malzeme türü, mili kontrolörü ve iş milini hareket ettiren ya da döndüren motorlar yer alır (Shenoy & Prabhu, 2015). Frezeleme cihazları, frezeleme eksenlerinin sayısına göre sınıflandırılır (Beuer & ark., 2008).

3 eksenli cihazlar

Bu tür frezeleme cihazları, üç uzamsal yönde, yani X, Y ve Z eksenlerinde hareket edebilir. Stok malzemeyi hem üstten hem de alttan frezeleyebilirler, ancak rutin kurn ve köprü çalışmaları için

yeterli olan yalnızca alttan frezeleme yapılamaz. Bu cihazlarının avantajları ise kısa frezeleme süreleri ve üç eksenli yapı sayesinde sağlanan basitleştirilmiş kontrol sistemi yer alır.

Örneğin, inLab (Sirona Dental Systems, Almanya), CNC freze makineleri (vhf,Almanya).

4 eksenli cihazlar

Bu tip frezeleme cihazı dört uzamsal yönde, yani X, Y, Z ve döndürülebilir gergi köprüsünde hareket eder. Dört eksenli frezeler, alt kesimleri yalnızca bir yönde frezeleyebilir. Örneğin, Zeno (Wieland-Imes).

5 eksenli cihazlar

Bu frezeleme cihazında, üç uzamsal boyuta ve döndürülebilir gergi köprüsüne ek olarak, frezeleme mili döndürülebilir (5. eksen). Beş eksenli frezeleme cihazları her yönde alt kesimleri frezeleyebilir ve alt kesimli alanlara sahip olabilen özel implant dayanaklarını frezelerken veya geniş açıklıklı köprüler için faydalıdır. Örneğin, Everest Engine (KaVo).

Frezeleme sırası

Frezeleme sıralamasında üç temel aşama bulunur: kaba, final ve detay işleme. Kaba işleme, mevcut en büyük çaplı kesici takım ile yığın malzemenin hızlı bir şekilde çıkarıldığı ilk adımdır. Final işlemleri, kaba işleme sonrası kalan malzemenin daha küçük bir frezele kaldırıldığı ara adımdır. Detay işleme ise, en son aşamadır ve final frezelerinden daha küçük bir freze yapısı (Shenoy & Prabhu, 2015).

Kullanılan Malzemeler

Üreticiler, malzemeyi frezeleme işlemine uygun katı, sert bir blok şeklinde üretirler. Bu malzeme, işleme sürecinde zarar görmeden işlenebilir olmalıdır. Malzemenin türüne bağlı olarak,

kuru veya ıslak frezeleme teknikleri tercih edilir. Örneğin, lityum disilikat, feldspatik porselenler ve bazı seramik malzemeler ıslak frezeleme gerektirirken, zirkonya ve titanyum gibi materyaller hem kuru hem de ıslak frezelenabilir.

Malzeme, hasta başı CAD/CAM restorasyon üretimi için genellikle minimum frezeleme süresiyle, 20 dakikadan kısa bir sürede frezelenabilir olmalıdır. Ayrıca, malzemeler kazındığında estetik açıdan hoş olmalı ve istenen renk tonuna göre özelleştirilebilmelidir (Shenoy & Prabhu, 2015).

Seramik bloklar (Paradigm MZ 100 [3M ESPE]), feldspatik cam seramikler (VITABLOCS® Mark II, VITA Zahnfabrik, Almanya) ve lityum disilikat (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) gibi yüksek mukavemetli seramikler, en yaygın kullanılan hasta başı CAD/CAM restoratif malzemeleridir (Fasbinder, 2003).

Üretim Yeri

CAD/CAM sistemler üretim yerine göre sırasıyla; Ofis içi (Chairside), merkezi ve hibrit olarak 3'e ayrılmaktadır.

Ofis İçi Sistemler (Chairside)

Bu sistemler, restorasyonun tasarımını ve üretimini diş hekiminin kendi ofisinde gerçekleştirmesine imkan tanır. Bu sistemlerin en bilinen örneği ise İsviçre merkezli Sirona şirketinin geliştirdiği CEREC cihazıdır.

Ofis içi sistemin en büyük avantajı hastanın tedavisinin aynı gün tamamlanabilmesidir ancak cihaz maaliyeti oldukça yüksektir (Mörmann, 2006).

Merkezi Sistemler

Yerel veya uluslararası laboratuvarlarda üretim yapılır. Bu tür üretim yerlerinde genellikle endüstriyel hassasiyet daha yüksektir.

Özellikle Almanya, Japonya ve ABD gibi ülkelerde bu tip üretim yaygın olarak görülmektedir (Beuer & ark., 2008).

Hibrit Sistemler

Ofis içi tarama sonrası sisteme yüklenen verilerin merkezi laboratuvara gönderilmesiyle yapılır. Bu sistemler dijital alt yapının gelişmesiyle yaygınlaşmıştır.

CAD/CAM sistemi günümüzün önemli bir parçası haline gelmiştir ve geleceği, başlangıçta düşündüğümüzden çok daha hızlı bir şekilde şekillendirmektedir. Bu teknoloji, üretim verimliliğini artırmanın yanı sıra iş gücü ile ilgili sorunları iyileştirmeye, hastalara daha kaliteli hizmet sunmaya ve her geçen gün hızla gelişmeye devam etmektedir. Ancak restorasyonun başarısı, iyi bir hazırlık, doğru ölçü alma ve fonksiyonel açıdan başarılı bir tasarımla doğrudan ilişkilidir.

Kaynakça

Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M., & Kotiranta, U. (2018). Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *Journal of Prosthodontics*, 27(1), 35–41. <https://doi.org/10.1111/JOPR.12527>

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

Coachman, C., Georg, R., Bohner, L., Rigo, L. C., & Sesma, N. (2020). Chairside 3D digital design and trial restoration workflow. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(5), 514–520. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2019.10.015>

Güth, J.-F., Runkel, C., Beuer, F., Stimmelmayer, M., Edelhoff, D., & Keul, C. (2016). Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clinical Oral Investigations* 2016 21:5, 21(5), 1445–1455. <https://doi.org/10.1007/S00784-016-1902-4>

Koralakunte, P. R., & Aljanakh, M. (2014). The role of virtual articulator in prosthetic and restorative dentistry. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(7), ZE25–ZE28. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2014/8929.4648>

Lin, W. S., Harris, B. T., Phasuk, K., Llop, D. R., & Morton, D. (2018). Integrating a facial scan, virtual smile design, and 3D virtual patient for treatment with CAD-CAM ceramic veneers: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(2), 200–205. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2017.03.007>

Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9

SUPPL.),

7S-13S.

<https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2006.0398>

Quaas, S., Loos, R., Rudolph, H., & Luthardt, R. (2015). Randomized controlled trial comparing direct intraoral digitization and extraoral digitization after impression taking. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(1), 30–32. <https://doi.org/10.11607/IJP.3455>

Saini, R. S., Alshoail, H. H., Kanji, M. A., Vaddamanu, S. K., Mosaddad, S. A., & Heboyan, A. (2025). Virtual Articulator Software: Accuracy, Usability, and Clinical Applicability: A Systematic Review. *International Dental Journal*, 75(3), 1691–1704. <https://doi.org/10.1016/j.identj.2025.03.005>

Schepke, U., Meijer, H. J. A., Kerdijk, W., & Cune, M. S. (2015). Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 403–406.e1. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2015.04.003>

Shenoy, V., & Prabhu, Mb. (2015). Computer-aided design/computer-aided manufacturing in dentistry – Future is present. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 5(2), 60. <https://doi.org/10.4103/2229-5194.173229>

Watanabe, H., Fellows, C., & An, H. (2022). Digital Technologies for Restorative Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 66(4), 567–590. <https://doi.org/10.1016/J.CDEN.2022.05.006/ASSET/AB50C96E-5CFE-4AED-9F2C-09E98B34B3E8/MAIN.ASSETS/GR16.SML>

KOMPOZİT DOLGULARIN GELECEĞİ

AHMET İNANDI⁷
MERVE İŞCAN YAPAR⁸

Giriş

Son 70 yıl içerisinde rezin kompozit materyaller restoratif diş hekimliğini köklü bir şekilde değiştirmiştir (Bayne & ark., 2019) ve günümüzde en sık kullanılan direkt restoratif materyal haline gelmiştir (Heintze & Rousson, 2012). Bu materyaller, diş hekimlerine uygun maliyetli estetik restorasyonlar yapma imkânı sunmaktadır (Bayne & ark., 2019; Ferracane & Hilton, 2016). Günümüzde kullanılan dental kompozitlerin büyük çoğunluğu, ağız içindeki tüm bölgelerde kullanılabilecek yeterli mekanik özelliklere sahiptir (Ferracane, 2011); ancak, yüksek çığneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda uygulanırken dikkatli olunması gerekmektedir (Ferracane, 2011).

Uygun kompozit sistemin seçimi, restorasyonun başarısı açısından kritik öneme sahiptir (Lynch & ark., 2014); çünkü rezin

⁷ Arş. Gör. Dt., Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., ORCID: 0009-0005-0696-4518, ahmetinandi@atauni.edu.tr

⁸ Dr. Öğr. Üyesi, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., ORCID : 0000-0002-9712-0978, m.iscanyapar@atauni.edu.tr

kompozitler farklı formülasyonlarda sunulmakta olup her birinin kendine özgü avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Rezin bazlı kompozit materyallerin giderek artan klinik uygulamaları, bu malzemelerin performansına ilişkin sınırlayıcı faktörlerin daha ayrıntılı biçimde ortaya konmasına imkan sunmuştur. Polimerizasyon büzülmesi, ara yüz boşluğu oluşumu, bakteriyel sızıntı, sekonder çürük, çatlak ilerlemesi ve kırık gibi problemler (da Veiga & ark., 2016), kompozit rezinlerle hâlâ ilişkilidir ve diş hekimleri için önemli bir zorluk oluşturmaktadır. Hekimler, zamanlarının önemli bir bölümünü kompozit restorasyonların yenilenmesine ayırmaktadır.

Bu materyallerin uzun dönemli klinik davranışlarıyla ilgili mevcut bilgiler, son yıllarda gerçekleştirilen önemli laboratuvar yeniliklerine öncülük etmiştir. Bu gelişmeler arasında kendini onaran ve antimikrobiyal özelliklere sahip kompozit materyallerin geliştirilmesi de yer almaktadır (Fugolin & ark., 2019; Wu & ark., 2016a). Kompozit rezinlerin giderek artan kullanımı ve yakın gelecekte dental pazara sunulması beklenen yeni materyaller göz önüne alındığında, yalnızca farklı tipteki rezin kompozitlerin temel özelliklerinin anlaşılması değil, aynı zamanda her bir olguya özgü materyal seçimini kolaylaştıracak klinik rehberlerin oluşturulması da büyük önem taşımaktadır.

Sızdırmazlık ve Dayanıklılığın Artırılmasına Yönelik Gelişmeler

Günümüzde dental rezin kompozitlerin geliştirilmesinde önemli hedeflerden biri, polimerizasyon stresini azaltarak restoratif materyal ile diş dokusu arasındaki mikro çatlak oluşumunu engellemek ve dental polimerlerin kırılmaya karşı direncini artırarak daha dayanıklı hale getirmektir (Bacchi & ark., 2016; Gao & ark., 2020). Her ne kadar dental kompozitlerdeki büzülme kaynaklı stresin restorasyonların klinik ömrünü sınırladığına dair doğrudan bir kanıt bulunmasa da, çok sayıda in vitro çalışma, polimerizasyon

stresinin kontrol altına alınmasının klinik açıdan önemli olduğuna dair dolaylı kanıtlar sunmaktadır (Ferracane & Hilton, 2016).

Bağ kalitesinin ve marjinal sızdırmazlığın artırılması hedefiyle, dental kompozit formülasyonlarına polimer bazlı katkı maddeleri geliştirilerek dahil edilmiştir (Bacchi & ark., 2016; Gao & ark., 2020). Bu katkı maddeleri arasında, çok fonksiyonlu tioller ile izosiyanatlar arasında "click" reaksiyonu ile sentezlenen tiürethanlar, umut vadeden bir seçenek olarak öne çıkmıştır (Bacchi & ark., 2014, 2016; Fugolin & ark., 2019; Fugolin & ark., 2021). Bu oligomerler ilk olarak metakrilat bazlı kompozitlerin organik matrisine dahil edilmiş ve bağlı tioller ile polimerleşen metakrilatlar arasında gerçekleşen zincir transfer reaksiyonları sayesinde polimerizasyon hızında yavaşlama, jel/vitrifikasyon sürecinde gecikme ve daha homojen bir polimer ağının oluşumu sağlanmıştır (Bacchi & ark., 2014, 2016).

Polimerizasyon süreci ve çapraz bağ yapılarındaki yapısal gelişmeler, %44 oranında polimerizasyon geriliminin azaltılması ve %140'a ulaşan kırılma tokluğu artışı gibi önemli mekanik avantajlar sağlamıştır (Bacchi & ark., 2016). Ancak, bu tiürethan oligomerlerinin organik matrisin bir kısmını ikame etmesiyle ortaya çıkan yaygın bir etki, kompozit viskozitesinde genel bir artıştır. Bu durum, formülasyona katılabilecek inorganik dolgu oranını sınırlayabilir ve klinik kullanım özelliklerini olumsuz etkileyebilir. Bu dezavantajı aşmak için geliştirilen bir strateji, tiürethan oligomerlerinin doğrudan organik matrise katılmak yerine dolgu partiküllerinin yüzeyine bağlanmasıdır. Bu yöntem, kompozit viskozitesini etkilemeden dayanıklılığı artırıcı ve stresi azaltıcı etkiler göstermiştir (Fugolin & ark., 2019).

Son zamanlarda yapılan araştırmalar, tiürethan içeren kompozitlerdeki stres gevşeme kinetiğinin; zincir transfer reaksiyonları ve üretan bağlarının oluşumu ile birlikte bu olumlu

etkilerden sorumlu mekanizmalar arasında yer aldığını göstermiştir. Bu bulgular, tiürethanların dinamik polimer ağları oluşturabileceğine işaret etmektedir (Fugolin & ark., 2021).

İnorganik dolgu yüzeyine polimer fırçalarının (polymer brush) bağlanması da bir diğer çalışmada araştırılmış ve büzülme stresini azaltmada etkili bir strateji olarak bulunmuştur (Shah & Stansbury, 2021). g-metakriloksipropiltrimetoksisilan ile işlevselleştirilmiş dolgu maddelerinin %30 oranında dental kompozitlere eklenmesiyle, kontrol grubuna kıyasla büzülme stresinde %30'luk bir azalma sağlanmış, bu sırada nihai dönüşüm oranı veya mekanik özelliklerde bir bozulma gözlenmemiştir (Shah & Stansbury, 2021).

Rezin esaslı dental kompozitlerde polimerizasyon stresini azaltmaya yönelik diğer güncel yaklaşımlar arasında, düşük büzülmeli alternatif komonomerlerin geliştirilmesi yer almaktadır (Fugolin & ark., 2020; Wang & ark., 2018). Bis-GMA'nın, yeni sentezlenen bir diürethan dimetakrilat (2-hidroksi-1-etil metakrilat) ile değiştirilmesi sonucunda, UDMA bazlı dental kompozitlerde polimerizasyon stresinde %30 - %50 oranında azalma ve suya karşı dayanıklılıkta artış sağlanmış, bu sırada mekanik özellikler olumsuz etkilenmemiştir (Fugolin & ark., 2020).

Ayrıca, BisGMA ile kopolimerize edilen yeni bir dialil karbonat bileşiği (allyl(2-(2-(((allyloxy)carbonyl)oxy)benzoyl)-5-methoxyphenyl) carbonate) kullanılarak, TEGDMA'nın yerini alan formülasyonlar sayesinde %50 daha düşük polimerizasyon stresi elde edilmiştir. Bu sonuçlar, son dönüşüm derecesi ya da mekanik özelliklerde herhangi bir kayıp olmaksızın gerçekleştirilmiştir (González-López & ark., 2020).

UDMA ile bir eter bazlı bileşik (triethylene glycol divinylbenzyl ether) arasındaki kopolimerizasyon, polimerizasyon

reaksiyonunun modülasyonu açısından umut vadeden bir diğer yaklaşımdır. Bu kombinasyon, BisGMA/TEGDMA kontrol grubuna kıyasla polimerizasyon stresinde %52'ye varan azalma ve kırılma tokluğunda %27'ye kadar artış sağlamıştır (Wang & ark., 2018).

Elde edilen bulgular, restoratif malzemelerin klinik etkinliğinin artırılmasına yardımcı olabilir. Zira son araştırmalar, "düşük stresli" olarak pazarlanan ticari kompozitlerin, konvansiyonel materyallere kıyasla restorasyonların ömrünü anlamlı düzeyde artırmadığını göstermiştir (Hoseinifar & ark., 2017; Yantcheva, 2021).

Mekanik dayanımın artırılması, akrilatla işlevselleştirilmiş nanojellerin dağılmış olduğu poliüretan matristen türetilen iç içe geçmiş polimer ağları (interpenetrating polymer networks, IPNs) ile de sağlanmıştır (Gao & ark., 2021). Bu yöntem, şekil hafızası davranışı gösteren ve mekanik olarak önemli ölçüde güçlendirilmiş polimerik ağların oluşturulmasına imkân tanımış; ayrıca %20'ye kadar nanojel içeren IPN sistemlerinde hacim modülü veya dayanım üzerinde herhangi bir olumsuz etkinin meydana gelmediği gözlemlenmiştir (Wu & ark., 2016a).

Bozulmaya Direnç Geliştirmeye Yönelik Gelişmeler

Metakrilat esaslı dental restorasyonların klinik kullanım süresinin kısalığı, ester bağlarının hem hidrolitik hem de enzimatik bozulmalara karşı savunmasız olmasıyla doğrudan bağlantılıdır (Gonzalez-Bonet & ark., 2015). Bu nedenle, geleneksel formülasyonlara alternatif olabilecek daha kararlı kimyasal bileşikler geliştirilmiş ve araştırılmıştır. Ester içermeyen, hidrofobik özellikteki trifenil etan merkezli eter bağlı triazid bileşikler bu amaçla tasarlanmış ve BISGMA/TEGDMA polimerleriyle karşılaştırılmıştır (Wang & ark., 2021). Genel olarak, eter bazlı sistemler, metakrilat kontrol grubuna kıyasla önemli ölçüde daha

yüksek su stabilitesi göstermiştir (su çözünürlüğü 2.3 vs 4.4 mg/mm³), buna ek olarak daha düşük polimerizasyon stresi (0.56 vs 1.0 MPa) ve daha yüksek eğilme tokluğu (7.6 vs 1.6 MJ/m³) ortaya koymuştur.

Test edilen bir diğer yaklaşım ise, konvansiyonel dimetakrilat sistemlerine stiren-ko-divinilbenzen nanojellerinin dahil edilmesidir (Rad & ark., 2021). %50 oranında hidrofobik, tamamen hidrokarbon bazlı nanojel içeren formülasyonlarda, su alımında belirgin azalma ve metakrilat bazlı polimerlerin tüm hacmi boyunca daha etkili bir bariyer etkisi gözlemlenmiştir (Rad & ark., 2021).

Hidrolize dayanıklı bu yöntemler, adeziv yüzeye de uygulanmış ve türethan bazlı kompozitlerle birlikte kullanıldığında, klinik koşullarda yapılan testlerde restorasyonların kenar bütünlüğünü artırmıştır.

Antimikrobiyal Aktivite Kazandırmaya Yönelik Gelişmeler

Rezin kompozitler ve diş adezivlerine yönelik sistematik klinik takip çalışmalarının çoğu, bu materyallerin başarısızlığındaki başlıca nedenin ikincil çürükler olduğunu ve bu durumun restorasyon ömrünü önemli ölçüde kısalttığını göstermektedir. Yüksek çürük riski taşıyan bireylerde, asit üreten ve aside dayanıklı bakterilerin baskın olduğu mikrobiyal topluluk, bağlanma ara yüzeyinde ve/veya materyalin genel yapısında asit kaynaklı bozulmaya ve restorasyon çevresinde mineral kaybına yol açmaktadır.

Ayrıca, rezin esaslı materyaller ağız ortamında biyolojik bozunmaya uğrayabilmektedir. Bu nedenle son yıllarda, ikincil çürüklerin önlenmesi ve ilerlemesinin durdurulmasına yönelik antimikrobiyal özelliklere sahip restoratif diş malzemelerinin geliştirilmesine odaklanılmıştır..

Bu sorunun çözümüne yönelik olarak araştırmacılar, kimyasal olarak polimerik ağlara bağlanmış antibakteriyel ajanlar içeren sistemlerin geliştirilmesine yoğunlaşmıştır. Bu kapsamda, hidrolize karşı dayanıklı akrilamid veya (met)akrilamid gruplarıyla işlevsel hale getirilen kuaterner amonyum bileşikleri sentezlenmiş ve dental kompozit bileşimlerine entegre edilmiştir. Bu sayede, biyofilm oluşumunun iki basamaktan fazla oranda azaldığı, hidrolitik bozunmaya karşı direncin arttığı ve BisGMA/TEGDMA kontrol grubuna benzer biyoyumluluğun korunduğu gösterilmiştir (Fugolin & ark., 2019).

Suda çözünmeyen kuaterner amonyum bileşikleri ayrıca inorganik dolgu partiküllerinin yüzeyine kovalent olarak bağlanmış ve bu partiküller (kuaterner amonyum silan [QASi]) dental restoratif materyallere entegre edilmiştir (Rechmann & ark., 2021). Dental piyasada bulunabilen Infinix (Nobio Ltd: Kadima, İsrail) adlı kompozit materyalin, birçok bakteri suşu ve fungal patojene karşı etkili olduğu bildirilmektedir (Rechmann & ark., 2021)

Buna ek olarak, alternatif olarak antimikrobiyal/antifouling özelliklere sahip, pH-duyarlı karboksibetain bazlı bileşikler de geliştirilmiştir (Cheng & ark., 2019). Söz konusu bileşikler, nötr pH koşullarında antifouling özellik sergileyerek rezin bazlı yüzeylerde biyofilm oluşumunu engeller. Ancak pH asidik hale geldiğinde, bileşiğin omurgasında yeniden yapılanma olur ve polimer antimikrobiyal ajan gibi davranmaya başlar (Cheng & ark., 2019).

Dental restoratif materyallere grafen bazlı bileşiklerin eklenmesi yeni bir araştırma alanı olarak gündemdedir. Bu bileşikler, biyoyumlu yapıları, çok yönlülükleri, nispeten basit kimyasal fonksiyonlandırılabilirlikleri ve güçlü antimikrobiyal etkileri sayesinde umut verici seçenekler sunmaktadır (Radhi & ark., 2021; Yousefi & ark., 2017). Grafen içeren dental polimerlerin, mekanik

özelliklerden ödün vermeksizin geniş spektrumlu antibakteriyel etki sağladığı gösterilmiştir (Radhi & ark., 2021; Yousefi & ark., 2017).

Bununla birlikte, grafenin dental restoratif materyallerde kullanımında olası bir sınırlayıcı faktör, gri renk tonudur. Bu duruma çözüm olarak, benzer özelliklere sahip beyaz renkli florlanmış grafen sentezlenmiş ve değerlendirilmiştir (Sun & ark., 2018).

Kendini Onarma Özelliği Kazandırmaya Yönelik Gelişmeler

Ağız ortamında rezin esaslı restorasyonların katastofik kırıkları, büyük ölçüde çiğneme kuvvetleriyle oluşan iç mikro çatlakların meydana gelmesi ve ilerlemesiyle ilişkilidir (Albakry & Albakry, 2021). Kendini onaran sistemler iki ana bakış açısından değerlendirilmektedir. İlk sınıflandırma, sistemleri intrinsik ve ekstrinsik onarım sistemleri olarak ayırır. İkinci sınıflandırma ise kullanılan onarım yöntemine göre yapılmakta olup, kendini onaran sistemleri mikrokapsüller, vasküler ağlar ve intrinsik sistemler olarak üç ana gruba ayırır (Kontiza & Kartsonakis, 2024).

En sık kullanılan ekstrinsik yöntem, düşük viskoziteli bir onarıcı madde ile bir amin içeren mikrokapsüllerin organik matrise dahil edilmesini ele almaktadır. (Wu & ark., 2016a; Wu & ark., 2016b). Bu yöntemde, çatlak ilerledikçe kapsüller açılır ve içlerindeki onarıcı madde çatlak bölgesine nüfuz ederek organik matrisle kovalent çapraz bağlar oluşturur (Mauldin & Kessler, 2010).

Dış hekimliğinde geliştirilen en yaygın uygulama, TEGDMA ile amin bileşiği olan DHEPT'nin (N,N-dihidroksietil-p-toluidin), (poli)üre-formaldehit kapsülleri içinde hapsedilmesine dayanmaktadır (Wu & ark., 2016a; Wu & ark., 2016b). Bu sistemde, organik matrise dağılmış olan benzoil peroksit (BPO), redoks polimerizasyon tepkimesini başlatmaktadır. Sonuçlar, %10 mikrokapsül içeren polimerik sistemlerde yaklaşık %65 oranında

onarım verimliliği sağlandığını ve hacimsel mekanik özelliklerin korunduğunu göstermiştir (Wu & ark., 2016a; Wu & ark., 2016b).

Poliakrilik asit ile yüklü silika mikrokapsüller içeren ve bu kapsüllerin fluoroaluminosilikat cam tozu içeren bir organik matris içinde dağıtıldığı sistemler de sentezlenmiş; %5 mikrokapsül içeren sistemlerde %25'e kadar onarım kapasitesi gözlemlenmiştir (Huyang & ark., 2016; Yahyazadehfar & ark., 2018).

Diş materyallerine entegre edilmesi en karmaşık yöntemlerden biri, mikrovasküler ekstrinsik yaklaşımdır.(Seifan & ark., 2020b, 2020a). Ancak dijital diş hekimliğinin önemli ölçüde büyümesi ve gelişmesi sayesinde, klinik ortamlarda protezlerin ve indirekt restorasyonların yazıcılarla üretimi artık uygulanabilir hale gelmektedir ve bu durum söz konusu sistemlerin yaygınlaşmasında itici bir güç olabilir.

İntrinsik kendini onarma özelliğine sahip dental polimerlerde ise, polimerik yapının içinde (kimyasal olarak veya bileşim yoluyla ayarlanmış) gizli fonksiyonel gruplar, çeşitli uyarılara yanıt olarak geri dönüşümlü kimyasal bağlar oluşturabilmektedir. Yoğun çapraz bağlı polimerik bir ağda kimyasal grupların erişilebilirliğini sağlamak ve uygulanabilir üretim yöntemleri geliştirmek zorlayıcı olsa da, bu stratejiler doğru şekilde uyarlanıp ağız ortamının zorlu koşullarına entegre edildiğinde, yeni nesil kendini onarabilen dental polimerlerin önünü açabilir.

Ayrıca, üreaz destekli kendini onaran dental kompozitlerin tasarımında da bazı ilerlemeler sağlanmışır (Seifan & ark., 2020b, 2020a). Bu kavramsal sistemde, tükürükte bulunan ürenin üreaz enzimi tarafından parçalanmasıyla oluşan kalsiyum karbonat sayesinde mikro çatlakların etkin şekilde kapandığı gözlemlenmiştir (Seifan & ark., 2020b, 2020a).

Gelecekteki Gelişmeler: Çok Fonksiyonlu ve Uyarana Duyarlı Dental Materyaller

Rezin esaslı restoratif dental materyallerin öngörülen bir sonraki nesli, sadece hazırlanmış kaviteyi pasif şekilde dolduran yapılar olmaktan ziyade, konak çevresiyle dinamik olarak etkileşime giren ve bu ortama adapte olabilen polimerlere dayanmaktadır. Bu yeni nesil materyallerin, biyomimetik ve uyarana duyarlı yapıda olmaları, kimyasal yapıları sayesinde özel olarak kodlanmış talimatları bünyelerinde taşıyabilmeleri ve ağız ortamıyla etkileşime girerek talep üzerine belirli işlevleri yerine getirebilmeleri beklenmektedir.

Dental materyal bilimi, artık geniş spektrumlu antimikrobiyal etkilere odaklanmak yerine; disbiyotik bakteri biyofilm oluşumunu engelleyen, oral mikroflora arasında ekolojik bir denge (simbiyoz) sağlayan, diş dokularının korunmasını ve rejenerasyonunu teşvik eden, mekanik streslere yanıt vererek adapte olan ve kendini onarabilen organik bileşiklerin geliştirilmesi yönünde ilerlemektedir (Bompolaki & ark., 2022).

Kaynakça

Albakry, M., & Albakry, M. (2021). Insightful Understanding of the Role of the Mechanical Properties in Defining the Reliability of All-Ceramic Dental Restorations: A Review. *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology*, 12(4), 57–78. <https://doi.org/10.4236/JBNB.2021.124006>

Bacchi, A., Dobson, A., Ferracane, J. L., Consani, R., & Pfeifer, C. S. (2014). Thio-urethanes improve properties of dual-cured composite cements. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1320–1325. https://doi.org/10.1177/0022034514551768/SUPPL_FILE/DS_10.1177_0022034514551768.PDF

Bacchi, A., Nelson, M., & Pfeifer, C. S. (2016). Characterization of methacrylate-based composites containing thio-urethane oligomers. *Dental Materials*, 32(2), 233–239. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2015.11.022>

Bayne, S. C., Ferracane, J. L., Marshall, G. W., Marshall, S. J., & van Noort, R. (2019). The Evolution of Dental Materials over the Past Century: Silver and Gold to Tooth Color and Beyond. *Journal of Dental Research*, 98(3), 257–265. <https://doi.org/10.1177/0022034518822808>;WEBSITE:WEBSITE:SAGE;WGROU:STRING:PUBLICATION

Bompolaki, D., Lubisich, E. B., & Fugolin, A. P. (2022). Resin-Based Composites for Direct and Indirect Restorations: Clinical Applications, Recent Advances, and Future Trends. *Dental Clinics of North America*, 66(4), 517–536. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2022.05.003>

Cheng, G., B Cao - US Patent 10, 494,538, & (2019), Switchable antimicrobial and antifouling carboxybetaine-based hydrogels and elastomers with enhanced mechanical properties.

Google Patents. Retrieved May 26, 2025, from <https://patents.google.com/patent/US10494538B2/en>

da Veiga, A. M. A., Cunha, A. C., Ferreira, D. M. T. P., da Silva Fidalgo, T. K., Chianca, T. K., Reis, K. R., & Maia, L. C. (2016). Longevity of direct and indirect resin composite restorations in permanent posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 54, 1–12. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2016.08.003>

Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—State of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29–38. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2010.10.020>

Ferracane, J. L., & Hilton, T. J. (2016). Polymerization stress – Is it clinically meaningful? *Dental Materials*, 32(1), 1–10. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2015.06.020>

Fugolin, A. P., de Paula, A. B., Dobson, A., Huynh, V., Consani, R., Ferracane, J. L., & Pfeifer, C. S. (2020). Alternative monomer for BisGMA-free resin composites formulations. *Dental Materials*, 36(7), 884–892. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2020.04.009>

Fugolin, A. P. P., Costa, A. R., Lewis, S. H., Goulart, M., Erhardt, M. C., & Pfeifer, C. S. (2021). Probing stress relaxation behavior in glassy methacrylate networks containing thio-carbamate additives. *Journal of Materials Chemistry B*, 9(13), 3015–3024. <https://doi.org/10.1039/D1TB00176K>

Fugolin, A. P., Sundfeld, D., Ferracane, J. L., & Pfeifer, C. S. (2019). Toughening of Dental Composites with Thiourethane-Modified Filler Interfaces. *Scientific Reports*, 9(1), 1–9. <https://doi.org/10.1038/S41598-019-39003-W>;TECHMETA=128,140;SUBJMETA=301,54,638,639,990;KWRD=BIOMEDICAL+MATERIALS,CHEMISTRY

Gao, G., Han, X., Sowan, N., Zhang, X., Shah, P. K., Chen, M., Bowman, C. N., & Stansbury, J. W. (2020). Stress Relaxation via Covalent Dynamic Bonds in Nanogel-Containing Thiol-Ene Resins. *ACS Macro Letters*, 9(5), 713–719. https://doi.org/10.1021/ACSMACROLETT.0C00275/SUPPL_FILE/MZ0C00275_SI_001.PDF

Gao, G., Wang, X., Chen, M., Bowman, C. N., & Stansbury, J. W. (2021). Functional Nanogels as a Route to Interpenetrating Polymer Networks with Improved Mechanical Properties. *Macromolecules*, 54(23), 10657–10666. https://doi.org/10.1021/ACS.MACROMOL.1C01242/SUPPL_FILE/MA1C01242_SI_001.PDF

González-López, J. A., Pérez-Mondragón, A. A., Cuevas-Suárez, C. E., Esparza González, S. C., & Herrera-González, A. M. (2020). Dental composite resins with low polymerization stress based on a new allyl carbonate monomer. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 110, 103955. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2020.103955>

Heintze, S. D., & Rousson, V. (2012). Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 14(5), 407–431. <https://doi.org/10.3290/J.JAD.A28390>

Hoseinifar, R., Mortazavi-Lahijani, E., Mollahassani, H., & Ghaderi, A. (2017). One Year Clinical Evaluation of a Low Shrinkage Composite Compared with a Packable Composite Resin: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 14(2), 84. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5662513/>

Huyang, G., Debertin, A. E., & Sun, J. (2016). Design and development of self-healing dental composites. *Materials & Design*, 94, 295–302. <https://doi.org/10.1016/J.MATDES.2016.01.046>

Kontiza, A., & Kartsonakis, I. A. (2024). Smart Composite Materials with Self-Healing Properties: A Review on Design and Applications. *Polymers* 2024, Vol. 16, Page 2115, 16(15), 2115. <https://doi.org/10.3390/POLYM16152115>

Lynch, C. D., Opdam, N. J., Hickel, R., Brunton, P. A., Gurgan, S., Kakaboura, A., Shearer, A. C., Vanherle, G., & Wilson, N. H. F. (2014). Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. *Journal of Dentistry*, 42(4), 377–383. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2014.01.009>

Radhi, A., Mohamad, D., Abdul Rahman, F. S., Abdullah, A. M., & Hasan, H. (2021). Mechanism and factors influence of graphene-based nanomaterials antimicrobial activities and application in dentistry. *Journal of Materials Research and Technology*, 11, 1290–1307. <https://doi.org/10.1016/J.JMRT.2021.01.093>

Rad, I. Y., Lewis, S., Barros, M. D., Kipper, M., & Stansbury, J. W. (2021). Suppression of hydrolytic degradation in labile polymer networks via integrated styrenic nanogels. *Dental Materials*, 37(8), 1295–1306. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2021.05.001>

Rechmann, P., Le, C. Q., Chaffee, B. W., & Rechmann, B. M. T. (2021). Demineralization prevention with a new antibacterial restorative composite containing QASi nanoparticles: an in situ study. *Clinical Oral Investigations*, 25(9), 5293–5305. <https://doi.org/10.1007/S00784-021-03837-4/FIGURES/4>

Seifan, M., Sarabadani, Z., & Berenjian, A. (2020a). Development of an Innovative Urease-Aided Self-Healing Dental Composite. *Catalysts* 2020, Vol. 10, Page 84, 10(1), 84. <https://doi.org/10.3390/CATAL10010084>

Seifan, M., Sarabadani, Z., & Berenjian, A. (2020b). Microbially induced calcium carbonate precipitation to design a new type of bio self-healing dental composite. *Applied Microbiology and Biotechnology*, 104(5), 2029–2037. <https://doi.org/10.1007/S00253-019-10345-9/FIGURES/5>

Shah, P. K., & Stansbury, J. W. (2021). Photopolymerization shrinkage-stress reduction in polymer-based dental restoratives by surface modification of fillers. *Dental Materials*, 37(4), 578–587. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2021.01.013>

Sun, L., Yan, Z., Duan, Y., Zhang, J., & Liu, B. (2018). Improvement of the mechanical, tribological and antibacterial properties of glass ionomer cements by fluorinated graphene. *Dental Materials*, 34(6), e115–e127. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2018.02.006>

Wang, X., Gao, G., Song, H. B., Zhang, X., Stansbury, J. W., & Bowman, C. N. (2021). Evaluation of a photo-initiated copper(I)-catalyzed azide-alkyne cycloaddition polymer network with improved water stability and high mechanical performance as an ester-free dental restorative. *Dental Materials*, 37(10), 1592–1600. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2021.08.010>

Wang, X., Huyang, G., Palagummi, S. V., Liu, X., Skrtic, D., Beauchamp, C., Bowen, R., & Sun, J. (2018). High performance dental resin composites with hydrolytically stable monomers. *Dental Materials*, 34(2), 228–237. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2017.10.007>

Wu, J., Weir, M. D., Melo, M. A. S., Strassler, H. E., & Xu, H. H. K. (2016a). Effects of water-aging on self-healing dental composite containing microcapsules. *Journal of Dentistry*, 47, 86–93. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2016.01.008>

Wu, J., Weir, M. D., Zhang, Q., Zhou, C., Melo, M. A. S., & Xu, H. H. K. (2016b). Novel self-healing dental resin with microcapsules of polymerizable triethylene glycol dimethacrylate and N,N-dihydroxyethyl-p-toluidine. *Dental Materials*, 32(2), 294–304. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2015.11.014>

Yahyazadehfard, M., Huyang, G., Wang, X., Fan, Y., Arola, D., & Sun, J. (2018). Durability of self-healing dental composites: A comparison of performance under monotonic and cyclic loading. *Materials Science and Engineering: C*, 93, 1020–1026. <https://doi.org/10.1016/J.MSEC.2018.08.057>

Yantcheva, S. (2021). Clinical evaluation of low shrinkage resin composites in class II restorations - two years follow up. *Journal of Medical and Dental Practice*, 8(1), 1269–1277. <https://doi.org/10.18044/MEDINFORM.202181.1269>

Yousefi, M., Dadashpour, M., Hejazi, M., Hasanzadeh, M., Behnam, B., de la Guardia, M., Shadjou, N., & Mokhtarzadeh, A. (2017). Anti-bacterial activity of graphene oxide as a new weapon nanomaterial to combat multidrug-resistance bacteria. *Materials Science and Engineering: C*, 74, 568–581. <https://doi.org/10.1016/J.MSEC.2016.12.125>

ENDODONTİK TEDAVİLİ MOLAR DİŞLERİN CAD/CAM İLE İNDİREKT RESTORASYONU:2 OLGU SUNUMU

**MUHAMMET HİLMİ KOTAN⁹
YUSUF ZİYA BAYINDIR¹⁰**

Giriş

Endodontik tedavi sonrası yapılan restorasyonlar estetik form ve işlevi geri kazandırmanın yanısıra mevcut diş yapısını korumalıdır. Bu yaklaşım diş-restorasyon kompleksini mekanik olarak stabilize etmeye ve adezyon için mevcut yüzey alanını artırmasına katkı sağlamaktadır. Çoğu klinik durumda dişin restore edilmesi için birçok alternatif mevcuttur. Tedavi seçimi, kalan doku miktarına, estetik ve prognostik faktörlere bağlıdır. (Carlos & ark., 2013).

Son zamanlarda CAD/CAM sistemler ve seramik bloklar hem estetik hem de fonksiyon bakımından popülerlik kazanmıştır. CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesi klinik uygulamada çeşitli

⁹ Arş. Gör. Dt., Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., ORCID: 0009-0000-5204-3131, hilmikotan4058@outlook.com

¹⁰ Prof. Dr., Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., ORCID: 0000-0003-0943-1352, ybayy@atauni.edu.tr

avantajlar sunmaktadır. Ayrıca ofiste kullanılan CAD/CAM sistemleri ile bu restorasyonlar tek seansta hızlıca üretilebilmektedir (Chang & ark., 2009). Seramik restorasyonların şekillendirilmesi ve hassas şekilde frezelenmesi bu sistemlerle mümkündür ve restorasyonun adaptasyonu ve oklüzal morfoloji uyumu da oldukça başarılıdır.

Günümüzde, CAD/CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonlar madde kaybı düzeyine göre inley, onley ve kron şeklinde ön plana çıkmaktadır (Oen & ark., 2014). Bunlara ek olarak endodontik tedavi sonrası dişin yapısal bütünlüğünü korumak amacıyla tüm tüberkülleri içine alan overlay restorasyonlar da tercih edilmektedir (Polesel, 2014).

Bu sunumda Olgu 1’de hastanın 17 numaralı dişine, Olgu 2’de ise hastanın 46 numaralı dişine, CAD/CAM sistemi kullanılarak yapılan indirekt overlay restorasyonların klinik uygulaması anlatılmaktadır.

Olgular

Olgu 1

Otuz yaşındaki kadın hasta, üç yıl önce 17 numaralı dişine endodontik tedavi uygulandığını, ardından direkt kompozit dolgu ile restore edildiğini ve dolgusunun sürekli düştüğünü belirterek Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi kliniğine başvurdu. Radyografik muayene sonucu dişte herhangi bir periapikal patoloji olmadığı, klinik muayene sonucu ise dişin mobilite göstermediği, gingival dokuların sağlıklı olduğu ve yeterli interoklüzal mesafeye sahip olduğu tespit edildi. Daha sonra uygulanabilecek tedavi alternatifleri ve olası tüm komplikasyonlar detaylıca anlatılarak aydınlatılmış onam formu alındı ve ilgili bölgenin başlangıç ağız içi fotoğrafı çekildi (Fotoğraf 1).

Fotoğraf 1: Başlangıç ağız içi görüntüsü



Restorasyonun CAD/CAM sistemi kullanılarak tek seansta feldspatik overlay restorasyon şeklinde yapılmasına karar verildi. Dişin palatinal, mesial ve distal duvarlarında geniş sert doku kaybı tespit edildi. Bukkal duvarın kalınlığı özellikle mesial tarafta 2 mm'den az olduğu için preparasyon aşamasında duvar yüksekliği azaltıldı. Daha sonra dişteki eski kompozit dolgu kaldırıldı ve subgingival seviyede bulunan palatinal, mesial, distal basamak bölgesi direkt kompozit rezinle supragingival seviyeye getirildi. Geriye kalan bölgeler fiber şeritle (Construct Kerr, polyethylene fibers) güçlendirilmiş direkt kompozit ile restore edildi ve undercut bölgeleri yeniden düzenlendi. Dişin bukkal dokusu korunarak marjinler ucu yuvarlatılmış elmas frezler ile supragingival seviyede, “chamfer” basamak şeklinde yüksek devirde su soğutması altında hazırlandı. Preparasyonun dış kenarları ve iç açıları yuvarlatıldı. Preparasyon tamamlandıktan sonra dijital ölçü alımından önce dişin ağız içi fotoğrafı çekildi (Fotoğraf 2).

Fotoğraf 2: Preparasyon sonrası görüntüsü



Olgu 2

Otuz üç yaşındaki kadın hasta beş yıl önce 46 numaralı dişine endodontik tedavi uygulandığını, ardından direkt kompozit dolgu ile restore edildiğini, dolgusunun yakın zamanda kırıldığını ve yerine geçici dolgu materyali konulduğunu belirterek Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Kliniği'ne başvurdu. Radyografik muayene sonucu dişte herhangi bir periapikal patoloji olmadığı, klinik muayene sonucu ise dişin mobilite göstermediği, gingival dokuların sağlıklı olduğu ve yeterli interoklüzal mesafeye sahip olduğu tespit edildi. Daha sonra uygulanabilecek tedavi alternatifleri ve olası tüm komplikasyonlar detaylıca anlatılarak aydınlatılmış onam formu alındı ve ilgili bölgenin başlangıç ağız içi fotoğrafı çekildi (Fotoğraf 3).

Fotoğraf 3: Başlangıç ağız içi görüntüsü



Restorasyonun CAD/CAM sistemi kullanılarak tek seansta feldspatik overlay şeklinde yapılmasına karar verildi. Dişin bukkal, mesial ve distal duvarlarında geniş sert doku kaybı tespit edildi. Lingual duvarın kalınlığı 2 mm'den az olduğu için preparasyon aşamasında duvar yüksekliği azaltıldı. Daha sonra dişteki eski kompozit dolgu kaldırıldı ve subgingival seviyede bulunan bukkal, mesial, distal basamak bölgesi direkt kompozit rezinle supragingival seviyeye getirildi. Geriye kalan bölgeler fiber şeritle (Construct Kerr, polyethylene fibers) güçlendirilmiş direkt kompozit ile restore edildi ve undercut bölgeleri yeniden düzenlendi. Dişin lingual tarafında butt-joint basamak tercih edildi. Bukkal, mesial ve distal marjinler ise ucu yuvarlatılmış elmas frezler ile supragingival seviyede “yuvarlatılmış shoulder” basamak şeklinde yüksek devirde su soğutması altında hazırlandı. Preparasyonun dış kenarları ve iç açıları yuvarlatıldı. Preparasyon tamamlandıktan sonra dijital ölçü alımından önce dişin ağız içi fotoğrafı çekildi (Fotoğraf 4).

Fotoğraf 4: Preparasyon sonrası görüntüsü



Olguların Tedavi Yaklaşımları

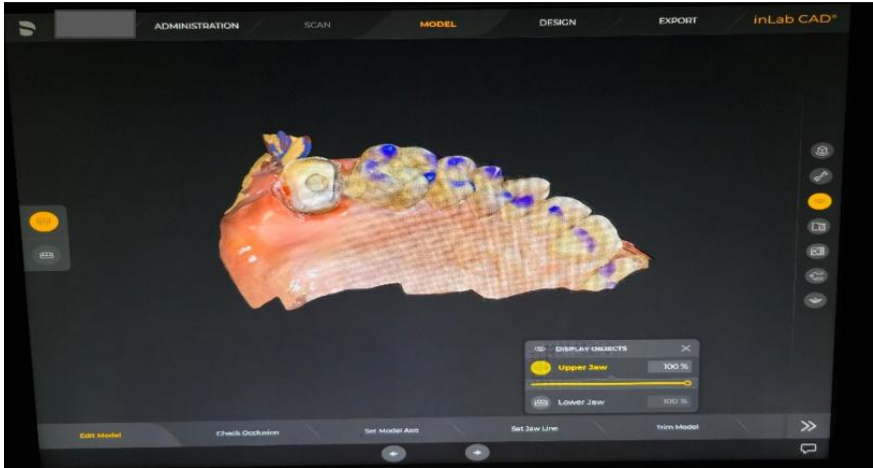
CEREC Primescan (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) yazılım programı kullanılarak yeni hasta kaydı yapıldı. Daha sonra her iki hastamızın da dijital ölçüsü preparasyon yapılan diş bölgesi, karşıt çene ve oklüzyon ilişkisini içerecek şekilde tüm detaylarıyla bilgisayar ortamına aktarıldı.

Ardından CAD programında “Administration” aşamasına geçildi. Bu aşamada restorasyon tipi ve tasarım şekli belirlendi. “Manufacturer” sekmesinde VITA “Materyal” sekmesinde Mark II feldspatik blok “Instrument” sekmesinde ise Step Bur 12S frezleri tercih edildi. Daha sonra “Model” aşamasına geçildi. Bu aşamada “Edit Model” sekmesinde “Check Occlusion, Set Model Axis, Set Jaw Line ve Trim Model” kısımlarında ilgili tüm düzenlemeler yapıldı. “Design” aşamasında ise restorasyonun formu ve şekli son haline getirildi. Ardından CAM programında “Produce” aşamasına geçilerek restorasyonun üretimi yapıldı (Fotoğraf 5-12). Üretim işlemi tamamlandıktan sonra indirekt feldspatik restorasyon elde edildi (Fotoğraf 13,14).

Fotoğraf 5: Olgu 1 yönetim aşaması



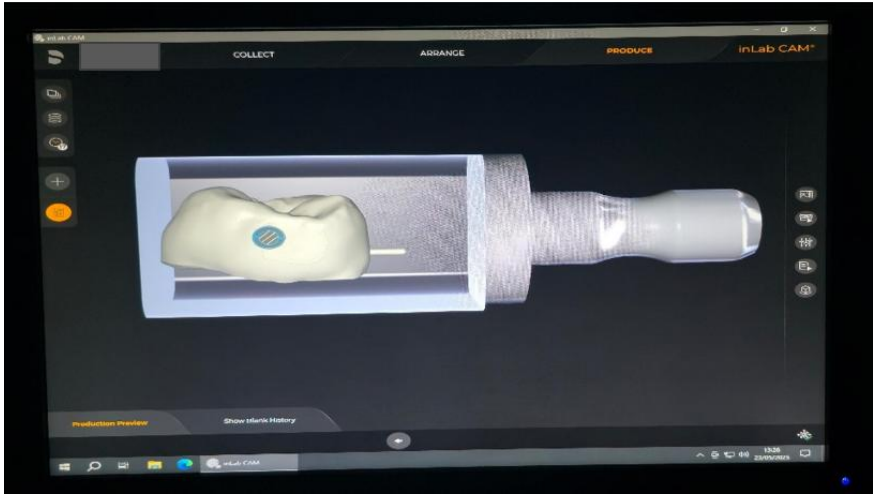
Fotoğraf 6: Olgu 1 model aşaması



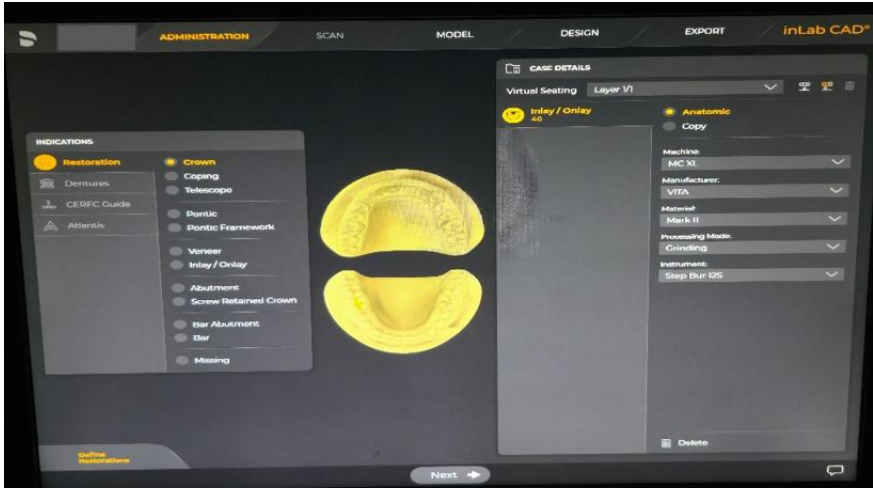
Fotoğraf 7: Olgu 1 dizayn aşaması



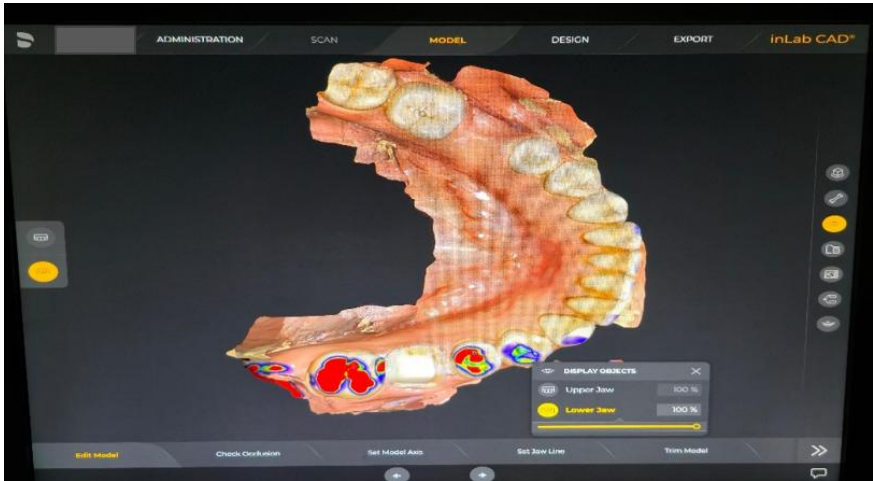
Fotoğraf 8: Olgu 1 üretim aşaması



Fotoğraf 9: Olgu 2 yönetim aşaması



Fotoğraf 10: Olgu 2 model aşaması



Fotoğraf 11: Olgu 2 dizayn aşaması



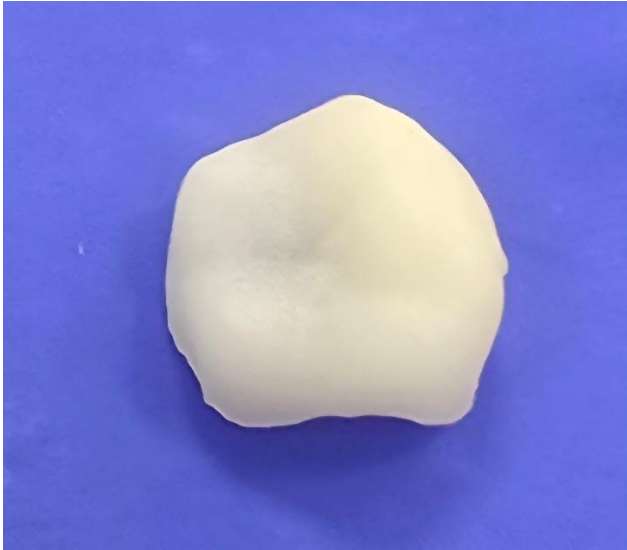
Fotoğraf 12: Olgu 2 üretim aşaması



Fotoğraf 13: Olgu 1 feldspatik overlay restorasyon



Fotoğraf 14: Olgu 2 feldspatik overlay restorasyon



Üretilen restorasyonların ağız içi oklüzal ve aproksimal uyumlamaları yapıldı. Daha sonra 60 sn %34'lük ortofosforik asit (Scotchbond Universal Etchant, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) uygulanarak restorasyonlar temizlendi. Restorasyonların iç yüzeyi 60 sn boyunca %9'luk hidroflorik asitle pürüzlendirildi, 60 sn su ile yıkandı ve hava spreyi ile kurutuldu. Mikro-fırça yardımıyla restorasyonun iç yüzeyine 60 saniye boyunca silan (Ultradent, South Jordan, UT, USA) uygulandı ve hava spreyi ile kurutuldu.

Daha sonra ilgili diş bölgesi simantasyon işlemi için izole edildi. Molar dişlerin preparasyon yapılan mine yüzeylerine 30 saniye, dentin yüzeyleri ise 15 saniye boyunca %34'lük ortofosforik asit uygulanarak pürüzlendirildi. Pürüzlendirme işleminin ardından yüzeyler 20 saniye boyunca yıkandı ve hava spreyi ile kurutuldu.

Prepare edilen diş yüzeyine fırça yardımıyla 15 sn primer (Scotchbond Multi-Purpose Primer, 3M ESPE, ABD) uygulandı ve hava spreyi ile hafifçe kurutuldu. 10 sn süre ile adeziv (Scotchbond Multi-Purpose Adhesive, 3M ESPE, ABD) uygulandı ve hava spreyi ile hafifçe kurutulup inceltilerek yüzeye yayılması sağlandı.

Yüzey işlemleri bittikten sonra A1 rengineki rezin simanın (RelyX™ Ultimate Clicker, 3M ESPE) katalizör ve baz tüpleri eşit miktarda kullanılarak spatül ile karıştırıldı. Hazırlanan siman, restorasyonların iç yüzeyine uygulandıktan sonra simante edildi.

Daha sonra polimerizasyon cihazı (D-Light Duo, GC) ile 5 saniye süreyle ışık uygulandı ve taşan siman artıkları temizlendi. Ardından tüm yüzeylere 40 saniye boyunca ışık uygulanarak simantasyon ve polimerizasyon işlemi tamamlandı (ko-polimerizasyon). Restorasyonların sınırındaki siman artıkları, lastik diskler (Sof-Lex System Kit, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota, ABD) kullanılarak temizlendi ve polisaj işlemleri gerçekleştirildi. İşlem sonrası hastaların ağız içi fotoğrafı çekildi (Fotoğraf 15,16).

Fotoğraf 15: Olgu 1 simantasyon sonrası ağız içi görüntü



Fotoğraf 16: Olgu 2 simantasyon sonrası ağız içi görüntü



Tartışma

Aşırı madde kaybına sahip endodontik tedavili dişler için farklı restorasyon seçenekleri bulunmasına rağmen, bu dişlerin prognozu genellikle şüphelidir (Robbins, 2002). Kalan diş dokusu miktarının az olması, bu dişleri zayıflatmakta ve olası kırılmaya karşı yatkın hale getirmektedir (Haridy & ark., 2022). Meydana gelebilecek kırıklar, basit bir tüberkül kırığından, dişin çekimini gerektirecek kadar ciddi olan katastrofik kök kırıklarına kadar değişkenlik gösterebilmektedir (Mannocci & Cowie, 2014).

Endodontik tedavi görmüş dişler, direkt ve indirekt restorasyonlar kullanılarak restore edilebilir. Amalgam dolgu ve direkt kompozit rezin restorasyonlar ve kron uygulamaları endodontik tedavi sonrası uygulanabilecek konvansiyonel tedavi yöntemleridir (Tosun & ark., 2016).

Adeziv sistemlerdeki gelişmeler, tutuculuğu arttırmak için pulpa odasının kullanılmasına olanak sağlayarak aşırı koronal doku kaybına sahip kanal tedavili dişlerin restorasyonunda geleneksel tedavi yöntemlerine alternatif olarak indirekt onley ve overlaylerin yapılmasına imkan sağlamıştır (Sezgin & ark., 2022).

Overlay restorasyonlar, full kron uygulanmasını geciktirerek sağlıklı diş dokusunun korunmasını sağlar. Ayrıca overlay restorasyonlar koronal yapıyı korur, kalan diş dokusunu güçlendirir, optimum form, işlev ve estetik sağlar (Aquilino & Caplan, 2002).

Seramik inleyler/onleyler/overlayler, birçok hazırlık aşaması içeren dental laboratuvarlarda üretilbildiği gibi, ofiste CAD-CAM sistemi kullanılarak tek seansta seramik bloklar kullanılarak da üretilir (Hopp & Land, 2013).

CAD/CAM sistemleri, klinik uygulamada birçok avantaj sunmaktadır. CAD-CAM sistemleri ile hatalar en aza indirilir, ölçü

ve laboratuvar işlemlerinden kaynaklanan çapraz kontaminasyon azaltılır (Chang & ark., 2009).

Wang ve ark. posterior bölgede yaptıkları onlay/overlay restorasyonları 3 yılın sonunda gözlemlediğinde sağ kalım açısından mükemmel performans gösterdiğini gözlemlemişlerdir (Wang & ark., 2022). Morimoto ve ark. overlay restorasyonla tedavi edilen dişlerin kırılmaya karşı direncini sağlam dişlere benzer bulmuşlardır (Morimoto & ark., 2009). Magne ve Besler aşırı madde kaybı olan posterior dişlerin tedavisinde onley ve overley restorasyonların en etkili seçimler olduğunu rapor etmiştir (Magne & Belser, 2003).

Overlay restorasyonlar çeşitli restoratif materyallerden üretilebilir. Feldspatik seramik materyali, güncel seçeneklerden biridir (Hopp & Land, 2013). Bu olgu sunumunda, feldspatik seramik materyali iyi yarı saydam özelliği, klinik kabul edilebilirlik, oldukça estetik görünüm, bukalemun etkisi ve doku dostu antagonist aşındırma özellikleri nedeniyle seçilmiştir (Sirona The Dental Company. www.sironausa.com. 2016). Fages ve ark. da cam seramiklerin biyolojik uyumlulukları ve doğal dişe yakın fiziksel özellikler göstermesi nedeniyle önemli avantajlar sunduğunu belirtmişlerdir (Fages & Bennasar, 2013).

Feldspatik seramikler, asitlenebilir özellikleri sayesinde yüzeylerine hidroflorik asit ve silan uygulanarak rezin simana etkili bir şekilde bağlanabilirler (Tian & ark., 2014). Ayrıca cam seramik materyaller posterior tek diş restorasyonlarında sıklıkla tercih edilmektedir.

Bu olgu sunumunda endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonunda tedavi seçeneklerinden biri olan CAD/CAM sistemi ile üretilmiş feldspatik overlay restorasyonlar tercih edilmiştir. Bu teknik, restorasyonun tek seansta tamamlanmasını

sağlayarak hastanın klinikte geçirdiği süreyi azaltmış ve estetik açıdan tatmin edici bir sonuç elde edilmesine yardımcı olmuştur.

İndirekt Restorasyon Yapımındaki Aşamalar ve İpuçları

Preparasyon Aşaması – “Doğru Başla”

No	İpucu	Hatalı Yaklaşım	Neye Neden Olur?	Nasıl Önlendir?
1 (Veneziani, 2017)	Oklüzal mesafeyi iyi ayarla.	2 mm'den az mesafe bırakmak	Yetersiz seramik kalınlığı, kırılma	Oklüzal preparasyonda 2-2,5 mm yer ayır (feldspatik seramik).
2 (Dietschi & Spreafico, 1999)	Zayıf duvarları (<2 mm) kaldır.	İnce duvar bırakmak	Seramik ve dişte çatlak/kırık	İnce duvarlar kaldırılarak tasarım yapılmalı.
3 (Bowley & Kieser, 2007)	Kavite duvarlarını 6–10° diverjan hazırla.	Aşırı retansiyon veya konverjans	Restorasyonu n oturmaması veya çatlama	Kesimde undercut olmayacak şekilde prepare et.
4 (Alberto Jurado & ark., 2022)	Marjinleri gingival dokunun üzerinde bitir.	Subgingival basamak hazırlamak	Zayıf bağlantı, sızıntı, periodontal dokularda irritasyon, plak birikimi	Marjinal sınırları supragingival seviyeye taşı.
5 (Athab Hasan & Mohammed-Hussain Abdul-Ameer, 2023)	Preparasyon marjinlerini düzgün ve net hazırla.	Marjinleri düzensiz şekilde hazırlamak	Marjinal uyumsuzluk, sızıntı	Preparasyon frezleri ile sınırları oluştururken dikkat et.

CAD/CAM Üretim Aşaması – “Doğru Tasarım & Üretim”

No	İpucu	Hatalı Yaklaşım	Neye Neden Olur?	Nasıl Önlenir?
6 (Punj & ark., 2017)	Dijital taramayı kuru ve net yap.	Tükürük, kan vb. varlığında tarama yapmak	Marjinal uyumsuzluk ve hatalı ölçü alımı	İzolasyon altında tarama yapılmalı.
7 (Euán & ark., 2014)	Restorasyon tasarımında marjinleri net belirle.	Marjinal sınırların hatalı çizimi	Restorasyon un uyumsuz üretilmesi	Tasarım sırasında marjinal sınırlar dikkatli şekilde çizilmeli.
8 (Volpato & ark., 2010)	Renk ve translusensiye dikkat et.	Komşu dişlerle uyumsuz restorasyon üretmek	Yetersiz estetik	Malzeme ve renk seçimi dikkatli yapılmalı.
9	Uygun boyutta CAD-CAM bloğu seç.	Daha büyük ya da küçük boyutta blok seçimi	Restorasyon un bloğa göre büyük ya da küçük kalması	Premolar dişlerde daha küçük molar dişlerde daha büyük boyutta blok seçimi yapılabilir.
10	Tasarlanan restorasyonu olabildiğince bloğun dış sınırına yaklaştır.	Restorasyon sınırını bloğun ortalarında ya da metal kısmına yakın yerleştirmek	Frez ömrünün kısılması ve üretim süresinin uzaması	Restorasyon seçilen bloğa uygun şekilde yerleştirilme li.

Simantasyon Aşaması – “Doğru Uygulama”

No	İpucu	Hatalı Yaklaşım	Neye Neden Olur?	Nasıl Önlenir?
11 (Uludamar & ark., 2011)	Üretim sonrası restorasyonu prova et.	Direkt simantasyona geçmek	Uyumsuzluk veya yüksek oklüzyon	Oklüzyon ve temaslar prova sırasında kontrol edilmeli.
12 (Papia & ark., 2014)	Prova sonrası restorasyonu ortofosforik asit ile temizle.	Restorasyonu temizlemeden simantasyona geçmek	Zayıf bağlantı	Simante etmeden önce yüzey temizlenmeli.
13 (Roig-Vanaclocha & ark., 2024)	Dişi izole et (tercihen rubber dam).	Tükürük, kan, nem maruziyeti	Zayıf bağlantı, marjinal sızıntı	Rubber dam veya etkin izolasyon malzemeleri kullan.
14 (Yaren YEŞİL & ark., 2024)	Fosforik asit ile diş yüzeyini hazırlamayı unutmama.	Diş yüzeyi hazırlamadan bonding yapmak	Zayıf bağlantı	15 sn asitleme, durulama, kurutma uygulanmalı.
15 (Yaren YEŞİL & ark., 2024)	Restorasyonun iç yüzeyine silan uygula.	Silan uygulamamak	Zayıf bağlantı	Silan 60 sn uygulanıp hafif hava ile kurutulmalı.
16 (Caprak & ark., 2019)	Dual-cure rezin siman tercih et.	Tek başına light-cure siman kullanmak	Derin bölgede tam polimerizasyon sağlanamaması	Dual-cure rezin siman kullanılmalı.

Kaynakça

Alberto Jurado, C., Kalenikova, Z., Tsujimoto, A., Alberto Cortés Treviño, D., Seghi, R. R., & Lee, D. J. (2022). Comparison of Fracture Resistance for Chairside CAD/CAM Lithium Disilicate Crowns and Overlays with Different Designs. *Journal of Prosthodontics*, 31(4), 341–347. <https://doi.org/10.1111/JOPR.13411>

Aquilino, S. A., & Caplan, D. J. (2002). Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(3), 256–263. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.122014>

Athab Hasan, S., & Mohammed-Hussain Abdul-Ameer, Z. (2023). Effect of three different preparation designs on the marginal adaptation of indirect overlay restoration fabricated from lithium disilicate ceramic material: An in-vitro comparative study. *The Saudi Dental Journal*, 35(4), 372–377. <https://doi.org/10.1016/J.SDENTJ.2023.03.013>

Bowley, J. F., & Kieser, J. (2007). Axial-wall inclination angle and vertical height interactions in molar full crown preparations. *Journal of Dentistry*, 35(2), 117–123. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2006.06.002>

Caprak, Y. O., Turkoglu, P., & Akgungor, G. (2019). Does the Translucency of Novel Monolithic CAD/CAM Materials Affect Resin Cement Polymerization with Different Curing Modes? *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e572–e579. <https://doi.org/10.1111/JOPR.12956>,

Carlos, R. B., Thomas Nainan, M., Pradhan, S., Roshni Sharma, Benjamin, S., & Rose, R. (2013). Restoration of Endodontically Treated Molars Using All Ceramic Endocrowns.

Case Reports in Dentistry, 2013, 1–5.
<https://doi.org/10.1155/2013/210763>

Chang, C. Y., Kuo, J. S., Lin, Y. S., & Chang, Y. H. (2009). Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *Journal of Dental Sciences*, 4(3), 110–117. [https://doi.org/10.1016/S1991-7902\(09\)60016-7](https://doi.org/10.1016/S1991-7902(09)60016-7)

Dietschi, Didier., & Spreafico, Roberto. (1999). *Adhesive metal-free restorations : current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth*. 215.

Euán, R., Figueras-Álvarez, O., Cabratosa-Termes, J., & Oliver-Parra, R. (2014). Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: Influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 155–162. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2013.10.012>

Fages, M., & Bennasar, B. (2013). The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *Journal (Canadian Dental Association)*, 79, d140.

Haridy, M. F., Ahmed, H. S., Kataia, M. M., Saber, S. M., & Schafer, E. (2022). Fracture resistance of root canal-treated molars restored with ceramic overlays with/without different resin composite base materials: an in vitro study. *Odontology*, 110(3), 497–507. <https://doi.org/10.1007/S10266-021-00682-5/TABLES/3>

Hopp, C. D., & Land, M. F. (2013). Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: A review. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 5, 21–32. <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S42016>,

Magne, P., & Belser, U. C. (2003). Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress

distribution, adhesion, and crown flexure. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 23(6), 543–555.

Mannocci, F., & Cowie, J. (2014). Restoration of endodontically treated teeth. *British Dental Journal*, 216(6), 341–346. <https://doi.org/10.1038/SJ.BDJ.2014.198>,

Morimoto, S., Vieira, G. F., Agra, C. M., Sesma, N., & Gil, C. (2009). Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. *Brazilian Dental Journal*, 20(2), 143–148. <https://doi.org/10.1590/S0103-64402009000200010>,

Oen, K. T., Veitz-Keenan, A., Spivakovsky, S., Wong, Y. J., Bakarman, E., & Yip, J. (2014). CAD/CAM versus traditional indirect methods in the fabrication of inlays, onlays, and crowns. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2014(4). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD011063/EPDF/ABSTRACT>

Papia, E., Larsson, C., Du Toit, M., & Von Steyern, P. V. (2014). Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: A systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 102(2), 395–413. <https://doi.org/10.1002/JBM.B.33013>,

Polesel, A. (2014). Restoration of the endodontically treated posterior tooth. *Giornale Italiano Di Endodonzia*, 28(1), 2–16. <https://doi.org/10.1016/J.GIEN.2014.05.007>

Punj, A., Bompolaki, D., & Garaicoa, J. (2017). Dental Impression Materials and Techniques. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 779–796. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.004>

Robbins, J. W. (2002). Restoration of the endodontically treated tooth. *Dental Clinics of North America*, 46(2), 367–384. [https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(01\)00006-4](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(01)00006-4)

Roig-Vanaclocha, A., Revilla-León, M., Gómez-Polo, M., & Agustín-Panadero, R. (2024). Polytetrafluoroethylene relative isolation for adhesive cementation of dental restorations.

Journal of Prosthetic Dentistry, 132(1), 26–30.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.06.016>

Sezgin, E., Kantaci, Y., & Üstün, B. (2022). Endokron Restorasyonlar ve Endokron Restorasyonlarda Kullanılan Materyaller. *HRU International Journal of Dentistry and Oral Research*, 2(1), 59–65.
<https://dergipark.org.tr/en/pub/ijdor/issue/69674/1112785>

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 : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 30(7).
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2014.01.017>

Tosun, S., Özsevik, A. S., & Aydın, U. (2016). Restoration of endodontically treated teeth. *European Journal of Therapeutics*, 22(1), 33–38. <https://doi.org/10.5578/GMJ.27963>

Uludamar, Dr. A., Aygün, Dr. Ş., & Özkan, Prof. Dr. Y. K. (2011). TAM SERAMİK RESTORASYONLARIN SİMANTASYONU. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(2), 150–162.
<https://dergipark.org.tr/en/pub/ataunidfd/issue/2476/31685>

Veneziani, M. (2017). Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 12(2), 204–230.

Volpato, C., Philippi, A., Petter, C., & Fredel, M. (2010). *Ceramic materials and color in dentistry*.
<https://www.researchgate.net/profile/Claudia->

Volpato/publication/221909435_Ceramic_Materials_and_Color_in_Dentistry/links/0deec51689fd60d157000000/Ceramic-Materials-and-Color-in-Dentistry.pdf

Wang, B., Fan, J., Wang, L., Xu, B., Wang, L., & Chai, L. (2022). Onlays/partial crowns versus full crowns in restoring posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *Head and Face Medicine*, 18(1), 1–17. <https://doi.org/10.1186/S13005-022-00337-Y/FIGURES/8>

Yaren YEŞİL, S., Çelik, A., Bala, O., Gör Dt, A., & Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, G. (2024). İndirekt Rezin Kompozit ve Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *Türk Diş Hekimliği Araştırma Dergisi*, 3(1), 317–328. <https://doi.org/10.58711/TURKISHJDENTRES.VI.1390767>

YENİLİKÇİ RESTORATİF YAKLAŞIMLAR

DİJİTAL SİSTEMLER VE
FONKSİYONEL MALZEMELER

