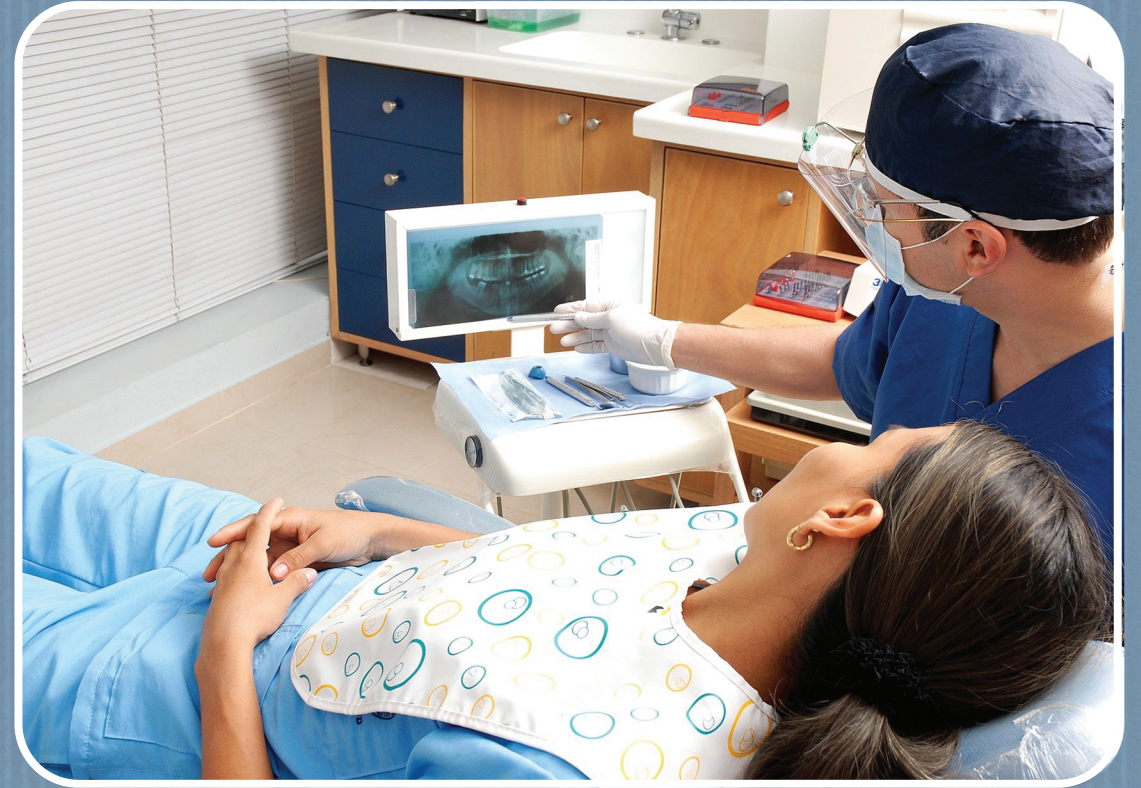


DİŞ HEKİMLİĞİNDE TIBBİ TANI VE TEDAVİ YÖNTEMLERİ-II

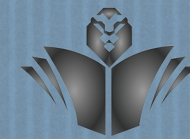
DİŞ HEKİMLİĞİNDE TIBBİ TANI VE TEDAVİ YÖNTEMLERİ-II



Editör

Dr. Öğr. Üyesi Elif Pınar BAKIR

Sağlık Bilimleri



LIVRE DE LYON

2021

ISBN 978-2-38236-163-4



9 782382 361634 >



LIVRE DE LYON

 livredelyon.com

 livredelyon

 livredelyon

 livredelyon

DIŞ HEKİMLİĞİNDE TİBBİ TANİ VE TEDAVİ YÖNTEMLERİ-II

EDİTÖR

Dr. Öğr. Üyesi Elif Pınar BAKIR



LIVRE DE LYON

Lyon 2021

Editor/Editör • Dr. Öğr. Üyesi Elif Pınar BAKIR

ORCID: 0000-0003-4011-5091

Cover Design / Kapak Tasarımı • Mirajul Kayal

Layout / İç Tasarım • Mirajul Kayal

First Published /Birinci Baskı• May/Mayıs 2021, Lyon

ISBN: 978-2-38236-163-4

Copyright © 2021 by Livre de Lyon

All rights reserved. no part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted in any form or by an means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without prior written permission from the the Publisher.

Publisher • Livre de Lyon

Address • 37 rue marietton, 69009, Lyon France

website • <http://www.livredelyon.com>

e-mail • livredelyon@gmail.com



LIVRE DE LYON

ÖN SÖZ

“Bildim ve anladım ki, hiçbir şey bilinmemiş ve hiçbir şey anlaşılmamıştır”

İbni Sina

Kayıp bilgiyi aramak, varolanı yarayışlı hale getirmek, hastalığın şifaya, yanlışın doğruya, cehaletin bilgeliğe evrilmesi için çaba göstermek bilim insanlarının ortak hedefidir. Bu ortak amaçla bir araya gelerek hazırladığımız “Diş hekimliğinde Tıbbi Tanı ve Tedavi” kitabı, diş hekimliği alanında literatüre katkı sağlamayı hedefleyen 14 farklı bölümden oluşmaktadır. Bu kitapta, diş hekimliği ile ilgili farklı uzmanlık alanlarından uzman bilim insanları tarafından yapılan çalışmaların bir araya getirilerek okuyuculara sunulması amaçlanmıştır. Kitabın diş hekimleri ve diş hekimliği öğrencileri özelinde bilim insanlarına yararlı olmasını dilerim.

Editörlüğünü yapmaktan gurur duyduğum bu kitabın yazımında, değerlendirilmesinde ve basımında emeği geçen bölüm yazarlarına, hakemlere, bilim insanlarına, yayınevi çalışanlarına ve koordinatörlerine teşekkür ederim.

Bu önsöz vesilesiyle, Covid 19 salgını nedeniyle vefat eden ve görev şehidi olan sağlık çalışanlarını rahmet ve saygıyla anıyorum.

Saygılarımla...

Editör

Dr. Öğr. Üyesi Elif PINAR BAKIR

İÇİNDEKİLER

Ön Söz		I
Bölüm 1	Restoratif Diş Hekimliğinde Rubber-dam Kullanımı	1
Bölüm 2	Diş Hekimliğinde Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi	17
Bölüm 3	Çürüksüz Servikal lezyonlar ve Tedavisi	33
Bölüm 4	İmplantüstü Restorasyonlarda Kullanılan Üst Yapı Materyalleri	45
Bölüm 5	Dental Renklenmeler	81
Bölüm 6	CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Seramikler	91
Bölüm 7	Orofasiyal Bölgede Görülen Nöropatik Ağrılar	101
Bölüm 8	Matriks Sistemleri ve Restorasyon Başarısındaki Rolü	113
Bölüm 9	Akılcı İlaç	131
Bölüm 10	Dental Lazerler ve Restoratif Diş Hekimliğindeki Kullanım Alanları	141
Bölüm 11	Çürük Teşhis Yöntemlerine Kapsamlı Bakış; Teşhisin Dün ve Bugünü	155
Bölüm 12	Tıbbi Hata (Malpraktis) ve Komplikasyon İlişkisi	169
Bölüm 13	Endodontik ve Periodontal Tedavide Bitkisel Ürünlerin Kullanımı	179
Bölüm 14	Protetik Diş Tedavisinde 3 Boyutlu Yazıcı Uygulamaları	203

BÖLÜM 1

RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE RUBBER-DAM KULLANIMI

Abdurrahman Yalçın¹ & Elif Pınar Bakır²

¹(Arş. Gör.), Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,

e-mail:arahmanyalcin@gmail.com

ORCID: 0000-0003-3294-3305

²(Dr. Öğr. Üyesi), Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

e-mail:elifpinarbakir@gmail.com

ORCID: 000-0003-4011-5091

1. Giriş

Diş hekimliği uygulamalarında başarıya ulaşmak için çalışma alanının nemden ve tükürükten izolasyonu büyük önem taşımaktadır. İzolasyon amacıyla kliniklerde tükürük emici, pamuk tampon ve rubber-dam kullanılmaktadır. Kullanılan bu araçlar içerisinde hasta ve hekim için en güvenilir ve en konforlu olanı rubber-dam'dır(1).

Rubber-dam fikrini ilk defa New York'ta 1864 yılında genç bir doktor olan Dr.Snaford C.Barnum tarafından, dişlerin ağız içindeki tükürük ve nemden korunması amacıyla tasarlanmıştır. Çok kısa süre sonra neredeyse bütün dünyada kullanılmaya başlanmıştır. Rubber-dam sisteminin çıktığı ilk dönemlerde lastik örtüyü dişlere sabit tutturmak zordu. Zamanla dişlere özgü klemplerin üretilmesiyle rubber-dam kullanımı daha kolay hale gelmiştir.

Rubber- dam başta teknik hassasiyet gerektiren direk ve indirek restorasyonlar, bondin teknikleri, kompomer ve cam iyonomer restorasyonlar gibi materyal ve metodların uygulanmasının yanı sıra diş beyazlatma, endodontik tedaviler, derin kaviterlerde ve diş hekimliğinin diğer branşlarında da kullanılabilir. Pek çok avantajı olan rubber-dam uygulamalarının

özellikle endodontik tedavi ve restoratif diş tedavisi uygulamalarında kullanılması önerilmektedir(2).

Rubber-damın avantajlarını aşağıdaki gibi sıralayabiliriz:

1. Kullanılan bölgede dişi veya dişleri sararak tamamen ağız içinden izole eder. Böylece kaviteyi ve restoratif tedavi aşamalarının tamamını tükürükten ve nemden korur.
2. İşlem sırasında kullanılan aletlerin ve açığa çıkan debrislerin aspire edilmesi veya yutulması riskini ortadan kaldırır.
3. Hastanın dilini yanağını ve dudaklarını ekarte ederek çalışma alanına daha iyi odaklanılmasını sağlar.
4. Endodontik tedavilerde dişi ağız ortamından, kan ve tükürükten izole ederek kök kanallarının mikroorganizmalardan korunmasını böylece tekrarlayan enfeksiyonlardan korur.
5. Dil, dudak ve yanakları ekarte ederek kullanılan aletlerden zarar görmelerini engeller.
6. Hekimin enfeksiyöz hastalıklara karşı korunmasında yardımcı olur.
7. Kullanılan aynanın buğulanmasını engellediği için daha iyi bir görüş alanı sağlar.
8. Dişetini ve diğer yumuşak dokuların kullanılan solüsyonlardan korunmasını sağlayarak irritasyonu engeller.
9. Subgingival alanda oluşan çürüklerde başta diş eti olmak üzere yumuşak dokuları operasyon sahasından uzak tutar.
10. Tedavilerin daha kısa sürede tamamlanmasında yardımcı olarak hasta konforunu artırır.
11. Kullanılan aletlerin hastanın hassas noktalarına özellikle de palatinal mukozasına temas etmesini önleyerek bulantı refleksini engeller.

Rubber-dam kullanılmasıyla birlikte aeratör ve hava su spreyiyle ortamda yüksek oranda aerosol oluşumu engellenir. Böylece hepatit, tüberküloz ve AIDS gibi damlacık enfeksiyonuyla bulaşabilen hastalıklardan hekim ve asistanın korunmasını sağlar(3,4).

Rubber-dam kullanılması kavite ve restorasyonları nem ve sıvılardan koruyarak klinik başarıyı artırır. Amalgam restorasyonların tükürük ile kontaminasyonunu engelleyerek fiziksel özelliklerinin optimal düzeyde olmasını sağlar(5). Ayrıca adeziv restorasyonlarda da bağlanmanın olumsuz etkilenmesini engeller(6). Tükürüğün mine dokusu ile teması sonucu minenin yüzey enerjisi

düşer ve bağlanma dayanımı azalır. Ayrıca asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyine temas eden tükürük içerisindeki glikoproteinler, pürüzlü alanlardaki mikro çukurcuklara girerek mikromekanik bağlanmayı olumsuz etkiler. Bağlanmada yaklaşık olarak %70 azalmaya neden olur(6).

Raskin ve ark. posterior kompozit restorasyonlar için yaptıkları 10 yıllık çalışmada, pamuk tampon ve rubber-damın izolasyon için kullanıldığı restorasyonların performansı üzerinde anlamlı bir fark oluşturmadığı ancak rubber-dam kullanılarak yapılan restorasyonların kalitesi ve ömrü üzerinde etkili olduğunu göstermişlerdir(7). Barghi ve ark. rezin restorasyonların mineye bağlantısını inceledikleri bir çalışmada rubber- dam ile izolasyonun sağlandığı vakalarda daha yüksek bağlanma dayanımı ve daha düşük mikro sızıntı değerlerini tespit etmişlerdir(8).

Posterior dişlerde çoğu zaman eski restorasyonların, özelliklede amalgam restorasyonların değişmesi gerekmektedir. Amalgam dolguların sökülmesi sırasında oluşan cıva buharının hastalara etkilerinin incelendiği bir çalışmada; rubber-dam kullanılmadan amalgam sökülen hastaların plazmalarında daha fazla cıva bulunduğu bildirilmiştir(9).

Restoratif diş hekimliğinde izolasyonun çok önemli olduğu ve mutlaka aseptik ortamın olması gerektiği durum şüphesiz direk pulpa kuafajıdır. Pamuk tampon ve rubber-dam kullanılarak izolasyonun sağlandığı, adeziv sistemler ve kalsiyum hidroksit ile yapılan direk pulpa kuafajında pulpal hücrelerin tepkisinin incelendiği bir çalışmada, ortodontik tedavi amacıyla çekim endikasyonu konulmuş dişlere direk pulpa kuafajı uygulanmış ve dişler 30 ve 60 gün sonrasında çekilerek histolojik inceleme yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda rubber-dam uygulanmadan yapılan tedavilerde daha şiddetli pulpal iltihaba rastlanmıştır. Bu enflamasyona gerekçe olarak yetersiz izolasyon sonucu oluşan bakteriyel invazyon gösterilmiştir(10).

Diş hekimleri arasında en az düzeyde rubber-dam kullananlar özel kliniklerde çalışan hekimlerdir. Hastanın rahatsız olacağını düşünmeleri, uygulamanın zaman alması, kullanımadaki zorluk, tedavi ücretlerinin düşük olması ve rubber-dam materyalinin maliyeti gibi etkenler hekimler tarafından dezavantaj olarak gösterilen gerekçelerdir(11).

Özel klinikte çalışan çoğu hekim hastalarının rubber-dam kullanılmasından rahatsız olacağını düşünmektedir. Bunun aksine hastalar üzerinde yapılan bir anket çalışmasında hastaların rubber-dam uygulanmasından rahatsız olmadıkları ve sonraki tedavilerde rubber-dam uygulanmasını istedikleri bildirilmiştir(12).

Rubber-dam uygulanmasının tedavilerin kalite ve etkinliğini arttırdığı bilimsel olarak kanıtlanmıştır. Bunun yanı sıra özellikle endodontik tedavi sırasında kullanılan küçük el aletlerinin yutulma veya aspire edilmesinin önlenmesi için hasta güvenliği açısından mutlaka rubber-dam takılmalıdır. Malpraktis sorunları göz önünde bulundurulduğunda hekim mağduriyetini engellemek adına mutlaka uygulanması gereken tedavi protokolü olarak kabul edilmelidir. Rubber dam kullanımı European Society of Endodontology (ESE) tarafından A.B.D ve Avrupada özellikle endodontik tedavilerde kullanımı zorunlu kılınmıştır(13).

Rubber-dam bir çok avantajının yanı sıra belli hasta guruplarında kullanılamayabilir:

1. Astım gibi solunum sistemi rahatsızlığı olan hastalar
2. Kooperasyon sağlamayan hastalar
3. Hiperplastik diş eti büyümesi olan hastalar
4. Dişlerinde şiddetli çapraşık bulunan hastalar
5. Epilepsi hastalarında
6. nazal septum deviasyonu yada başka nedenlerle ağız solunumu yapmak zorunda olan hastalara rubber-dam kullanımı kontrendikedir.

2. Geleneksel Rubber-Dam Sistemleri

Geleneksel rubber-dam setleri aşağıdaki parçalardan oluşmaktadır. (Resim 1)

Çerçeve(frame)

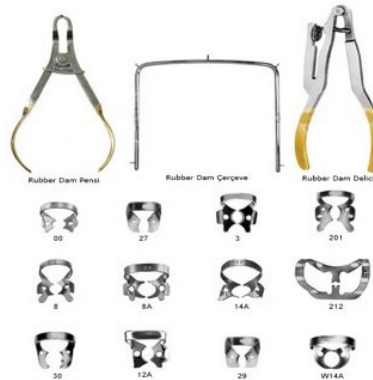
Lastik örtü(dam)

Klemp

Zımba (punch)

Forsepsten

Resim 1: Üiversal Rubber-Dam Seti



2.1 Lastik Örtü

Çeşitli materyallerden yapılan dam lastikleri değişik renk, kalınlık ve ölçülerde bulunabilir. Daha çok 5" x 5" inc ve 6" x 6" inc ebatlarında bulunur. 6" x 6" formatındaki lastik örtüler restoratif diş tedavilerinde birden fazla dişin tedavi edilmesi gerektiği durumlarda kullanılırken, 5" x 5" ebatındaki örtüler ise endodontic tedavi sırasında tek dişin tedavisi için kullanılırlar(14).

Farklı kalınlıklarda bulunan rubber-dam lastikleri ince (0,15 mm), orta (0,20 mm), kalın (0,25 mm), ekstra kalın (0,30 mm), bazende hekimin tercihine göre özel kalın (0,35 mm) boyutlarında bulunabilirler.(Resim 2)

Resim 2: Standart Lastik Örtü



Dişlerin arktaki konumu, kontak yapısı veya çürüğün konumu kullanılacak lastik örtünün kalınlığını belirlerken diğer yandan hekimin alışkanlığı önemlidir. Lastiğin kalınlığı arttıkça yırtılma direncinin artması, diş etinin altında bulunan çürüklerde diş etini iyi retrakte etmesi, beyazlatma işlemi sırasında diş etinin beyazlatma ürünlerinin etkisinden korumak için ve genelde anterior dişlerde kalın lastikler tercih edilirken sıkı kontak yapısına sahip hastalarda ara yüzeye iyi yerleştirildiği için ince lastikler tercih edilir(15). Lastik kalınlığının artması sağladığı izolasyonla doğru orantılıyken klemp ve çerçeveye fazla basınç uygulayabilir. Bundan ötürü arka gurup dişlerde ince örtüler daha çok tercih edilir(15).

Rubber-dam lastikleri çeşitli renklerde bulunabilirler. Daha iyi renk kontrastı sağladıklarından ve göz yorgunluğunu azalttıkları için yeşil, siyah, mavi ve pembe renkler daha çok tercih edilmektedir(16).

Rubber-dam lastikleri bir yüzeyi mat diğer yüzeyi parlak olarak hazırlanırlar. Parlak yüzey hastanın yumuşak dokularını minimal düzeyde irrite

ettiğinden hastaya bakacak şekilde, mat yüzey ise ışığı daha az yansıttığından hekime doğru bakacak şekilde ağza yerleştirilir. Rubber-dam lastiğinin performansı ve kalitesi raf ömrü ve saklama koşullarına bağlıdır. Soğuk ve kuru ortam gerektirdiğinden tercihen buz dolabında saklanabilir. Lateks alerjisi olan hastalar için son zamanlarda lateks içermeyen rubber-dam lastikleri üretilmiştir.

2.2 Çerçeve

Rubber-dam lastiğinin ağız dışında kalan kısımlarını gergin tutarak dilin, yanak ve dudakların çalışma alanından uzak durmasını sağlarlar. Metal veya plastikten üretilirler. Oval veya u-şeklinde bulunabilirler. Endodontik tedavilerde radyografi çekilmesi gerektiğinden genelden plastik çerçeveler daha çok tercih edilirler. Bununla birlikte plastik çerçevelerdeki lastiği tutan çıkıntılar daha kalın olduklarından lastiğin uyumlandırılması daha zordur(16).

2.3 Zimba

Izole edilecek dişin boyutlarına göre delikler açmak için kullanılan penstir. Lastiğin delinmesi sırasında delici uç karşılığında bulunan deliğe tam uyumlandırılmalıdır. Aksi durumda kesme işlemi düzgün yapılamaz ve lastik örtünün dişe veya klempe yerleştirilmesi sırasında yırtılmasına sebep olur(14). (Resim 3 ve 4)

Resim 3: Delici Zimba



Resim 4: Zimba ile açılan delikler



2.4 Forceps

Dişlere uygun klemplerin yerleştirilmesi veya dişten uzaklaştırılmasında kullanılırlar. Forsepsin ucundaki küçük çıkıntılar klemplerin deliklerinden geçirilerek dişe uygulanır. Klempleri tutarken forseps çıkıntılardaki çentiklere

denk gelmelerine dikkat edilmelidir. Aksi takdirde klempin kaymasına ve ucundan fırlamasına neden olur.

2.5 Klempler

Klempler, lastik örtünün izole edilen dişe tam oturması ve yerinde sabit kalmasını sağlar. Klemp takılırken dişin ekvator hattını aşarak diş etine yakın yere yerleştirilmelidir. Dişlere göre farklı şekillerde ve boyutlarda üretilen klempler metal veya plastik olabilirler. Kanatlı-kanatsız, premolar-molar, anterior- posterior ve maksiller-mandibular bölgelere uygun olacak şekilde 50 den fazla çeşitte üretilmiş klempler bulunmaktadır.

Çeşitliliğin yanında universal diye adlandırılan W3, W2, W8A, 212, modifiye 212, ve Brinker klemp 4 (veya B4) klemp ile klinik vakaların %99'unda izolasyon sağlanabilir. (Resim 5 ve 6)

Resim 5: Üniwersal Klempler



Resim 6: B4 Klempler



Yeterli izolasyon sağlanması ve lastik örtünün dişe optimum düzeyde teması için klemp dişe 4 noktadan temas etmelidir. Klempin kelepçeli kısmı her zaman dişin distaline bakacak şekilde dişe takılmalıdır.

Klempin kırılması yeterli tutuculuğu olmayan dişlerde, yerinden çıkması gibi durumlarda istenmeyen sonuçlara neden olmaması için klempin her iki deliğinede ip geçirilerek dışarda çerçeveye bağlanmalıdır(16).

3. Yeni Nesil Rubber-Dam Sistemleri

3.1 Instidam(Zirc, Buffalo, ABD)

Esnek bir çerçeve ve lastik örtünün bir arada olduğu rubber-dam çeşididir. Lastik örtünün ortasında hazır halde bir delik bulunur. Hekimin kullanacağı diş sayısına göre yeni deliklerde açılabilir. Yarı saydam lastik örtü yapısına sahiptir.

Kendinden çerçevesi olduğu için hekime zaman kazandırır. Tek kullanımlık olduğu için sterilizasyon ihtiyacı yoktur. (Resim 7 ve 8)

Resim 7: İnstidam



Resim 8: Yarı Saydam İnstidam



3.2 Handidam (Aseptico, Woodinwille, ABD)

Tek diş veya birden çok diş için kullanılabilen, kendinden çerçevesi rubber dam çeşididir. Pudrasız olması ve protein içeriğinin düşük olması sayesinde minimal doku irritasyonuna neden olur. (Resim 9)

Resim 9: Handidam



3.3 Hijyenik, Çerçevesiz Flexi-dam(Coltene, Whaledent)

105X100 ebatlarında üretilen kendinden çerçevesiz sistemdir. Çerçevesinin esnek olması sayesinde hasta ağzına uyumlandırılması oldukça kolaydır. Kokusuz lastikten üretilmiştir. Tek kullanımlık olduğu için sterilizasyon ihtiyacı yoktur. (Resim 10)

Resim 10: Hijyenik, Çerçevesiz Flexi-dam

3.4 Optidam (Kerr, Kaliforniya, ABD)

İlk üç boyutlu rubber-dam çeşididir. Anterior ve posterior bölgeler için üretilen iki farklı seti bulunmaktadır. Anatomik olarak uyumlu olması nedeniyle klempin dişe tam uyumlanmasını sağlayarak daha rahat ve geniş bir görüş alanı sağlar. Lastik örtü üzerinde bölgelere uygun hazır delikler sayesinde zaman kazandırır. (Resim 11)

Resim 11: Optidam

3.5 Optradam (Ivoclar, Vivadent, ABD)

Klemp kullanma zorunluluğu olmayan tek rubber-dam çeşididir. Kendinden çerçevesiz ve üzerinde hazır delikleri bulunan esnek lastik örtüsü bulunmaktadır. Tek bir lastik örtü ile ağzın her bölgesinde aynı anda izolasyona izin veren tek lastik örtüdür. Küçük ve normal olmak üzere iki farklı boyutta üretilmiştir. (Resim 12 ve 13)

Resim 12: Opradam Resim**13. Opradamın Tüm Üst Çeneye Uygulanması**

4. Rubber-Dam Uygulama Teknikleri

Rubber-dam yerleştirmek için bir çok teknik geliştirilmiştir. Kullanılan tekniğe bakılmaksızın, rubber-damın güvenli ve daha rahat bir şekilde yerleştirilmesi için bazı ön hazırlıkların yapılması gerekmektedir.

1-Dişler arasına mumla kaplanmış bir diş ipi ile girip hem kontak kontrol edilmeli hemde iterproksimal yüzey mumlanarak lastik örtünün dişler arasından daha rahat kayabilmesi sağlanır.

2-Daha iyi bir izolasyon için rubber dam takılan dişlerin tamamı diş ipi ile sabitlenmeli.

3-Klempelerin kırılması veya yerinden çıkması durumunda istenmeyen durumlara sebep olmaması için klempelerin deliklerine mutlaka diş ipi bağlanmalıdır(17).

4-Klemp üzerine parmak ile basınç uygulanarak klempin hareketsiz durduğu ve tam oturduğu kontrol edilmelidir.

5-Lastik örtünün dişe veya klempe yerleştirilmesi sırasında yırtılmaması için delik düzenli kenarlara sahip olmalıdır.

4.1 Tek Aşamalı Uygulama Tekniği

Öncelikle kanatlı bir klemp seçilerek dişe uyumluluğu kontrol edilir. Klemp uçları ve dişler arasında 4 nokta teması olacak ve diş üzerinde hareketsiz duracak şekilde uyumlu olmalıdır. Klemp daha sonra dişten çıkarılıp lastik örtü üzerinde tahmini diş yerini belirleyen deliğe kanatlarından tutturularak yerleştirilir. Klempin kanatları lastiğin altında diğer tüm kısımlar üstünde kalacak şekilde yerleştirilmelidir(Resim14).

Daha sonra forseps ile klempin deliklerinden tutturularak dişe yerleştirilir. Lastiğin dışarda kalan kısımları çerçeveye takılarak gerdirilir. Ardından klempin

kanatlarından lastik örtü ekskavator veya ağız spatülü ile kurtarılarak diş eittirilir.

Eğer lastik örtü birden fazla diş geçirilecek ise bu işlemlerin devamında diş ipi kullanılarak rubber damın interproksimal yüzeylerden geçirilmesi sağlanır. Son diş için diş ipi, ikinci bir klemp veya lastik stop ile rubber dam lastiği sabitlenir.

Resim 14: Lastiğin Klemp Kanatlarına Geçirilmesi



Bu tekniğin modifikasyonunda ise lastik örtü, klemp ve çerçeve birlikte uygulanır. Öncelikle diş uygun klemp seçilir. Rubber dam lastiği çerçeveye takılır. Diş denkle gelecek yerde delik açılır. Klemp kanatları lastik örtüye takılır. Forseps ile dişin üzerine yerleştirildikten sonra lastik örtü klemp kanatlarından atılarak diş oturması sağlanır. Böylece klemp, lastik örtü ve çerçeve tek seferde uygulanmış olur. (Resim 15)

Tek seferde uygulamak; zaman kazandırması ve anterior dişlere rahat uygulanması gibi avantajlarının yanı sıra arka gurup dişlere yerleştirilirken lastik örtü çok gerildiği için takılmasında zorluk yaşanabilir.²

Resim 15: Klemp Lastik Ve Çerçevenin Birlikte Takılması

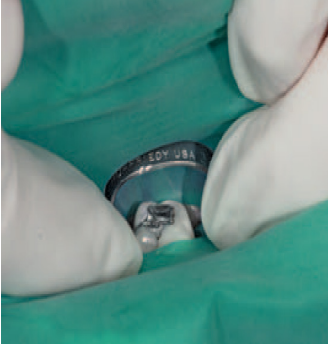


4.2 İki Aşamalı Uygulama Teknikleri

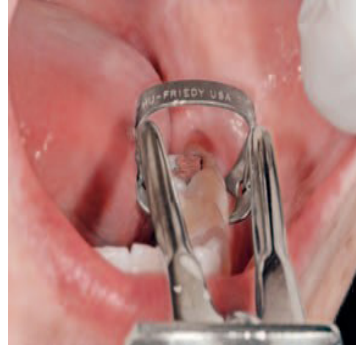
4.2.1 Önce Klemp Yerleştirilmesi

Kanatlı veya kanatsız bir klemp dişe yerleştirilir. Ardından lastik örtü üzerinde açılan delik gerdirilerek klempin üzerinde dişe aktarılır. Birden fazla dişe uygulanacaksa diş ipi ile ara yüzlere lastik örtü yerleştirilir. Ardından lastiğin ağız dışında kalan kısımları çerçeveye bağlanır. (Resim 16,17,18 ve19

Resim 16



Resim 17



Resim 18



Resim 19



4.2.2 Önce Lastik Örtünün Yerleştirilmesi

Özellikler anterior dişlerde kullanılan bu teknikte; öncelikle dişlerin yerleri lastik örtü üzerinde işaretlenerek delikler açılır. Açılan delikler dişler üzerinden geçirilir. Lastik örtünün yerinden çıkmaması için stabilizasyon ipi interproksimal yüzeye yerleştirilir istenilen bölgeye lastik örtü takıldıktan sonra arkın son dişine klemp takılır. Ardından lastik örtünün dışarda kalan kısmı çerçeveye takılır. Diş ipi ile tüm ara yüzlere girilerek lastik örtünün kole kısmına kadar tam oturması sağlanır.

Her iki tekniktende tek veya birden fazla diş izolasyonu sağlanabilir. Birden fazla diş izolasyonunun sağlandığı durumda diş dizesini taklit edecek şekilde ve her delik arasında ortalama 6 mm olacak şekilde delikler açılmalıdır.

4.3 Split Dam Tekniği

Kırılmış veya aşırı madde kaybı olan, klemp için yeterli tutuculuğu olmayan dişlerde uygulanan bir tekniktir. Bu durumda komşu dişlerden yararlanılarak split dam tekniği uygulanır. Bu teknikte rubber dam lastiği üzerinde 5 mm arayla 3 delik açılır. Delikler komşu dişlere geçirilerek lastik sabitlenir. Sonra yandaki deliklerden ortadakine doğru aradaki rubber dam lastiği kesilip atılır. Böylece üç dişi içine alan büyük bir delik oluşturulmuş olur. Ön dişlerde daha çok uygulanan bu teknikte bazı durumlarda klemp kullanılmasına gerek yoktur.(Resim 20)

Resim 20: split dam tekniği



5. Sonuç

Diş hekimliğinde tedavinin başarısını arttıran en önemli etken etkili bir izolasyondur. Bu amaçla çok fazla yöntem ve malzeme geliştirilmiştir. Bunların başında ve en etkili olanı rubber-dam ile izolasyondur. Etkisi kanıtlanmış olan rubber-dam, tüm diş hekimlerine ve diş hekimliği öğrenlerine gerekli teorik ve klinik bilgi verilerek kullanmaları teşvik edilmelidir.

Kaynakça

1. Ahmad IA. Rubber dam usage for endodontic treatment: a review. Int Endod J 2009;42(11): 963-72.
2. Briso AL, Mestrener SR, Delicio G, Sundfeld RH, Bedran-Russo AK, de Alexandre RS, et al. Clinical assessment of postoperative sensitivity in posterior composite restorations. Oper Dent 2007;32(5):421-6.

3. Wong R. The rubber-dam as a means of infection control in an era of AIDS and hepatitis. *Journal of the Indiana Dental Association* 1988, 67:41-43.
4. Harrel SK, Molinari J. 2004 Aerosols and splatter in dentistry : a brief review of the literature and infection control implications. *Journal of the American Dental Association* 2004,135:429-437
5. Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials*,ed1, St Louis,2003,Saunders.
6. American Dental Association Council on Scientific Affairs; ADA Council on Dental Benefit Programs: Statement on posterior resin-based composites, *J Am Dent Assoc* 1998,129:1627-1628.
7. Francis R, Mascarenhas AK, Soparkar P, Al-Mutawaa S. Retention and effectiveness of fissure sealants in Kuwaiti school children. *Community Dent Health*. 2008, 25: 211-215.
8. Barghi N, Knight GT, Berry TG. Comparing two methods of moisture control in bonding to enamel: a clinical study. *Oper Dent* 1991;16:130-135.
9. Berglund A, Molin M. Mercury levels in plasma and urine after removal of amalgam restorations: the effect of using rubber dams. *Dent Mater* 1991,13:297-304.
10. Accorinte MLR, Reis A, Loguercio AD, de Arajuo VC, Muench A. Influence of rubber-dam isolation on human pulp responses after capping with calcium hydroxide and adhesive system. *Quintessence International* 2006, 37:205-212.
11. Going RE, Sawinski VJ. 1967 Parameters related to the use of the rubber-dam. *Journal of the American Dental Association* 1967,77:598-601.
12. Görduysus M. Rubber-dam'ın Hastalar Tarafından Kabul Edilebilirliği Üzerine Bir Değerlendirme Çalışması. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2006,30(2):8-12.
13. European Society of Endodontology. Consensus report of the European Society of Endodontology on quality guidelines for endodontic treatment. *Int Endod J* 1994; 27:115-24.
14. Oberson TM, Heymann OH, Swift EJ. Operatif Diş Hekimliğinde Göz Önüne Alınması Gereken Hazırlık Aşamaları. Gürkan S, editör. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 5. Baskı: Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri; 2011. p.463-92.

15. Johnson WT, Williamson AE. Isolation, endodontic access, and length determination. In: Torabinejad M, Walton RE, eds. Endodontics: Principles and Practice. 4th ed. St. Louis: Elsevier; 2009. p.230-56.
16. Kunzelmann KH, Operatif Dişhekimliğinde Rubber Dam ile Nemin Kontrolü. Roulet JF, Wilson NHF, Fuzzi M, editörler. Operatif Dişhekimliğinde Gelişmeler Güncel Pratik Uygulamalar. 1. Baskı. İstanbul: Quintessence Yayıncılık; 2006. p 35-48.
17. Zinelis S, Margelos J. In vivo fracture of a new rubber-dam clamp. Int Endod J 2002;35:720-723.

BÖLÜM 2

DİŞ HEKİMLİĞİNDE KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ*

Cone Beam Computed Tomography in Dentistry

Anıl Açıklar Kavas¹ & Emin Caner Tümen²

¹(Uzm. Dt.) *Özel Avrupa Diş Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi,*
e-mail: anilaciklar@hotmail.com

ORCID: 0000-0003-1606-6381

²(Prof. Dr.) *Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, e-*
mail: ect1976@gmail.com

ORCID: 0000-0002-0905-1096

1. Giriş

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KİBT) sistemi 1982 yılında medikal alanda damarsal görüntüleme olan anjiyografide kullanılmıştır (1). Ayrıca radyoterapide aynı geometrik koşullarda hasta kesitlerini elde etmek için kullanılan KİBT, daha sonraları diş hekimliği alanında dental ve maksillofasiyal yapıların görüntülenmesi, bu bölgelerdeki hastalıkların teşhis ve tedavisi için kullanılmaya başlanmıştır (2, 3). Bu teknoloji 1980'in başından beri var olmasına rağmen (4), diş hekimliğinde ilk olarak 1990 yıllarının sonlarına doğru birbirinden bağımsız olarak çalışan Mozzo ve arkadaşları (3) ile Arai ve arkadaşları (5) tarafından yapılan çalışmalarda kullanılmaya başlanmıştır.

Maksillofasiyal bölgenin intraoral ve ekstraoral radyografik teknikler kullanılarak elde edilen iki boyutlu görüntüleri; magnifikasyon, distorsiyon,

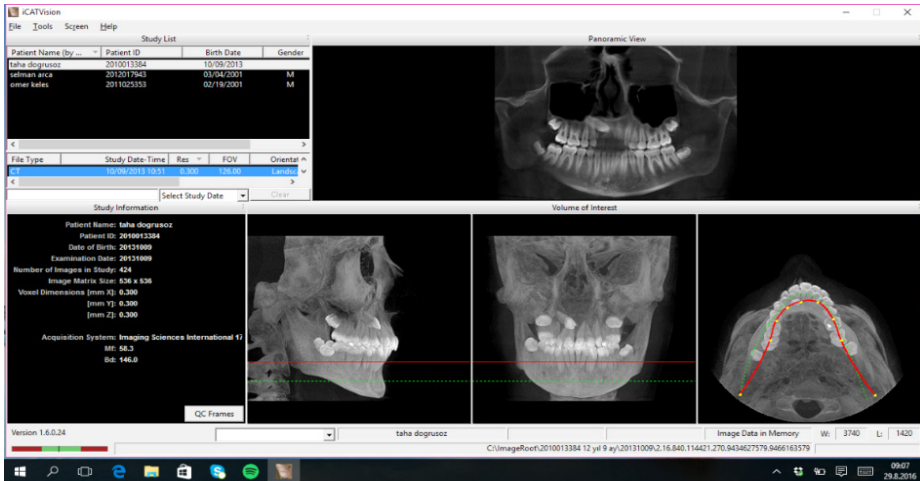
* Bu çalışma Anıl Açıklar Kavas tarafından, Prof. Dr. Emin Caner Tümen danışmanlığında 2016 yılında hazırlanan “Konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılarak yaş ve cinsiyete göre alt ve üst daimi birinci büyük azı dişlerinde pulpa odasının hacimsel olarak ölçülmesi” başlıklı uzmanlık tezinden türetilmiştir.

süperimpozisyon gibi istenmeyen özellikler sebebiyle yetersiz kalmaktadır. Bu nedenle son yıllarda diş hekimliğinde üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinin kullanımı artmıştır (6, 7).

Maksillofasiyal bölgenin üç boyutlu görüntülenmesinde radyasyon dozunun fazla olması, pahalılığı ve kullanılabilirliği açısından geleneksel fan tipi ışınli Bilgisayarlı Tomografilerin (BT) yerine çok düzlemlı görüntüleme sağlayan KİBT tercih edilmektedir (8). Konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile BT'nin yaklaşık olarak altı da biri oranında radyasyon dozu ile çözünürlüğü yüksek görüntüler alınabildiğı ve maliyetinin azalmasına bağı olarak da tanı alanında umut verici olduğı belirtilmiştir (3).

2. KİBT'de Görüntünün İzlenmesi

KİBT cihazları genel olarak panoramik röntgen cihazlarına benzemektedir. Hastanın başı çevresinde tam tur hareket eden dairesel ya da dikdörtgen koni şekilli X-ışın kaynağı ile aynı zamanda ileri-geri hareket eden algılayıcıdan meydana gelmektedir (9). 360° tarama esnasında belirli aralıklarda X-ışınları konik şekilde hedef alana yönlendirilerek temel görüntüler elde edilir. Bu görüntüler sefalometrik radyografi görüntüleri ile benzerlik taşır. Elde edilen ham veriler bilgisayara aktarılarak gelişmiş algoritmaya sahip yazılım programları tarafından aksiyal, sagittal ve koronal düzlemlerde dijital olarak yeniden yapılandırılır. Klinisyen, hastanın dokularını üç boyutlu olarak birçok düzlemlerde kesitsel olarak inceleyebilir (Resim 1) (2, 8-11).



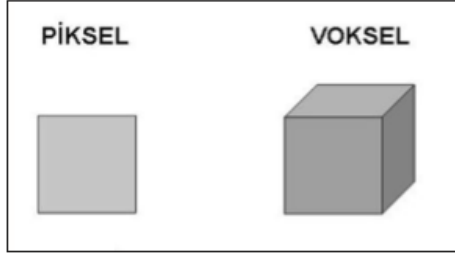
Resim 1: KİBT görüntüsünün bilgisayarda incelenmesi.

KIBT cihazlarının özelliğine Đere hastadan oturur, ayakta ya da yatar pozisyonda Đorüntü alınır. Çoğu zaman oturma pozisyonunda Đorüntü alınan cihazlar tercih edilmektedir (Resim 2). Bununla birlikte baŐın sabit durması hasta pozisyonundan daha önemli bir kriter olarak kabul edilmektedir. Đorüntü alınırken baŐın hareket etmesi, Đorüntü kalitesini önemli ölçüde bozmaktadır (2). Harekete bağlı artefaktların oluşmasını azaltmak için ışınlama süresinin mümkün olduğunca kısa tutulması arzu edilir. Günümüzde KIBT cihazlarının ışınlama süresi 4,8-40 saniye arasında değişmektedir (12-14).

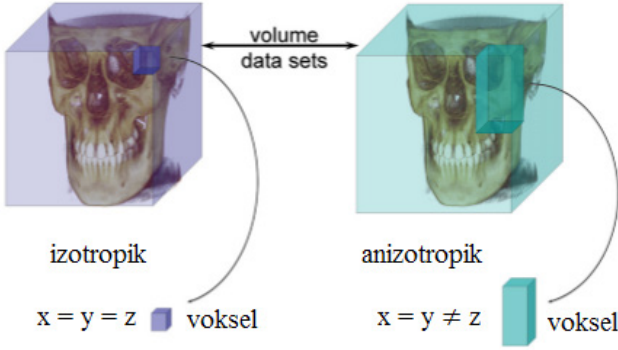


Resim 2: Konik ışınlı Bilgisayarlı Tomografi cihazı (10).

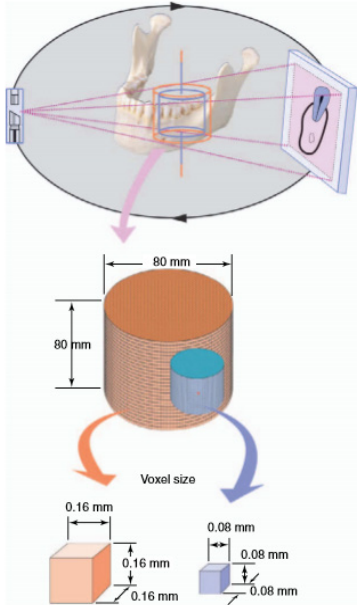
Geleneksel radyografilerde Đorüntü, noktasal serilerden oluşan pikseller ile yakalanırken, KIBT'lerde ise voksel olarak bilinen küçük küp şekilli yapılar ile elde edilir (Şekil 1). Vokseller nesnelerin farklı yönlerden ölçülmesine olanak sağlayan izotropik yapıdadır. Yani X, Y ve Z eksenlerinde boyutları eşittir (15). Medikal BT'lerin vokselleri ise anizotropiktir ve bu nedenle çoklu düzlemlerin ölçümleri tam olarak gerçekleştirilemez (Şekil 2) (16, 17). Voksel boyutu cihazdan cihaza değişen 0,07 ile 0,4 mm arasında bir boyuta sahiptir (11, 14, 15). Voksel boyutu küçüldükçe birim alandaki küp sayısı artar ve Đorüntü çözünürlüğü ile netliği de artmış olur (Şekil 3) (10). Son nesil KIBT üniteleri 12-bit veya 14-bit Đorüntü oluşturur ve sırasıyla 2^{12} (4096) ile 2^{14} (16384) gri renk tonuna sahiptirler (1, 11, 15).



Şekil 1: 2 boyutlu piksel ve pikselin 3 boyutlu hali olan voksel (16).

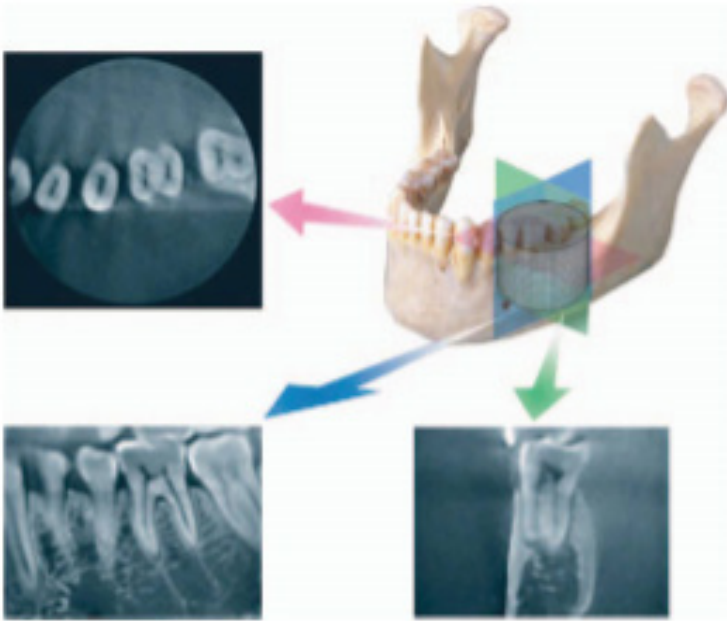


Şekil 2: KİBT'deki izotropik ve medikal BT'lerdeki anizotropik voksel yapısı (6).



Şekil 3: KİBT'de radyasyon kaynağı konik şekildedir. Alıcı sensörler görüntüyü dijital olarak yorumlamaya izin veren, verilerin üç boyutlu piksel şekli olan vokseller ile yakalar (10).

Elde edilen veriler bilgisayar ortamında düzenlendikten sonra aksiyal, koronal ve sagittal yönlerde iki ve üç boyutlu görüntüler incelenebilmektedir (Şekil 4) (17, 18). KIBT'lerde izotropik voksel yapısından dolayı veriler dikey olmayan düzlemlerde de izlenebilir. Görüntülerin dikey olmayan düzlemlerde ya da oblik oryantasyonlarda izlenmesi, “multiplanar düzlem görüntüsü» olarak adlandırılmakta ve yaygın olarak kullanılmaktadır. Sagittal veya koronal düzlemlerde iyi görüntülenemeyen bazı anatomik yapıların izlenmesinde multiplanar düzlem görüntüleri faydalıdır. Multiplanar düzlem görüntüleri her biri maksillofasiyal bölgenin kompleks yapısındaki anatomik bölgelerin izlenmesini ve diagnozunu sağlayan oblik, panoramik ve çapraz kesitleri içermektedir (2).



Şekil 4: Koronal, sagittal ve aksiyal olmak üzere üç eksende KIBT görüntüsü (10).

KIBT'de görüntüleme, incelenmek istenen alanın (field of view=FOV) boyutuna göre küçük, orta ve geniş olmak üzere üçe ayrılmaktadır. Küçük görüntülemelerde birkaç dişi içeren dental alan gibi 10 cm'den dar bir bölge, orta tipte 10-15 cm arasındaki her iki dental ark incelenirken, geniş tipte ise 15 cm'den geniş havayolu veya temporomandibular eklem gibi alanlar incelenebilmektedir (19, 20). Görüntüleme alanı daraldıkça daha küçük boyutta voksel kullanılmaktadır ve görüntü çözünürlüğü çok daha yüksektir (17).

3. KİBT’de Efektif Doz Değeri

Yapılan alıŐmalarda, KİBT cihazları için efektif doz 11–1073 μSv (mikrosievert) değeri arasında olup, cihazın modeline, uygulanan görüntüleme tekniğine ve seçilen görüntüleme alanına (FOV) göre değişiklik göstermektedir (7) (Tablo 1).

Tablo 1: *Diş hekimliğinde geleneksel görüntüleme yöntemleri ile KİBT görüntülemenin efektif doz değerleri (7).*

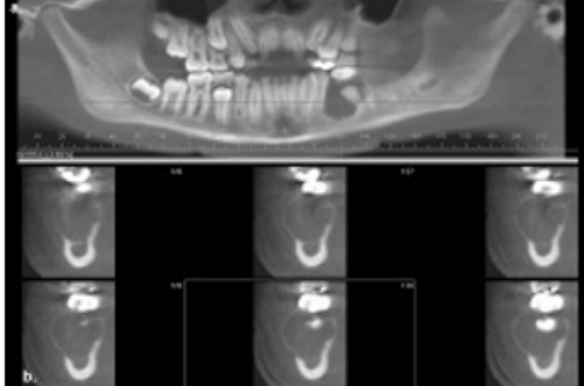
	Efektif Doz (μSv)
İntraoral radyografi	<1,5
Panoramik radyografi	2,7-24,3
Sefalometrik radyografi	<6
Maksillomandibular çok kesitli BT	280-1410
KİBT (Küçük ve orta FOV)	11-674
KİBT (Geniş FOV)	30-1073

Geleneksel BT’lerle elde edilen maksillofasiyal görüntüleme ile kıyaslandığında efektif doz değeri yaklaşık olarak %76.2 ile %98.5 arasında belirgin olarak azalmaktadır. Ayrıca hastaya verilen radyasyon dozu hastanın çenesinin doğru pozisyonda konumlandırılması ve koruyucu kurşun bariyerlerin kullanılmasıyla %40’a yakın azaltılabilmektedir (6).

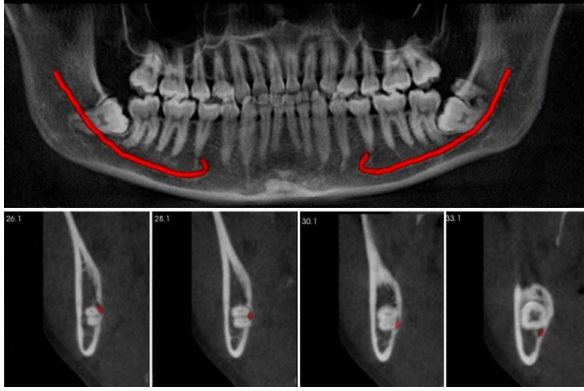
Hastaya gerekli olan en dŐuk dozun verilmesi ilkesi olan ALARA (As Low As Reasonably Achived) esas alındığında, KİBT cihazlarının ışınlama özellikleri hasta boyutuna göre ayarlanmalıdır. Bu da uygun akım ve voltaj değerlerinin seçilmesi ile mümkündür (2).

4. Diş Hekimliğinde KİBT Kullanım Alanları

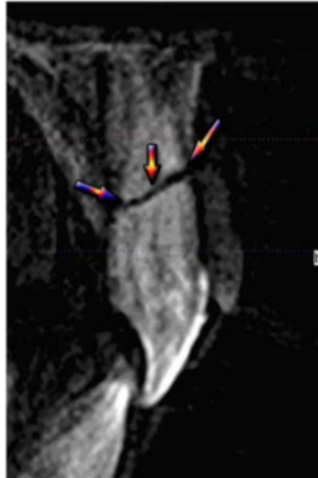
Literatürde diş hekimliğinde klinik olarak KİBT’nin birçok kullanım alanları bulunmaktadır. Maksillofasiyal bölgedeki patolojik yapıların tanısında (Resim 3), mandibular kanal (Resim 4), mental foramen ve maksiller sinüs gibi anatomik yapıların cerrahi işlem öncesi konumlarının belirlenmesinde, kök kırıkları (Resim 5) ve alveolar kemik kırıklarının (Resim 6) teşhisinde kullanımı önerilmiŐtir.



Resim 3: Sol mandibular bölgedeki patolojinin panoramik ve çapraz kesitlerdeki gösterimi (8).



Resim 4: Mandibular kanal ile gömülü dişin ilişkisinin panoramik ve çapraz kesitlerde gösterilmesi (13).

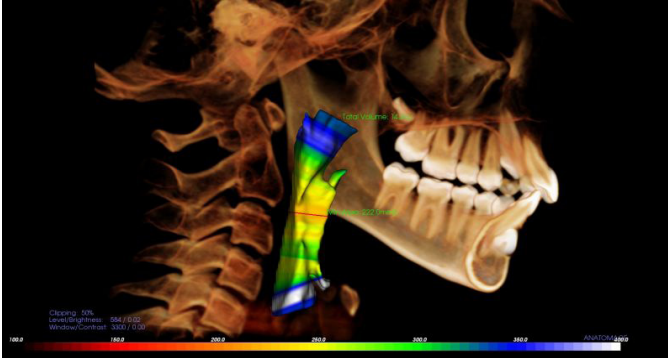


Resim 5: Kök kırığının çapraz kesitteki görüntüsü (21).

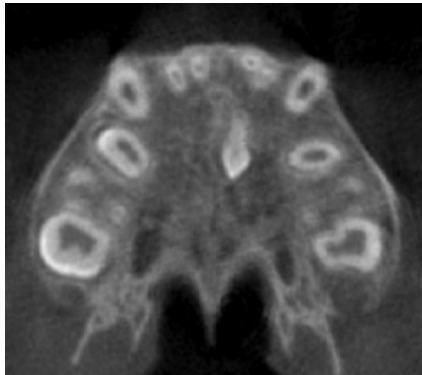


Resim 6: Dentoalveolar kırığın aksiyal kesit görüntüsü (22).

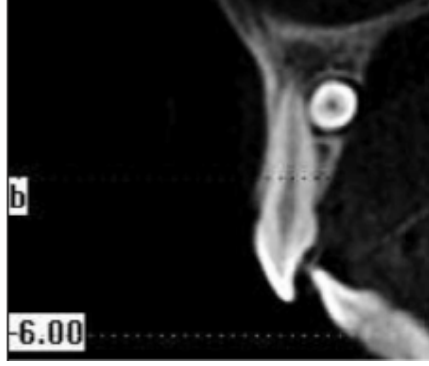
Ortodontik tedavi öncesi dental gelişimin, kraniyofasiyal morfolojinin ve hava yolu boşluğunun incelenmesinde (Resim 7), gömülü dişlerin, yabancı cisimlerin ve süpernümerer dişlerin uzaysal konumları (Resim 8-10) ve anatomik yapılarla ilişkisinin belirlenmesinde kullanılabileceği belirtilmiştir.



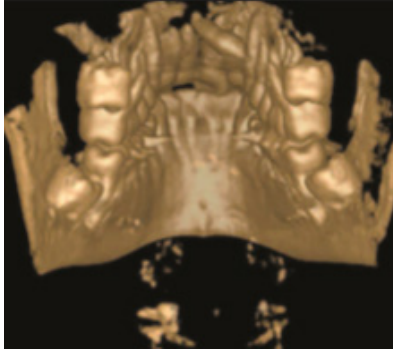
Resim 7: Hava yolu boşluğunun 3 boyutlu modelinin gösterilmesi (13).



Resim 8: Süpernümerer dişin aksiyal kesit görüntüsü (23).

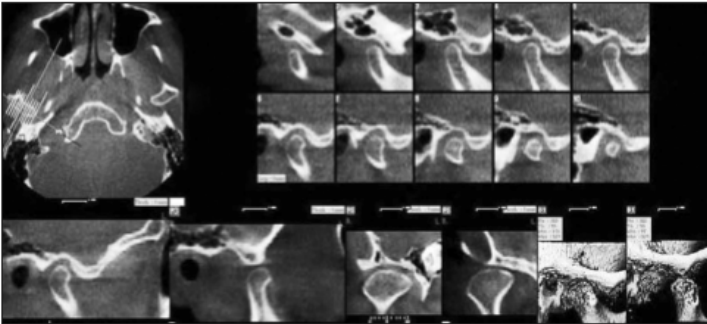


Resim 9: Süpernümerer dişin çapraz kesit görüntüsü (11).

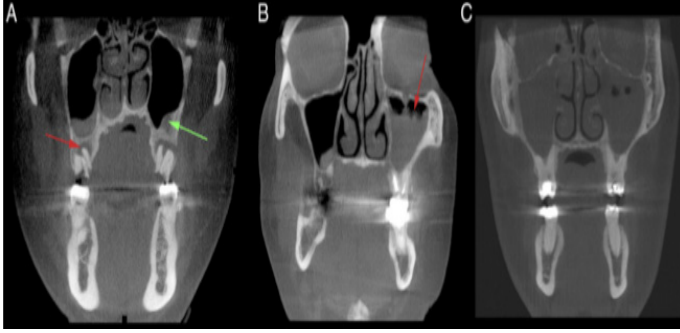


Resim 10: Süpernümerer dişin 3 boyutlu model görüntüsü (11).

Bunların yanında mandibular kondil ve çevre kemik yapıların incelenmesinde (Resim 11), temporomandibular eklem düzensizliklerinin değerlendirilmesinde, odontojenik kökenli maksiller sinüzit teşhisinde de (Resim 12) kullanılabilir.



Resim 11: Normal temporomandibular eklem yapısını, açık ve kapalı ağız pozisyonunda kondil-fossa ilişkisini gösteren aksiyal, sagittal, koronal ve 3 boyutlu model görüntüleri (9).

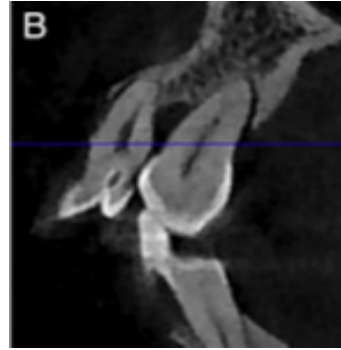


Resim 12: Üst birinci büyük azı seviyesindeki koronal kesit görüntüleri. A) Odontojenik maksiller sinüzit B) Non odontojenik maksiller sinüzit (24).

Ayrıca, kök sayı anomalisi, dilaserasyon ve dens in dente gibi anomali bulunan dişlerin endodontik tedavi öncesi pulpa odası ve kök kanal yapılarının incelenmesi (Resim 13, 14), kök rezorpsiyonu ile periapikal lezyonun değerlendirilmesi (Resim 15, 16) gibi kullanım alanları da bulunmaktadır (2, 25).



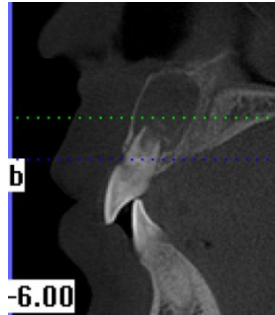
Resim 13: Alt çene küçük azı bölgesindeki ikiz dişin görüntüsü (23).



Resim 14: Dens in dente anomalisi görülen dişin çapraz kesit görüntüsü (26).



Resim 15: İnternal rezorpsiyonun sagittal düzlem görüntüsü (16).



Resim 16: Periapikal lezyonun çapraz kesit görüntüsü (13).

5. KIBT'nin Avantajları

Radyografik görüntüleme karşılaştığımız magnifikasyon, distorsiyon, süperimpozisyon gibi istenmeyen görüntü bozuklukları KIBT sistemleriyle ortadan kalkmıştır (6, 7).

KIBT 0,07-0,4 mm arasında submilimetrik voksel çözünürlüğü ile ince kesitler alma imkanı sunarak, elde edilen ve yeniden şekillendirilen görüntülerin orijinalle neredeyse aynı kalitede ve boyutta olmasını sağlamaktadır (14).

Görüntünün sagittal, aksiyal ve koronal düzlemlerde üç boyutlu olarak bilgisayar ortamında taranmasına ve bu verilerinin hekimin isteğine bağlı olarak kişisel bilgisayarda tüm açılardan incelenmesine olanak sağlaması en önemli avantajıdır (1).

Yapılan çalışmalarda, medikal BT ile karşılaştırıldığında, KIBT sistemlerinde cismin görüntüsünün elde edilebilmesi için ışın kaynağının bir kez dönüşünün yeterli olabilmesi nedeniyle tarama süresi oldukça azaltılmış olup, yaklaşık olarak 4,8-40 saniye gibi kısa bir zaman aralığında gerçekleşmektedir (12, 13). Kısa tarama süresine bağlı olarak uygulanan radyasyon dozu ve gelişebilecek artefakt riski azalmaktadır (8).

Geleneksel BT'lerle elde edilen maksillofasiyal görüntüleme ile kıyaslandığında efektif doz değeri yaklaşık olarak %76.2 ile %98.5 arasında belirgin olarak azalmaktadır (6).

KIBT üretici firmaları, özel amaçlara yönelik yazılım programları hazırlamıştır. Bu sayede boyutsal değerlendirmelerin ve ölçümlerin yapılması, görüntülerin büyütülerek izlenebilmesi, görüntüler üzerinde not alınabilmesi mümkün olmaktadır (2).

Geleneksel BT'ler ile karşılaştırıldığında maliyetinin oldukça düşük olması, teknolojik gelişmeler ile birlikte kapladığı alanın oldukça azalması gibi avantajları da bulunmaktadır (16, 27).

6. KIBT'nin Dezavantajları

KIBT'nin görüntü kalitesini zayıflatan temel faktör artefaktlardır. Artefakt, görüntülenmek istenen cisim ile ilgili olmayan şekil değişikliği, yansıma veya bozuklukları ifade eder. Görüntü elde edilirken fiziksel nedenlerden dolayı oluşabilirler. "Beam hardening" denilen X-ışınının bir cisimden geçtiğinde düşük enerjili fotonların yüksek olanlara göre daha fazla absorbe edilmesi durumu sonucunda, metalik cisimlerde (metalik restorasyonlar, braketler,

vener kuronlar, kanal içi postlar vb.) Şekil bozukluğu ve distorsiyon, iki farklı yoğunluktaki nesnelere arasında koyu renkli bantlar veya ıŐınsal parlamalar gibi artefaktlar meydana gelebilmektedir. Radyasyon saılımlarına bağlı olarak görüntünün izlenmesine engel olan, radyografik dansitede istenmeyen değişiklikler (noise) oluşabilmektedir (2, 7, 11, 16, 28).

Medikal BT cihazlarına göre kontrast znrllĞnn düşük olmasına bağlı olarak, yumuşak doku görüntüsü zayıf olmaktadır. Kontrast znrllĞnn yüksekliği, daha kaliteli yumuşak doku görüntüsünün alınmasını sağlamaktadır (18).

Klinik olarak teşhis açısından yardımcı olmakla birlikte, yüksek maliyete sahip olması önemli bir dezavantaj oluŐurmaktadır. Ayrıca, periapikal ve panoramik radyografilere kıyasla daha yüksek radyasyon dozuna sahiptir. Klinik teşhis araçları ve geleneksel radyografi ile yeterli bilgi elde edilemediği durumlarda tercih edilmelidir (19).

Günümüzde kullanılan KIBT cihazları birçok firma tarafından üretilmektedir. AŞağıdaki tabloda kullanılan KIBT cihazlarının markaları ve üretici firmaları özetlenmektedir (Tablo 2).

Tablo 2: Günümüzde kullanılan KIBT görüntüleme sistemleri (6, 12).

nite	Modeller	retici Firma
Accuitomo	3D Accuitomo 3D Accuitomo 170/60/80	J. Morita, Japan
Auge Solio	Auge Solio ZIO CM	Asahi Roentgen, Japan
Cranex	Cranex 3D Cranex 3Dx	Soredex, Finland
Galileos	Comfort Compact	Sirona Dental Systems, Germany
Hitachi	CB MercuRay CB Throne	Hitachi Medical Systems, Japan
i-CAT	Classic Next Generation	Imaging Sciences International, USA
ILUMA	Ultra Cone Beam CT Scanner	IMTEC Imaging, New York
KaVo	3D eXam	KaVo Dental, Germany
KODAK	Kodak 9000 3D Kodak 9300 Kodak 9500	Kodak Dental System, Carestream Health, USA

NewTom	NewTom 3G NewTom 5G NewTom VGi	QR, Inc., Italy
PaX	PaX-Zenith 3D PaX-Duo PaX-Reve	Vatech, Korea
Picasso Series	Trio/ Pro/ Master	E-Woo Technology Co., Ltd., Korea
PreXion 3D		TeraRecon Inc., California
Promax	Promax 3D Promax 3D plus	Planmeca OY, Finland
Scanora	Scanora 3D Scanora 3Dx	Soredex, Finland
Sky View	3D Panoramic imager	My-Ray Dental Imaging, Italy

Kaynakça

1. Farman AG, Scarfe WC, editors. The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. Seminars in Orthodontics; 2009: Elsevier.
2. Samur S. Dişhekimliğinde Cone Beam Bilgisayarlı Tomografi. ADO Klinik Bilimler Dergisi. 2009;3(2):346-51.
3. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IB. A New Volumetric CT Machine for Dental Imaging Based on the Cone-beam Technique: Preliminary Results. Eur Radiol. 1998;8(9):1558-64.
4. Robb RA, Sinak LJ, Hoffman EA, Kinsey JH, Harris L, Ritman EL. Dynamic Volume Imaging of Moving Organs. J Med Syst. 1982;6(6):539-54.
5. Arai Y, Honda K, Iwai K, Shinoda K, editors. Practical Model “3DX” of Limited Cone-beam X-ray CT for Dental Use. International Congress Series; 2001: Elsevier.
6. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-beam CT and How Does It Work? Dent Clin North Am. 2008;52(4):707-30.
7. Venskutonis T, Plotino G, Juodzbaly G, Mickevičienė L. The importance of cone-beam computed tomography in the management of endodontic problems: a review of the literature. J Endod. 2014;40(12):1895-901.
8. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical Applications of Cone-beam Computed Tomography in Dental Practice. Journal-Canadian Dental Association. 2006;72(1):75-80.

9. Kumar M, Shanavas M, Sidappa A, Kiran M. Cone Beam Computed Tomography-Know Its Secrets. *Journal of international oral health: JIOH*. 2015;7(2):64.
10. Berman LH, Hartwell GR. Diagnosis. In: Hargreaves KM, Cohen S, editors. *Cohen's Pathway of the Pulp*. 10 ed. St. Louis: Mosby; 2012. p. 2-39.
11. Doğan MS, Yavuz İ, Tmen EC. Konik IŞınlı Bilgisayarlı Tomografinin Çocuklarda Kullanım Alanları. *Turkiye Klinikleri Journal of Pediatric Dentistry-Special Topics*. 2015;1(1):118-30.
12. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortetniemi M. Dental Cone Beam CT: A Review. *Phys Med*. 2015;31(8):844-60.
13. <http://www.i-cat.com/products/> [24.08.2016].
14. Hatcher DC. Operational Principles for Cone-beam Computed Tomography. *The Journal of the american dental association*. 2010;141:3S-6S.
15. Orhan K. Diş Hekimliğinde Konik IŞınlı Komputerize Tomografinin (KİKT) Yeri ve Önemi. *Yeditepe Üniversitesi Diş Hek Derg*. 2012;3(3):6-17.
16. Yiğit zer SG. Konik IŞınlı Bilgisayarlı Tomografi'nin Endodontide Uygulama Alanları. *Acta Odontologica Turcica*. 2010;27(3):207-17.
17. Üreyen Kaya B. Endodontide Konik IŞınlı Bilgisayarlı Tomografinin Uygulama Alanları. *E Dişhek Fak Derg*. 2012;33(1):21-31.
18. White SC, Pharoah MJ. The Evolution and Application of Dental Maxillofacial Imaging Modalities. *Dent Clin North Am*. 2008;52(4):689-705.
19. ErtaŐ ET, Arslan H, apar İD, Gök T, ErtaŐ H. Endodontide Konik IŞınlı Bilgisayarlı Tomografi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24(1):113-8.
20. Evans CA, Scarfe WC, Ahmad M, Cevitanes LH, Ludlow JB, Palomo JM, et al. Clinical Recommendations Regarding Use of Cone Beam Computed Tomography in Orthodontics. Position Statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral and Maxillofacial Radiology* 2013;116(2):238-57.
21. Yavuz İ, Tmen EC, Doğan MS, nal M, Kaya S, Adıgzel . Kk Kırıklarının Teşhisinde Konik IŞınlı ç Boyutlu Dental Tomografinin Avantajları *Dicle Diş Hek Derg*. 2009;10:10-20.
22. akur B, Smbll MA, D D, anakı CF. Dento-alveolar Kırık Teşhisinde Dental Volmetrik Bilgisayarlı Tomografi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;2012(1).

23. Liu D, Zhang W, Zhang Z, Wu Y, Ma X. Three-dimensional Evaluations of Supernumerary Teeth Using Cone-beam Computed Tomography for 487 Cases. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2007;103(3):403-11.
24. Maillet M, Bowles WR, McClanahan SL, John MT, Ahmad M. Cone-beam Computed Tomography Evaluation of Maxillary Sinusitis. *J Endod*. 2011;37(6):753-7.
25. Akarslan Z, Peker İ. Bir Diş Hekimliği Fakültesindeki Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi İncelemesi İstenme Nedenleri. *Acta Odontologica Turcica*. 2015;32(1):1-6.
26. Capar ID, Ertas H, Arslan H, Ertas ET. A Retrospective Comparative Study of Cone-beam Computed Tomography Versus Rendered Panoramic Images in Identifying the Presence, Types, and Characteristics of Dens Invaginatus in a Turkish Population. *J Endod*. 2015;41(4):473-8.
27. Büyük SK, Ramoğlu Sİ. Ortodontik Teşhiste Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi. *Sağlık Bilimleri Dergisi*. 2011;20(3):227-34.
28. White SC, Pharoah MJ. Imaging Principles and Techniques. In: Rudolph P, Alvis K, editors. *Oral Radiology: Principles and Interpretation*. 5 ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences; 2004. p. 71-277.

BÖLÜM 3

ÇÜRÜKSÜZ SERVİKAL LEZYONLAR VE TEDAVİSİ

Caries-free Cervical Lesions and Their Treatment

Derya Türel

*(Dr. Öğr. Üyesi) Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi*

e-mail: turelderya4@gmail.com

ORCID: 0000-0002-2341-9440

Çürüksüz servikal lezyonlar beslenme alışkanlıklarının değişmesi, oral hijyene verilen önemin artması ile birlikte mikroorganizma dışında faktörler nedeniyle oluşan, dişlerin servikal bölgelerinde ve daha çok üst çene bukkal bölgede gelişen geri dönüşümsüz diş sert doku kayıplarıdır. (1) Dişlerin sürmesi ile başlayan bu aşınma, fizyolojik ya da patolojik etkenlerle devam eder ve dişlerin morfolojisini etkiler. Mide hastalıkları, kronik kusmalar, tükürük bezi hastalıkları, astım, diyabet, sjörjen sendromu gibi otoimmün hastalıklar çürüksüz servikal lezyonlar için risk oluşturur.

Doku kaybına neden faktörler göz önünde tutularak **atrizyon, erozyon, abrasyon, abfraksiyon** tanımları ortaya çıkmaktadır. Birkaç faktörün bir araya gelerek oluştuğu aşınmalarda etken faktörlerden hangisi ağırlıktaysa servikal lezyon onun adını alır.

Atrizyon, yabancı cisimlerden kaynaklanmayan, dişin dişe teması sonucu dişlerin okluzal ve aproksimal yüzeylerinde meydana gelen aşınmadır.(2) Normal çiğneme fonksiyonuyla, yaşla birlikte oluşan yavaş ve sürekli gelişen aşınmaya **fizyolojik atrizyon** denir. **Patolojik atrizyon** ise bireyin yaşına göre erkenden ve normalden fazla diş sert doku kaybının gözlemlendiği durumlara

denir. Oklüzyon bozuklukları, prematür kontaklar, diş sıkma ve gıcırdatma gibi alışkanlıklar patolojik atrizyona neden olabilir.(3,4)

Atrizyon olgularında klinik olarak gözlenenler:

- Tüberkül tepelerinde, kesici kenarlarda, düz, cilalı, parlak yüzey
- Dişlerde ve mevcut restorasyonlarda kırılma, çatlaklar
- Yumuşak dokularda yanak, dil, dudaklarda diş izleri
- Dişlerin aproksimal kontakt noktalarının yüzey haline dönüşmesi

Atrizyon olgularında sekonder dentin yapımına bağlı olarak pulpa kendini korurken bazen de pulpa açığa çıkabilir.



*Şekil 1: Atrizyon lezyonunun ağız içi görünümü

Erozyon, bakteri içermeyen, kimyasal nedenlerle oluşan patolojik diş sert doku kaybıdır. Dental erozyonda mine yüzeyi mikroskopik olarak önce yumuşar ve ardından tamamen ortadan kalkar. Asidik ya da abrasiv maddelerle çalışan bireyler aşınmanın yüksek oranda görüldüğü hastalardır. Sosyoekonomik düzeyi yüksek bireylerde oral hijyen daha iyi olmasına rağmen erozyon riski fazladır. Tükürük akış hızı ve tamponlama kapasitesine etkili ilaçlar, antidepresanlar, antihistaminikler, antiemetikler ağız kuruluşuna neden olurken; efervesan ya da çiğneme tabletleri erozyon için risk oluşturur. Saf meyve suları, alkozuz karbonatlı içecekler erosiv lezyon oluşturabilirler.

Erozyon lezyonlarında gingival kenarda mine basamağı vardır ve dalgalı sınırlar oluşabilmektedir. Kole bölgesindeki lezyonlar mine sement sınırının koronalinde oluşur. Lezyonun apikalinde sağlam mine dokusu, erozyondan etkilenmeyen ince bir bölge kalabilir. Bu durum dişeti oluğu sıvısının 7,5 ve 8,0 arasında değişen pH 'sının bölgede ki asidi nötröle etmesi ya da pelikülün bölgede difüzyon bariyeri oluşturması ile açıklanabilir.(5)

Erozyon etyolojisine göre ikiye ayrılır:

İçsel Nedenler (intrinsik faktörler): Gastroözafagal reflü, blumia, anoreksiya nervosa, hamilelik döneminde kusmalar, kronik alkolizm, tükürük bezi enfeksiyonları sayılabilir.

Gastroözafagal Reflü Nedeniyle Oluşan Erosiv Lezyonlar:

- Alt çene molarların tüberkül tepeleri, okluzal yüzeyleri ve bukkal yüzeylerinde,
- Üst çene molarların tüberkül tepeleri ve
- Üst çene anterior dişlerin palatinal yüzeylerinde izlenir.

Anoreksi/Blumia Nedeniyle Oluşan Erosiv Lezyonlar

- Üst çene anterior dişlerin palatinal yüzeyleri
- Premolar ve molar dişlerin palatinal yüzleri ile okluzal yüzeylerinde izlenir.

Dışsal Nedenler(ekstrinsik erozyon): Asitli yiyecek ve içecekler, çevresel ve mesleki etkenler (pil üreticileri, şarap tadımı yapanlar profesyonel yüzücüler) de görülür.

- Üst çene anterior dişlerin bukkal yüzeyleri, alt çene ve üst çene anterior dişlerin servikal bölgelerinde yer alır.

Klinik muayede plak ve diştaşı yoktur. Hastada hassasiyet mevcuttur. Sarı-kahverengi renk değişimi olup parlak ve düz yüzey vardır. Lezyonun genişliği derinliğinden büyüktür.



*Şekil 2: Erozyon lezyonunun ağız içi görünümü

Erozyonda Koruyucu Yaklaşımlar:

- Asitli içecekler mümkün olduğunca öğünlerle beraber ve pipet kullanılarak tüketilmeli, ağız içinde bekletilmeden hızlıca yutulmalıdır.
- Daha az erosiv etki gösterdiği için içecekler soğuk olarak tercih edilmelidir.
- Öğün sonrasında peynir tüketilmelidir. Tükürük akışını hızlandıran diş dostu sakızlar çiğnenmelidir.
- Kusma sonrasında ağız su ya da flüor içeren gargaralar ile çalkalanmalıdır.

Abrazyon, dişlerle temasta bulunan dış kaynaklı mekanik bir etkenin ya da alışkanlıkların neden olduğu dişte ve restorasyonlarda oluşan patolojik diş sert doku kaybıdır.(6) Latince “abrasum” kelimesinden türemiştir. Abrazyon en sık servikal bölgelerde aşırı güçlü ve diş fırçalama ve diş fırçalama ile ilişkili faktörlerdir. (7,8) Diş fırçasının türü, fırçalama yöntemi ve sıklığı, fırçalama esnasında uygulanan kuvvet, fırçalama süresi abrazyon riskini etkiler. Diş macunlarının dentin aşındırıcılığı (Relative Dentin Abrasion- RDA), abrasiv partikül boyutu, ağız gargaralarının ph değeri abrazyon ve erozyon lezyonlarını etkiler. Dişleri arasında yabancı cisim tutan meslek gruplarında (iğne terzi, çivi_ marangoz) abrazyon riski fazladır. Diş gıcırdatma (bruksizm) ya da diş sıkma (clenching), tırnak yeme, kalem ısırma vb. parafonksiyonel alışkanlıklar abrazyon ve erozyon riskini artırır. Eğitim durumu yüksek olan bireylerde daha iyi ağız hijyenine bağlı olarak abrazyonda artış vardır.

Servikal bölgede oluşan fırça abrazyonlarında başlangıçta lezyon mine sement birleşiminin fasiyalinde, cilalı yüzey görüntüsünde horizontal bir oluk şeklinde iken ileri aşamada lezyon kama görüntüsüne dönüşebilir.(9) Çoğunlukla maksiller premolar ve kaninlerinde ve alt çene premolar dişlerin ön yüzeyinde gözlenirler. (10) Etkilenen dentin yüzeyinde kalsifikasyonlar ve dentin kanallarında sklerozu görülebildiğinden hassasiyet azdır.



*Şekil 3: Abrazyon lezyonunun ağız içi görünümü

Abrazyonda Koruyucu Yaklaşımlar:

Bireyin oral hijyen alışkanlıkları sorgulanmalıdır. İdeal diş fırçalama teknikleri gösterilmeli gerekirse elektrikli diş fırçası da önerilebilir. Aşırı kuvvet uygulayarak dişlerini fırçalayan bireylerde mesela sağ elini kullanıyorsa sol elle fırçalaması önerilir.

Abfraksiyon, Latince kırma anlamına gelen “Frenge, Frangere” kelimelerinden türemiştir. Tüberküller arası esneme hareketine bağlı meydana gelen, eksentrik aşırı okluzal kuvvetler ile oluşan, dişlerdeki bükülme, basma ve gerilme kuvvetlerinin neden olduğu patolojik servikal lezyonlardır.(11) Diş sıkma(clencing), diş gıcırdatma(bruksizm), erken okluzal temaslar, bazı ortodontik apeareler neden olabilir. Abfraksiyon lezyonları sublingual bölgede keskin açılı, pürüzsüz, kama şeklinde lezyonlardır. Bu lezyonlar birden çok dişte oluşabildiği gibi tek dişte de görülebilir ve gingival kenarda stresin artması ile dişler daha zayıf hale gelmektedirler.(12,13) Sublingual bölgede keskin açılı, pürüzsüz, kama şeklinde lezyonlar olarak izlenirler. (14,15)



*Şekil 4: Abfraksiyon lezyonunun ağız içi görünümü

Abfraksiyonda Koruyucu Yaklaşımlar:

Mevcut restorasyonlar değerlendirilerek, okluzal uyumlama yapılmalıdır. Erken temaslar ortadan kaldırılmalıdır. Gerekirse Okluzal splint uygulanarak, malokluzyona bağlı gerilim kuvvetleri elimine edilmelidir. Bruksizmi önlemeye yönelik (botoks vb)işlemler yapılmalıdır.

Çürüksüz Servikal Lezyonlarda Tedaviye Yönelik Yaklaşım

Çürüksüz servikal lezyonlar, bakteri plağı tutulumuna elverişli ortam oluşturarak çürük oluşumuna neden olabilirler. Tedavi planlaması oldukça önemlidir ve hasta şikayetleri göz önünde bulundurulmalıdır.(16) Çürüksüz lezyonlar hassasiyetin giderilmesi, anatomik konturun yeniden sağlanıp hijyen sağlanması, skelerotik dentin nedeniyle oluşan kahverengi görünümün tarattığı estetik kaygı ise ya da pulpanın ortaya çıkma durumlarında tedavi edilmelidir.(17,18)

Çürüksüz servikal lezyonların aktivitesi koruyucu önlemlerin alınmasında, tedavi planının yapılmasında önemlidir. Bunun için ağız içi fotoğraflar, dijital tarama yöntemleri, indeksler kullanılmaktadır. Böylece zaman içerisinde lezyonların derinliği ölçülerek diş aşınmaları kaydedilir ve ilerleme hızına göre tedavi planlaması yapılır. Kontrollerin süresi mevcut lezyonun şiddetine, hastanın yaşına, etyolojik faktörlere göre belirlenir. İntrinsik ve ekstrinsik erozyon olgularında 6 aylık kontroller önerilirken diğer olgularda yıllık kontrol yeterlidir.

Koruyucu tedavide flour uygulamaları ön plandadır. Fluor vernikleri, yaklaşık 1100-ppm flour içeren macunlar, kalsiyum ve fosfat içeren remineralizasyon ajanları topikal uygulamalarda tercih edilmelidir.

Restoratif Tedavi Seçenekleri:

Bu lezyonların restore edilmesi dişlerin dayanıklılığının artırmak, dişsel hassasiyeti gidermek, dişlerin servikal bölgesinde meydana gelen streslerin en aza indirmek, kaybolan diş yapısının daha ileri yıkımını önlemek ve kaybolan estetiği geri getirmek için zorunludur. (19)

Sağlıklı diş dokularının mümkün olduğunca korunduğu minimal invaziv yaklaşımlar yer almaktadır. Çürüksüz servikal lezyonlarda minimal invaziv yaklaşımla, kavite preparasyonu esnasında retansiyon amacı ile mekanik oluklar açılmamaktadır. Bağlanmanın ön planda olduğu restorasyonlar tercih edilmektedir. Mine kenarlarına bizotaj uygulanarak yüzey alanı artırılır, daha iyi retansiyon ve renk geçişi sağlanır.

Cam iyonomer simanlar(CİS)

Reçine modifiye cam iyonomer simanlar(RMCİS)

Akışkan kompozitler (sığ lezyonlarda)

Kompozit reçineler uygulanır.

Cam İyonomer Simanlar:

Cam-iyonomer simanlar, biyouyumlu materyallerdir. Dis dokularına kimyasal olarak uzun süreli bağlanabilirler. Flor rezervuarı etkileriyle devamlı florür salınımına imkan vererek çürük oluşumunu engellerler. (20) Ancak kısa çalışma süresi, uzun sertleşme zamanı, neme karşı hassasiyet göstermesi gibi özelliklerinden dolayı uygulama zorluğu vardır.

Asidik ortamda çözünmesi, yoğun stress altındaki alanlarda retansiyon kaybı göstermesi ve düşük aşınma direnci çürüksüz servikal lezyonlarda kullanımını kısıtlar.

Reçine Modifiye Cam İyonomer Simanlar(RMCİS)

Cam iyonomerlerin içerisine 1995'te rezin monomerlerin ilavesi ile geliştirilen hibrit iyonomerlerdir. Hibrit iyonomerler ile materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri arttırılmaya çalışılmış, neme karşı daha dirençli olmaları ve zamanla bozulmaları engellenmeye çalışılmıştır.(21)

Flor salınımları ve çürük inhibisyonu geleneksel CİS'e benzer olan reçine modifiye cam iyonomerler aside karşı daha dirençlidir. (22) Geleneksel CİS'lerden daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir. Rezin modifiye cam iyonomer simanlarda sertleşme karıştırmayı takiben bilinen asit-baz reaksiyonu ile ve hidroksi etildimetekrilat (HEMA)'nın polimerizasyonu ile gerçekleşir. İki aşamalı dual-cure sertleşme mekanizması asit baz reaksiyonuyla birlikte HEMA'nın sadece ışıkla polimerizasyonu sonucu meydana gelen sertleşmesidir. HEMA'nın hem ışık hem de kimyasal yolla olan polimerizasyonuna ise üç aşamalı(triple-cure) denir. (23) Böylece çalışma süresi uzar ve kısa sertleşme zamanı özelliği kazanarak, bitim ve cila uygulamalarına imkan sağlar. Tutuculuk oranı yüksek olduğundan sığ restorasyonlarda belirli kalınlıkta uygulanarak restorasyonda kırık riski önlenabilir.

Akışkan Kompozitler:

Sığ lezyonlarda tercih edilir. Düşük aşınma direncine sahiptir ve polimerizasyon büzülmesi gösterir. Düşük elastisite modülü ile elastik bariyer oluşturma özelliği ile kompozit reçinelerin altında liner olarak tercih edilir.

Kompozit Rezinler:

Diş sert dokularına adezyon kuvveti ile bağlanırlar. Mine dokusuna bağlanma güvenilir bir yöntem olmasına karşın dentine bağlanma dentinin heterojen yapısı nedeniyle daha karmaşıktır. Lezyonun derinliği artıp dentine ulaştıkça dentin tübüllerinin çap ve sayısındaki artışa bağlı olarak bağlanma dayanımı azalmaktadır. Sklerotik dentin difüzyona engel olup, düşük bağlanma dayanımına sahiptir. Dentin kanalları hipermineralize olup içinde kübik veya eşkenar dörtgen şeklinde vitlokit kristalleri vardır.(24,25). Yüzeysel hipermineralize tabakanın frez ya da self-etch adezivlerin asidik momomeri ile uzaklaştırılması adezyon kuvvetini artırır. Sklerotik dentin yapısı normal dentine göre asitle demineralizasyona daha fazla direnç gösterir.(26) Kompozit rezinlerle kullanılmak için tasarlanmış adezivler, artık günümüzde klinik uygulama basamaklarının sayısı ve bağlanma stratejilerine göre asitle-yıka (total-etch/etch&rinse) adezivler ve kendinden asitli (self-etch) adezivler olarak kategorize edilmiştir.

Tek aşamalı self-etch adeziv sistemler fazla hidrofilik olup, yüksek geçirgenlikte bir hibrit tabakası oluşturur. Mineye selektif -etch uygulaması yapılarak kullanılması önerilir. Üç aşamalı etch&rinse adeziv sistemler ve iki aşamalı self-etch adeziv sistemlerde oluşan hibrit tabaka yüksek derecede hidrofobik özelliğe sahip olup düşük geçirgenlik gösterir ve uzun dönemde yüksek stabiliteye sahiptir.

Kompozit rezinler geniş renk skalasına sahiptir. Uygulamasında tabakalar halinde yerleştirilmesi önerilir. Böylece polimerizasyon büzülmesi azalır ama teknik hassasiyet artar. Polimerizasyon büzülmesinin azaltılması post-operatif hassasiyet, renkleşme, kenar sızıntısı ve sekonder çürük ihtimalini azaltmak bakımından önemlidir.

Mikrofil kompozitler 1970'lerin sonunda piyasaya sunulmuştur. Bu kompozitlerde yapılan prepolimerizasyon işlemiyle, yapı içerisine katılan partükül oranı yükseltilmiş olup, polimerizasyon büzülmesi minimize edilmiştir. Daha iyi cilalanabilen ve daha başarılı bir estetiğe sahip olmuşlardır. (27). Mikrofil kompozitler kırılmaya karşı yüksek oranda doldurucu içeren kompozitlere göre daha dirençlidir ve elastik modülleri daha düşük olduğundan sıklıkla servikal bölge restorasyonlarında, stres bölgelerinde olmayan III. sınıf ve küçük I. sınıf kaviterin restorasyonlarda kullanılırlar.(28). Geleneksel, mikro ve nano hibrit kompozitleri de tanımlayan mikrohibrit kompozitler geliştirilmiştir. Submikron

inorganik doldurucu partüküllerin (0;04 µm) küçükpartiküller (1-4 µm) ile karıştırılıp kompozit yapısının içine eklenmesiyle geliştirilmiştir. Geleneksel hibritlerden farklı fiziksel özelliklere sahip olmasının yanında aşınmaya ve kırılmaya dirençleri arttırılmış, daha iyi cilalanabilen ve uygulama kolaylığına imkan vererek III. IV. ve V. sınıf kaviteilerin restorasyonlarında kullanılmaktadır. (29). Mekanik kuvvetlere karşı yeterli direnci ve arzu edilen düzeyde cilalanabilirliği sayesinde bu kompozitler, anterior estetik alanlar kadar posterior stres bölgelerinde de kullanılırlar.(30). Kompozit rezinde polimerizasyon bitiminde bitirme ve cila yapılır. Bitirme işlemi ile anatomik formun verilmesi, restorasyon kenarlarındaki düzensizliklerin kaldırılması, yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi amaçlanır. Böylece plak birikimi, diş eti iltihabı, çürük oluşumu riski ortadan kaldırılır. Elmas ve karbid frezlerle, bitirme- cila diskleri, aşındırıcı lastikler ve cila patları kullanılır.

Kaynakça

1. Hilton TJ, Ferracane JL, Broome JC. Biologic Considerations. In: Summitt JB, ed. Summitt's Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. 4th ed. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing; 2006. p.423-525.
2. Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links. Eur J Oral Sci 1996;104(2):151-5
3. Dahl BL, Krogstad O, Karlsen K. An alternative treatment in cases with advanced localized attrition. J Oral Rehabil 1975;2(3):209-14.
4. Shugars D, Shugars D. Patient assessment, examination and diagnosis and treatment planning. In: Heymann HO, Swift Jr EJ, Ritter AV, eds. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. 5th ed. St. Louise, Missouri: Mosby Elsevier; 2006. p.404- 46.
5. Lussi A, Jaeggi T, Zero D. The role of diet in the aetiology of dental erosion. Caries Res 2004; 38:34-44.
6. Watson IB, Tulloch EN. Clinical assessment of cases of tooth surface loss. Br Dent J 1985;159(5):144-8
7. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Cohen RE. Tooth wear: attrition, erosion, and abrasion. Quintessence Int 2003;34(6):435-46.
8. Bergstrom J, Lavstedt S. An epidemiologic approach to toothbrushing and dental abrasion. Community Dent Oral Epidemiol 1979;7(1):57-64.

9. Sangnes G. Traumatization of teeth and gingiva related to habitual tooth cleaning procedures. *J Clin Periodontol* 1976;3(2):94-103.
10. Bartlett D, Smith BG. Definition, classification and clinical assessment of attrition, erosion and abrasion of enamel and dentine. In: Addy M, Edgar WM, Embery G, Orchardson R, eds. *Tooth Wear and Sensitivity*. 1st ed. London: Taylor & Francis; 2000. p.87-92.
11. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent* 1991;3(1):14-9
12. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-cariou cervical lesions. *J Dent* 1994;22(4):195-207
13. Burke FJ, Whitehead SA, McCaughey AD. Contemporary concepts in the pathogenesis of the Class V non-cariou lesion. *Dent Update* 1995;22(1):28-32.
14. Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links. *Eur J Oral Sci* 1996;104(2):151-5.
15. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-cariou cervical lesions. *J Dent* 1994;22(4):195-207.
16. King P. Tooth surface loss: Adhesive techniques. *Br Dent J* 1999;186(7):321.
17. Smith BG, Bartlett DW, Robb ND. The prevalence, etiology and management of tooth wear in the United Kingdom. *J Prosthet Dent* 1997;78(4):367-72
18. Lambrechts P, Van Meerbeek B, Perdigao J, Gladys S, Braem M, Vanherle G. Restorative therapy for erosive lesions. *Eur J Oral Sci* 1996;104(2):229-40.
19. Osborne-Smith KL, Burke FJ, Wilson NH. The aetiology of the non-cariou cervical lesion. *Int Dent J* 1999;49(3):139-43.
20. Powell, L.V., Johnson, G.H. ve Gordon, G.E. (1995). Factors associated with clinical success of cervical abrasion/erosion restorations. *Operative Dentistry*, **20**, 7-13.
21. Hse, K.M.Y., Leung, S.K. ve Wei, S.H.Y. (1996). Resin ionomer restorative materials for children; A review, *Australian Dental Journal*, **44**, 1-11
22. Dunne, S.M., Goolnik, J.S., Millar, B.J. ve Seddon, R.P. (1996). Caries inhibition by a resin-modified and a conventional glass-ionomer cement in-vitro. *Journal of Dentistry*, **24**, 91-94.

23. Toledano, M., Osorio, E., Odorio, R. ve Garcia-godoy, F. (1999). Microleakage of class V resin modifiye glass-ionomer and compomer restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **81**, 610-614.
 24. Marshall Jr G, Chang Y, Saeki K, Gansky S, Marshall S. Citric acid etching of cervical sclerotic dentin lesions: An AFM study. *J Biomed Mater Res* 2000;49(3):338- 44
 25. Kwong SM, Tay FR, Yip HK, Kei LH, Pashley DH. An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *J Dent* 2000;28(7):515-28
 26. Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, Pashley DH. Bonding of a self-etching primer to non-cariou cervical sclerotic dentin: Interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent* 2000;2(1):9-28.
 27. Rawls, H.R. ve Upshaw, J.E.C. (2003). Restorative resins. Đinde K.J.Anusavice. (Ed.). Phillip's science of dental materials. 11th edition. Philladelphia: WB Saunders; 399-441.
 28. Ferracane, J.L. (2001). Materials in dentistry: Materials and applications. (2nded.). Baltimore: Lippincott Publishing; 10.
 29. Ferracane, J.L., Berge, H.X. ve Condon, J.R. (1998). In vitro aging of dentalcomposites in water-effect of degree of conversion, filler volume and filler/matrixcoupling. *Journal of Biomedical Material Research*, **42**, 465-472.
 30. Abers, H.F. (2002). Tooth-colored restoratives: principles and techniques. (9th.ed.). Hamilton, Ontario:BC Decker; 120-121.
- * Şekil 1,2,3,4 adlı ağız içi görselleri Restoratif Diş Tedavisi Akıl Notları bölüm 13 Yazar Gülşah YENİER'e ait görsellerdir.

BÖLÜM 4

İMLANTÜSTÜ RESTORASYONLARDA KULLANILAN ÜST YAPI MATERYALLERİ

Superstructure Materials Used in Implant Restorations

Kübra Yıldız Domanic

*(Dr. Öğr. Üyesi) Fenerbahçe Üniversitesi Dişçilik Hizmetleri
Bölümü, Diş Protez Teknolojisi Programı,
e-mail: kubra.domanic@fbu.edu.tr
ORCID: 0000-0002-8271-8870*

Giriş

Derlememizin amacı implant üstü sabit restorasyonlarda kullanılan üst yapı materyalleri ve içeriklerine değinmek; materyalleri uzun dönem başarılarını etkileyen faktörleri marjinal adaptasyon, kırılma dayanıklılığı, karşıt diş aşınma miktarı ve estetik başlıkları altında incelemektir.

İmplant üstü protezleri; sabit ve hareketli protezler olarak ikiye ayırmak mümkündür. Hastanın implant tedavisine başlamadan önce protetik restorasyonu planlanmalı, buna göre cerrahi operasyona geçmelidir. Doğru endikasyon ve doğru planlama, büyük önem taşır. İmplant destekli protezlerin endikasyonları farklı yazarlarca farklı şekilde sıralanmıştır. Bunlar şu şekilde sıralanabilir:

- I. 1. Total dişsizlik
 - a) İmplant destekli sabit protezler
 - b) İmplant tutuculu/destekli hareketli protezler (Özkan, 2012)
 2. Kısmi dişsizlik
 - a) Tek diş eksiklikleri
 - b) Serbest sonlanan bölgeler
 - c) Ara dişsiz boşluklar
- (Bayramoğlu, 2014; Reich ve ark, 2005; Gonzalo ve ark, 2009)
- II. Misch'e göre sınıflandırma

SP-1: Sabit protez, sadece kronu restore eder, doğal diş görüntüsü mevcuttur.

SP-2: Sabit protez, kron ile kökün bir kısmını restore eder. Kron gingival yarıda uzatılmış veya aşırı konturlanmıştır.

SP-3: Sabit protez, kronu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder.

HP-4: Hareketli protez, implant destekli protezlerdir.

HP-5: Hareketli protez, implant tutuculu yumuşak doku destekli protezlerdir. (Misch, 2005)

1989 yılında Misch, implant dişhekimliği için 5 protetik seçeneğin olduğundan bahsetmiştir. Bunlarda ilk 3 seçenek sabit protezleri ifade eder. Bu protezler parsiyel (1/+diş) veya total dişsizliği telafi edebilir; simante veya vidalı tiplerde olabilirler. Tüm sabit restorasyonların ortak noktası, sadece hekim tarafından çıkarılabilesidir. Son iki başlık ise implant desteğine bağlı olan hareketli protezlerdir.

1.1 Total dişsizlik

Total dişsizlik vakalarında implant uygulamadan gerçekleştirilebilecek tek tedavi seçeneği total protezlerdir. Total protezler sabit protezlerle karşılaştırıldığında; proprioception duyusunun, hasta memnuniyeti ve konforunun, çiğneme yetisinin, stabilitenin ve hatta tat alma hissinin dahi azalmasına neden olduğu için günümüzde çok fazla tercih edilmemektedir. Özellikle ileri kret rezorbsiyonu görülen alt çene vakalarında hastalar protezlerini kullanmakta zorluk çektiklerinden ötürü sıklıkla implant uygulamaları tercih edilmektedir.

Total dişsizlik vakalarında ‘implant destekli sabit protezler’ veya ‘implant destekli hareketli protezler’ olmak üzere 2 farklı tedavi seçeneği mevcuttur. Bu vakalarda üst çeneye total protez, alt çeneye ise iki implant destekli overdenture ilk tedavi seçeneği olarak tercih edilmektedir (Özkan, 2012). Yapılan çalışmalar incelendiğinde, alt çenede 4-6 implant, üst çenede 4-8 implant uygulaması ile sabit protezler yapılabilir (Payne ve Solomons 2000; Malo ve ark, 2003).

1.2 Kısmi dişsizlik

Kısmi dişsizlik vakalarında da mümkün olduğunca sabit protezler tercih edilmelidir. Dişsiz bölgelere uygulanan implantlar; restorasyondaki pontik

sayısını azaltır, retantif ünite sayısı artırılır. Bu sayede kemikte daha az stres oluşur; dolayısıyla daha az komplikasyon gözlenir ve protezlerin uzun dönem başarı oranı yükselir. Dikkat edilmesi gereken bir diğer nokta da; implantların dişler gibi stress kırıcı özelliği olmadığı, dolayısıyla protetik planlama ve dizaynın çok dikkatli yapılması gerektiğidir (Misch, 2005).

1.3 Tek diş Eksiklikleri ve Dişsiz ara Boşluklar

Tek diş eksiklikleri, bilhassa anteriorda konumlandığında önemli bir estetik problem teşkil edecektir. Bu tip vakalarda sabit, rezin bağlantılı veya implant destekli protezler uygulanabilir. Komşu dişlerin sağlığı, periodontal durumunun korunması için çürüksüz, preparasyonsuz olduğu durumlarda, daha çok implant destekli protezler tercih edilir. Araştırmacılara göre, osseoentegre olmuş tek implantın uzun dönem başarı oranı çok yüksektir (Jemt ve ark. 1991; Lorenzoni ve ark. 2003). Biyomekanik limitasyonlar dahilindeki yükler altında implantlar fonksiyonda olacağından mevcut kemik yapısı da korunacaktır. Her bir diş için yerleştirilen implantlara gelen kuvvetler de kapasiteleri dahilinde olacağı için prognozu iyi olacaktır.

1.4 Serbest Sonlanan Bölgeler

Tek/çift taraflı serbest sonlu vakalarda uzun dişsiz boşlukların olduğu durumlarda sabit protezin yapılabilmesi için mutlaka implant yapılmalıdır. Aksi takdirde tek tedavi seçeneği hareketli protez olacaktır. 3-4 üyeli köprüler, en az 10 mm uzunluk ve 4 mm çapındaki 2 implantla taşınabilir. Ancak kısa implantlarda her dişe bir implant yerleştirilmesi gerekir. Üst yapılar birbirine bağlanabilir. Genellikle karşıt dişin olmadığı durumlarda implant destekli restorasyonlar fonksiyonel ve ekonomik açıdan 1. moların posterioruna yerleştirilmez. Fakat karşıt arkta 2. molar mevcutsa, bu dişin boşluğa doğru uzamaması için 2. moları da içine alan bir protetik planlama yapılabilir (Kahramanoğlu, 2010).

Üç diş eksikliğinin olduğu durumlarda; kemik yetersizliğinden ötürü mesiale implant yerleştirilemiyorsa, 2 implant ve mesial kantilevere sahip implantüstü restorasyon hazırlanabilir. Mecbur kalınmadıkça doğal diş ile implant birbirine bağlanmamalıdır (Kahramanoğlu, 2010).

Dişsiz boşluk bölgesinin interoklüzal mesafesi, estetik faktörler de incelenerek üst yapının simante veya vidalı olacağına kararı da belirlenmelidir (Belser ve ark, 2000).

2. Üst Yapılar

2.1 Simante Üst Yapılar

Kron veya köprünün dayanağa simante edildiği yapılardır. Tutuculuk mekanik olarak siman sayesinde sağlanacağı için dayanağın boyu yeterli miktarda olmalıdır. Üst yapının pasif oturmasının yanı sıra vidalı üst yapılardaki oklüzalde görünen giriş deliği olmadığından estetikdir (Froum, 2010). Maliyetinin düşük olması, klinik ve laboratuvar işlemlerinin kolaylığı diğer avantajlarıdır. Ancak bu tip üst yapılarda da simantasyon sonrası artık simanın kalması sonucu, ilgili subgingival bölgede enflamasyona rastlanabilir. Ayrıca implant, vida veya dayanak ile ilgili karşılaşılan problemlerde üst yapının kesilerek çıkartılması gerekecektir. Dolayısıyla da üst yapının yenilenmesi gerekecektir.

2.1 Vidalı Üst Yapılar

Kronun dayanağa vidalanması ile oluşturulan üst yapılardır. Vidalama yapıldıktan sonra giriş deliği pamuk pelet veya guta perka gibi ara bir madde ve kompozit ile kapatılır. Hastada interoklüzal mesafenin yeterli olmadığı durumlarda simante üst yapılarla yeterli tutuculuk sağlanamayacağı durumlarda tercih edilir. Dolayısıyla bu hasta gruplarında büyük avantaj sağlar. Ayrıca bir problem varlığında, restorasyonun çıkarılması gerektiğinde kolaylıkla sökülebilir ve tekrar yerine sıkıştırılabilir. Ancak vida deliği kaynaklı estetik dezavantajı, oklüzal yüzeyin istenildiği şekilde hazırlanamaması, yüksek maliyeti ve yapım aşamalarının zorluğu sebebiyle mecbur olunmadığı sürece çok tercih edilmez (Kahramanoğlu 2010; Froum, 2010).

Vigolo ve arkadaşları, 2012 yılında yayınladıkları çalışmalarında, vidalı ve simante implant destekli tek kronların 10 yıllık klinik takibinde peri-implant marjinal kemik ve yumuşak dokularda anlamlı bir farklılık olmadığını rapor etmişlerdir (Vigolo ve ark. 2012).

Nissan ve arkadaşları 2011 yılında yayınladıkları prospektif çalışmalarında vidalı ve simante implant destekli 2 veya 3 üyeli restorasyonların 15 yıla kadar uzun dönem klinik takibini değerlendirmişlerdir. Seramik kırıkları, vidalı restorasyonlarda (%38) simante restorasyonlardan (%4) daha sık gözlenmiştir. Dayanak vidasının gevşemesi anlamlı derecede vidalı restorasyonlarda (%32) simante restorasyonlardan (%9) çoğunlukta olduğu bildirilmiştir. İki grupta da metal altyapı kırığına ratlanmamıştır. Gingival indeks skorları simante restorasyonlarda 0.09 iken vidalı restorasyonlarda 0.48 ile anlamlı derecede

daha yüksek bulunmuştur. Marjinal kemik kaybında ise; vidalı restorasyonlarda 1.4 mm, simante restorasyonlarda 0.69 mm değerleri rapor edilmiştir (Nissan ve ark. 2011).

3. Kullanılan Restoratif Materyallere Göre Sabit Protetik Restorasyonlar

Günümüzde implant destekli sabit protezlerde restoratif materyal tipine göre en sık kullanılan üst yapı materyalleri; metal-seramik restorasyonlar ve tam seramik restorasyonlardır.

3.1 Metal Alt Yapılı Seramik Restorasyonlar

Seramik, genellikle bir ya da daha fazla metal elementinin, metal olmayan bir element (çoğunlukla oksijen) ile yaptığı bileşimdir. Bu yapıda, metal olmayan oksijen elementi matris görevi görür. Daha küçük yapıdaki metal ya da silisyum (Si) da, oksijen (O_2) atomları arasında yer alır. Oksijen iyonu ile silisyum arasındaki tetrahedral yapılar seramiklerin esas kimyasal bağları meydana getirir. Oksijen atomları arasındaki boşluklara daha küçük yapıdaki silisyum atomları yerleşirler. Silisyum tetrahedral dental seramiğin çekirdek yapısı olup dental seramiği oluşturan feldspar, kaolin ve kuartzın yapısına girerek bir kompozisyon oluşturur. Tüm porselenlerin temel yapısı ise feldspar, kaolin, kuartz olmak üzere üç esas maddeden oluşur. Ayrıca akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar ve lüminisans özelliği veren ajanlar da bulunur (O'Brein, 2002).

Dişhekimliğinde kullanılan seramik; % 75- 85 feldspar ($K_2O Al_2O_3 6SiO_2$), % 12- 22 kuartz (silika, kum)(SiO_2), % 3-5 kaolinden (kil) ($Al_2O_3 SiO_2 2H_2O$) oluşur. Feldspar birleştirici ajandır ve saydamlık sağlar (Şenyılmaz, 2005). Doğada çok yaygın bir şekilde bulunur ancak hiçbir zaman saf değildir, içinde değişik oranlarda sodyum(Na_2O) ve potasyum(K_2O) gözlenir. Diş hekimliğinde genellikle potasyum feldspar kullanılır. Çünkü potasyum feldspar, porselenin şeffaflığını arttırırken fırınlama sırasındaki form bozulmasını engelleyebilir. Eridikten sonra camsı ve yüksek viskoziteli parlak bir madde haline gelir ve aşırı ısıtılmadıkça formunu koruyabilir (Sailer ve ark. 2006).

Seramiklerin ışık geçişine izin vermeleri, doğal diş yapısını taklit edebilmeleri, ağız içi sıvılarından etkilenmemeleri, yumuşak dokularla uyumlu olmaları, aşınmaya karşı dirençleri, renk değiştirmemeleri ve doğal diş benzer

ısısal genleşme katsayısına sahip olmaları gibi avantajları vardır (Hondrum, 1992; Moffa ve ark, 1973). Seramikler bu özelliklerinden dolayı da günümüz dişhekimliğinde en yaygın olarak kullanılan restoratif malzemelerdir (Bona ve Kelly, 2008; Pol ve Kalk, 2011).

Kırılganlıkları, pişme esnasında fazla miktarda büzülmeleri, doğal dişle renk ve şekil uyumlandırılmalarında oluşan zorluklar ise önemli dezavantajlarıdır (Raigrodski, 2004). Ayrıca seramiğin dış yüzeyinde yapısal olarak mikroçatlaklar bulunur. Boyutları 3-6 mm aralığında, cm^2 'de yaklaşık 1000 adet bulunan *Griffith çatlakları*, camın iç streslerini arttırmalar. *Griffith çatlaklarının* yönü ve boyuna bağlı olarak çatlakların uç kısımlarında stresler gelen kuvvetten daha yoğun şekilde birikerek kırılma dayanıklılığında belirgin düşüslere sebep olabilir (Aydın, 2012). Bu yüzden seramiklerin mekanik özelliklerinin ve gerilme streslerine karşı direncinin artırılması için metal alt-yapılarla desteklenmektedir. 70 MPa gibi düşük gerilme direnci olan feldspatik seramikler, metal altyapılarla desteklendiğinde 550 MPa'ya çıkan bükülme dayanıklılığına sahip olmaktadır (McLean, 2001). Çünkü pişme esnasında metal yüzeyindeki oksit tabakası ile seramik arasında kimyasal bağlantı oluşur ve bu sayede de mikroçatlakların ilerlemesi engellenir. Ayrıca feldspatik seramikler fırınlanmaları esnasında hacimsel olarak % 30-38 ve doğrusal olarak da % 11-15 lere varan miktarda büzülme gösterirler. Metal alt yapı ile desteklenmeleri ile feldspatik seramiklerin boyutsal değişikliği, restorasyonun bitim sınırından kontrol edilebilir (McLean, 2001). Metal-seramik restorasyonlarda altyapı materyali olarak en çok Ni-Cr alaşımı kullanılır.

Seramiği desteklemesi için metal alt yapı kalınlığının ortalama 0,5 mm olması gerekir. Bu miktarın 0,5 mm'nin altına düşmesi durumunda, metal altyapının basınç altında deforme olduğunu ve altyapı uyumunun bozulacağı rapor edilmiştir (Bayramoğlu, 2014). Isaasson ve Isaacson (1980) ise altyapı kalınlığının 0.3 mm'nin altına düşmemesinin gerektiğini bildirmişlerdir.

Lüthy ve arkadaşları 2005 yılında yayınladıkları çalışmalarında dişhekimlerinin uyguladıkları sabit restorasyonların %80'inde metal destekli restorasyonları tercih ettiklerini bildirmişlerdir. (Lüthy ve ark, 2005). Metal seramik restorasyonların 10 yıllık klinik takibi sonrasında başarı oranı %94 olarak bildirilmiştir (Sadowsky, 2006). Fakat metal-seramik restorasyonların, metal altyapının bölgesel doku reaksiyonu potansiyeli, yüksek termal iletkenliğinden ötürü pulpal reaksiyona ve ısıya karşı hassasiyete ve neden olma ihtimali vardır.

Alınacak röntgenlerde radyoopak görüntü vermesi ile teşhisi de zorlaştırması, sayılabilecek önemli dezavantajlarından (O'Brien 2002).

Gomes ve arkadaşları 2011 yılında yayınladıkları in vitro çalışmalarında, farklı metal-seramik ve tam-seramik üstyapı materyallerinin implantüstü tek kronlardaki stress dağılımına etkisini araştırmışlardır. Altın üzerine preslenmiş porselen (GP), altın üzerine preslenmiş modifiye kompozit rezin (GR), titanyum üzerine preslenmiş porselen (TP), titanium üzerine preslenmiş modifiye kompozit rezin (TR) ve zirkonya üzerine preslenmiş porselen (ZP) gruplarına 100 N'luk oklüzal kuvvet, kontak noktalarından uygulanmıştır. Tüm implantlar maksiller anterior bölgeye yerleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarında, implant üstü tek kronlarda farklı üstyapı materyallerinin destekleyici kemikteki stress dağılımını etkilemediği rapor edilmiştir (Gomes ve ark, 2011).

Ferreira ve arkadaşları ise, 2014 yılında yayınladıkları in vitro çalışmalarında; mandibular 4 implant ile desteklenen tam ark sabit restorasyonlarda; 4 farklı altyapı (Titanyum(Ti), Altın(Au), Gümüş-Palladyum(AgPd), Krom-Kobalt(CoCr) ve Nikel-Krom(NiCr)) ve 2 farklı üstyapı (akrilik rezin(Res) ve porselen(Por)) kullanarak von Mises, maksimum ve minimum stress bölgelerini incelemişlerdir. Res-AgPd en düşük von Mises değerlerini gösterirken, Res-NiCr grubunda en yüksek değerler elde edilmiştir. Kemik dokusunda; Res-Au grubu maksimum stresde %12'lik artışla farklı değerler gösteren tek grup olurken; diğer gruplarda benzer değerler elde edilmiştir. İmplantlarda, resin veya porselen üstyapıları farketmeksizin Ti, Au ve AgPd altyapı grupları benzer ve CoCr ve NiCr altyapılarına göre daha düşük von Mises değerleri vermiştir. Metalik altyapılarda kullanılan üstyapı materyali, stress değerlerini etkilediği, akrilik resinlerde en yüksek değerlerin elde edildiği gözlenmiştir. Dolayısıyla implant destekli protezlerde, altyapı ve üstyapı materyallerinin stress değerleri üzerinde etkilerinin olduğu rapor edilmiştir (Ferreira ve ark, 2014).

3.2 Tam Seramik Restorasyonlar

Yıllar içinde hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla birlikte tercihler, metal-seramik restorasyonlardan tam seramik restorasyonlara doğru kaymıştır (McLean, 2001). Biyouyumlulukları metallere göre daha iyi olan tam seramikler, daha translusent olduklarından doğal dişe daha yakın görünümde dirler. Termal genişleme katsayıları ve iletkenlikleri de doğal di dokusuna çok yakındır (Aydın, 2012).

Sahip olunan tekniklerden üretilen tam seramik restorasyonlar istenilen fiziksel özelliklere sahip olmadığından, porselen yapısının kuvvetlendirilmesi üzerine yapılan çalışmalar hızlanmıştır. Cam infiltre alümina seramikler ve lityum disilikat cam seramiklerin geliştirilmesiyle, anterior üç üyeli tam seramik köprüler; zirkonyum ile güçlendirilmiş cam infiltre alümina seramiklerin kullanılmasıyla da posterior üç üyeli köprüler üretilmeye başlanmıştır (Conrad ve ark, 2007).

3.3 Zirkonya

Zirkonyum kelimesi Arapça'da altın renkli anlamına gelen 'Zar-gon' kelimesinden gelmektedir (Piconi ve Maccauro, 1999). Zirkonyum elementi, 2. geçiş serisinin elementlerinden olup, atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.22 dir ve heksagonal kristal formlu bir yapıya sahiptir.

Zirkonyum paslanmaz çelik kadar kuvvetli, elastik modülüsü düşük (200°C 'de 8.3×10^4 MPa) bir materyaldir. Zirkonyum metalinin saflığı, mekanik özelliklerini artırır. Ayrıca çok da reaktif bir metal olduğundan hava veya sıvı ile teması halinde yüzeyinde hemen oksit tabakası oluşur. Bu oksit tabakası sayesinde zirkonyum, korozyona karşı dirençli hale gelir (Bayramoğlu, 2014).

Zirkonyum (Zirkonyum dioksit, ZrO_2) ilk kez 1789 yılında bazı cevherlerin ısıtılması esnasında, Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından kazara elde edilmiş ve 1824'te John Berzelius tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir. Altmışlı yıllarda biyomateryal olarak incelendiği çalışmalar arttırılmış, 80'lerin sonlarında kalça protezlerinde eklem başı olarak kullanılmaya başlanmıştır. Ancak 2001'den sonra materyalin uzun dönem komplikasyonları görülmeye başlanmış ve kullanımı bu alanda %90 azalmıştır. Daha sonralarda, Y-TZP'nin performansını gösteren hatırı sayılır miktardaki çalışmayla birlikte de dental literatürde yerini almaya başlamıştır (Uludamar ve ark, 2012; Silva ve ark, 2010).

Dental uygulamalarda en çok bahsi geçen zirkonya tipleri; yttriyum oksit ile stabilize zirkonya (3Y-TZP) ve magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonyadır. (Mg-PSZ)(Guess ve ark, 2010). Saf zirkonyaya CaO, MgO, CeO_2 , Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitler ilave edilerek stabilize zirkonya elde edilir. Tam stabilize ya da parsiyel (yarı) stabilize zirkonya olmak üzere iki tipi vardır. Tam stabilize zirkonya, zirkonyaya % 16 mol CaO, % 16 mol MgO ve % 8 mol Y_2O_3 ilavesi ile elde edilir. Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) materyali ise daha kullanışlı

mekanik özelliklere sahiptir. PSZ, saf zirkonyaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir (Picconi ve Maccauro,1999).

Günümüz dişhekimliğinde en çok tercih edilen altyapı materyali; yttriyum oksit ile stabilize zirkonyadır (3Y-TZP). Stabilizör olarak %3mol yttria içerir. Üretimi; endüstriyel blokların CAD-CAM teknolojisi kullanılarak istenilen boyut ve şekilde 1350-1550°C'de fırınlanmasıyla gerçekleşir. Yüksek kırılma direnci (5.5-7.4 MPa.m^{0.5}) ve yüksek bükme dayanımı (900-1200 MPa), uğradığı dönüşüm sertleşmesi, beyaz rengi, kimyasal ve yapısal kararlılığı ile altyapı materyali olarak kullanılmakta ve çok üyeli tam seramik restorasyonların üretiminde tercih edilmektedir. Zirkonya altyapılar, In-Ceram Alumina ve IPS Empress 2 restorasyonlarından 2 kat yüksek mekanik dayanıklılık göstermiştir(Silva ve ark, 2010).

Magnezyum-ile parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ); büyük gren boyutu (30-60 µm) ve pörözlü yapısından ötürü aşınmalara sebep olabileceğinden tercih edilmez. Mg-PSZ'nin mikroyapısında tetragonal kısım, kübik stabilize zirkonya matriksine çöker, bu da mekanik özellikleri zayıflatarak daha az stabil materyal olmasına sebep olur (Uludamar ve ark, 2012).

Zirkonya; monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik(K) olmak üzere 3 farklı kristal yapıya sahiptir. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve 1170°C ye stabildir. 1170°Cden 2370°C arasında tetragonal, 2370°Cnin üzerinde de kübik fazda seyredir. Zirkonyanın yüksek sertlikteki yapısı transformasyon doygunluğuna bağlıdır. Bu, materyaldeki çatlakların ilerlemesinin itici gücünü azaltan, gerilmenin neden olduğu faz dönüşümü esasına dayanır, zirkonya esaslı seramiklerde gözlenir (Giordano&McLaren,2010). Zirkonyaya Y₂O₃ ilavesi ile oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmanın sabitlenmesi, seramik içindeki çatlak ilerlemesi durdurulabilir (Transformasyon doygunluğu)(Beuer ve ark, 2008).

Zirkonya bloğu 2 farklı şekilde üretilir:

- a. HIP Zirkonya (Tam sinterlenmiş)
- b. Non-HIP Zirkonya=*Green zirconia* (Yarı sinterlenmiş)

'Hot Isostatic Pressed' kelimelerinin başharflerinden oluşan HIP; seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme tekniğidir, pahalı malzemeler gerektirir. Kimyasal kompozisyonu tamamen Non-HIP zirkonya ile aynıdır. Materyali yoğunlaştırmak için kapalı bir sistemde yüksek ısı ve basınç uygulanır ve böylece Non-HIP zirkonyaya nazaran, kırılma dayanıklılığında yaklaşık %

20'lik bir artış olur. Olağanüstü homojen yapısı, sayesinde daha yüksek kırılma dayanıklılığı gösterir (Molin ve Karlsson, 2008). Kırık vakaları, Non-HIP zirkonyalarda daha sık gözlenmektedir (Sailer ve ark, 2006). Yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezelenmesi sırasında, seramik üzerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski vardır. Elmas frezler, seramiğin dayanıklılığı üzerine olumsuz etki eder. HIP zirkonyadan üretim yapılması daha uzun sürer ve frezeleme ünitesinde de daha fazla aşınmalar meydana gelir (Al-Amleh ve ark, 2010).

Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı $t \rightarrow m$ dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, birçok üretici zirkonya üzerinde aşındırma ve kumlama işlemlerinin yapılmasını tavsiye etmemektedir. Bunun aksine HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu da yüzey mikroçatlaklarının oluşmasına, düşük ısılarda bozulmalara ve güvenilirliğin azalmasına neden olur (Guazzato ve ark, 2004).

Posterior diş eksikliklerinde zirkonya alt yapı seramik sistemler, klinik takiplerde başarılı sonuçlar vermiş; Schley ve arkadaşları 5 yıllık zirkonya alt yapı sabit restorasyonların takip çalışmalarında %94.29 oranında bir başarı olduğunu bildirmişlerdir (Schley ve ark, 2010).

3.4 Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlar

Tam seramiklerde translusentlik elde edilebildiğinden bu materyaller kullanılarak yapılan restorasyonlarda doğal diş görüntüsü yakalanabilmektedir. Tam seramik kronlar, ağzın tüm bölgelerinde kullanılabilirler. Bu restorasyonların uzun dönem takip çalışmalarında, çok iyi sonuçlar rapor edilmiştir (Oden ve ark. 1998, Bindl ve Mormann 2005). Son dönemlerde tam seramik restorasyonlar kronun yanı sıra köprü restorasyonu olarak da kullanılmaya başlanmış, bununla ilgili da *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar yapılmıştır (Sundh ve ark. 2005). Tam seramiklerin kırılma yapıda olmaları köprü olarak kullanılmalarına engel olmuştur. Bu sebepten ötürü alternatif olarak CAD/CAM sistemi ile kullanılabilen “yttrium oxide partially-stabilized zirconia” (Y-TZP) kullanılmaya başlanmıştır. Y-TZP, diğer seramiklere göre çok daha uyumlu, kırılmaya karşı dirençli ve bükme dayanımı (900-1200 MPa) yüksektir. Zirkonya altyapılar, In-Ceram Alumina

ve IPS Empress 2 restorasyonlarından 2 kat yüksek mekanik dayanıklılık göstermiştir (Conrad ve ark, 2007; Silva ve ark, 2010).

Zirkonyum, sinterlenmenin öncesinde çok yumuşak bir materyaldir, bu sayede daha kolay kazınır. Genelde çoğu firma kazıma işlemi kolay ve hızlı gerçekteŐtiĐinden yarı sinterlenmiş blokları kullanır. Bu sayede kullanılan frezler de daha az yıpranacak ve kullanım ömrü uzayacaktır(Raigrodski, 2004). Frezlendikten sonra son sinterleme işlemi yapılarak ortalama %20-25 oranında küçüleceği ve bu şekilde orijinal boyuta ulaşacağı unutulmamalıdır. Bu sebepten ötürü üretici firmanın talimatları doğrultusunca bloklar istenen boyuttan daha büyük olacak şekilde kazınır. Bazı sistemlerde tam sinterleme yapıldıktan sonra kazınan bloklar da (*HIP* zirkonya) mevcuttur. Bu bloklar kullanılırken, orijinal boyutta frezeleme yapılır. Fakat zirkonyum sert haldeyken yapıldığından işlem daha zordur, uzun sürer ve frezler daha çabuk yıpranır. Restorasyonlarda estetik açıdan iki yöntemde de uygun sonuçlar elde edilir.

Kuron ve köprülerin alt yapıları önceden üretilen zirkonyum bloklardan (In-Ceram Zirconia) manuel olarak (Zirkonzahn GmbH, Ceramill-Amann Girrbach GmbH) ya da CAD-CAM teknolojisi ile makinelerde (Cerec – Sirona Dental, Cercon – DeguDent, Procera- Nobel Biocare, Precident- DCS, Lava- 3M Espe, Everest- KaVo, Hint- Els GmbH, Zeno Tech- Wieland) kazınarak üretilir.

CAD/CAM tekniği, prefabrike blokların bilgisayar destekli freze sistemi yardımıyla şekillendirilmesi esasına dayanır. Bilgisayar ortamında tasarımlardan(CAD:*Computer aided design*) bilgisayar destekli üretime(CAM:*Computer aided manufacturing*) geçilir.

3.5 *IPS e.max ZirCAD :*

IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Amherst, USA) CAD/CAM sisteminde kullanılan presinterize bloklardır. Yani ön sinterleme işine tabi tutulmuş, yttrium oksit ile stabilize zirkonya (Y-TZP) bloklardan üretilir. İçinde ağırlığı açısından %87-95 ZrO₂, %4-6 Y₂O₃, %1-5 HfO₂, %0-1 Al₂O₃ içerir. Bloklar, mikro yapısal olarak çok pörözlü olup ön sinterleme işleminde sonra grenler birbirine zayıf halde bağlanırlar. Presinterize olan bu bloklarda pörözite yaklaşık olarak %50 civarındadır ve hala kolay işlenebilir haldedir.

Bu materyalin üretiminde intraoral veya ekstraoral olarak alınan ölçü taranarak bilgisayar ortamına aktarılır. Bilgisayarda varolan yazılım ile dizayn (CAD) işlemleri yapılır. İstenilen renkteki zirkonyum bloğu İnLab sistemi kullanılarak frezelenir. Frezelenmesi tamamlandıktan sonra da restorasyon

Sintramat yüksek ısı fırınında sinterlenir. Materyalin sertlik ve dayanıklılığı, sinterlendikten sonra maksimum seviyeye ulaşır ve üst yapı (ZirPress) uygulaması için alt yapının üzerine mum modelaj yapılır ve presleme işlemine geçilir. Presledikten sonra makyaj ve cila da yapılarak restorasyon tamamlanır.

Zirkonyum 900 MPa varan final sertliğine sahip bir materyal olduğundan posterior köprülerde kullanılabilir. Erefej ve arkadaşları 2008 yılında tam seramik kronların başlangıç ve final kırılma dayanıklılıklarını ölçtükleri çalışmalarında ZirCAD örneklerin başlangıç değerini 1029 N final değerini ise 2091 N bulmuşlardır(Erefej ve ark. 2008).

ZirCAD örnekleri ile yapılan çalışmalarda; marjinal ve internal adaptasyonu kabul edilebilir değerler içinde bulunmuştur (Martins ve ark. 2010; Yıldız ve ark, 2013).

Yaşam ömrünü inceleyen çalışmalar, zirkonyum altyapılarla metal seramik sistemler arasında anlamlı farklılıklar olmadığını rapor etmiştir(Esquivel-Upshaw ve ark. 2013).

3.6 *IPS e.max ZirPress Üst Yapılar*

Altyapı olarak ZirCAD tercih edilen bir restorasyonda, üst yapı olarak firma kendi üretimi olan ZirPress'in kullanımını önermektedir. Bu, altyapı için en uygun üst yapı seramiği de olacaktır. IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Amherst, USA), IPS e.max ZirCAD altyapının üzerine preslenebilen fluorapatite cam-seramik ingotlardır. İçeriğinde feldspar yada lösit bulunmaz. Zirkonyum alt yapının üzerine dentinin şekillendirilmesinde kullanılırlar ve konvansiyonel yöntemlerle tabakalandırılmış dentin materyallerinin fonksiyon ve özelliklerine sahiptirler. ZirPress, 3 farklı opasitede A-D renklerinde ve Bleach (BL) renginde ingotlara sahiptir. Bunun yanı sıra 2 farklı gingival ingotlar da implant destekli uzun köprülerde materyalin çekmesine dolayısıyla fazla sayıda yapılacak fırınlamanın düşürülmesine olanak sağlar. Bu materyal, tam anatomik olarak şekillendirilebilmenin yanı sıra, üzeri IPS e.max Ceram ile de veneerlenebilir. Luo ve arkadaşları 2010 yılında yayınlanan çalışmalarında ZirCAD altyapı üzerine bir grupta tam anatomik olarak ZirPress'i preslemişler; bir grupta da *cut-back* tekniği ile 0.30 mm veneer porselen uygulamışlardır. Çalışmada tam anatomik preslenen örneklerin ışık geçirgenliği en yüksek örnekler olduğunu tespit etmişlerdir. Yani renk olarak en aydınlık olanların da 1.grup olduğunu rapor etmişlerdir. (Luo ve Zhang, 2010).

Pres materyallerinde preslenen seramiğin presleme ısısı ile veneerlenen seramiğin fırınlama ısısı arasındaki fark ne kadar büyükse veneer fırınlanırken pres seramiğinin stabilitesi o kadar artar. Dolayısıyla materyalin adaptasyonu fırınlamadan etkilenmez. Tam anatomik preslenen materyallerde sonradan bir fırınlama işleminin daha gerekmediğinden bu restorasyonların adaptasyonu da etkilenmemiş olur.

Kohorst ve arkadaşları ile Dittmer ve arkadaşları veneerleme işleminin sonra sinterize CAD/CAM bloklardan üretilen restorasyonlarda marjinal ve internal aralıklarda azalma gördüklerini rapor etmişlerdir (Dittmer ve ark. 2009; Kohorst ve ark. 2010). Vigolo ve Fonzi ise 2008 yılındaki çalışmalarında veneerleme işleminin sonra CAD/CAM ile üretilen zirkonyum alt yapı restorasyonların marjinal adaptasyonunda belirgin bir farklılık görmediklerini bildirmişlerdir (Vigolo ve Fonzi 2008). Att ve ark. ise sinterlenmemiş ve presinterize zirkonyum bloklarda yaptıkları adaptasyon çalışmasında; zirkonyum alt yapılarda veneerleme sonrası marjinal uyumsuzluğunun arttığını fakat bunun anlamlı bir farklılık oluşturmadığını rapor etmişlerdir (Att ve ark. 2009).

CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilen zirkonyum alt yapıların çoğu klinik olarak kabul edilebilir bir marjinal ve internal adaptasyon sağlamaktadır. Her ne kadar araştırmacıların birçoğu, veneerleme sonrasında zirkonyum marjinal adaptasyonun negatif etkilendiğini düşünse de, bununla ilgili için yeterli sayıda bilimsel dayanak bulunmamaktadır.

3.7 Hibrit Seramikler (Polimer İnfiltre Seramikler)

Günümüz dişhekimliğinde; dental seramikler ve kompozit rezin materyaller açısından fazla bir çeşitlilik olsa da, avantajlarının yanı sıra dezavantajları da olduğundan ötürü yeni materyal araştırmaları halen devam etmektedir. Seramiklerin, yüksek esneme direnci, renk stabilitesi gibi artılarının yanı sıra antagonist diş aşındırması, minimum 1,5-2mm'lik preparasyon gereksinimi de büyük dezavantaj oluşturur. Bu istenmeyen özellikler kompozitlerde daha az söz konusudur; ancak kompozitlerin de, doğal diş/kronla kontağı karşısında aşınması söz konusudur. Seramikler doğal dişlerden daha yüksek kompozitlerse daha düşük değerler göstermektedir. Bu açıdan ideale yakın değerlere sahip yeni materyal arayışı devam etmiştir. Son yıllarda seramik ağının içine polimer infiltre edilen hibrit materyaller piyasaya sunulmuştur. Seramiğin ağsı yapısına polimer infiltre edilerek, ilk hibrit yapıdaki seramik üretilmiştir. Hibrit materyallerin

zirkonya, feldspar, lityum-disilikat ve kompozit rezinlerin önemli parametreleri aşağıdaki tablo 1 ve 2’de karşılaştırılmaktadır(Dirxen ve ark, 2013).

	Birim	Dentin	Mine	Zirkonya	Feldspar	Kompozit	Hibrit (Enamic)
Bükme dayanımı	MPa	<207	<180	<620	<150	<135	150
Weibull modülüsü	/	/	/	4-14	6-23	<13	20
Young modülüsü	GPa	<25	<94	<400	>50	<17	30
Vickers sertlik derecesi	GPa	<1	<6	10-12	>6	<6	2.5
Aşınma	µm	/	/	<1	<1	>20	>1
Antagonistteaşınma	µm	/	/	84	53	<10	28
Renk stabilitesi	dE	/	/	<1	<1	>2	<1
Minimal kalınlık	Mm	/	/	>0.5	>1.0	Yok	>0.2

Tablo 1:

Materyal	Mine	Dentin	VITA BLOCS Mark II	VITA In-Ceram YZ	VITA ENAMIC	IPS e.max CAD
Materyalin içeriği	Biyomateryal	Biyomateryal	Feldspar seramik		Hibrit seramik	Lityum disilikat
Üretici firma			VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya			Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Esneleme direnci (MPa)		109-160	137.83 (12.4)	1358.53 (136.54)	150-160	344.05 (64.5)
Kırılma dayanımı K_{Ic} (MPa√m)	1.05	2.65	1.12 (12.4)	4.95	2.32	344.05 (64.5)
Vickers sertliği H (GPa)	4.15	0.76	6.24 (0.43)	13.91 (0.09)	2.5	6.02 (0.21)
Elastik modülüsü E(GPa)	76.75	18.15	57.20 (3.6)	184.21 (2.57)	30 (2)	79.75 (4.92)

Tablo 2.

Hibrit materyalin ilk üretimi Vita firması tarafından Vita Enamic piyasa adıyla üretilmiştir., dual ağısı yapısı ile kompozit ve seramiğin avantajlarını birleştirmek amacıyla üretilen ilk hibrit materyaldir, *double network hybrid*

(DNH) olarak da isimlendirilir. Dentine benzer abrazyon, esneme sertliği ve elastisitesi gösterir. Vickers sertliği dentin ve mine arasında bir değer olarak bulunmuştur. Seramiklere nazaran karşıt dişte daha az aşınmaya sebep olur. Diş yapısını korumak amacıyla materyal 0.2-0.5 mm kalınlığına kadar oldukça ince üretilebilir. Weibull modülüsü de yüksektir (He ve Swain, 2011).

Hibrit materyallerin kron, inlay/onlay ve veneer restorasyonlarda endikasyonu bulunmaktadır. Ayrıca materyallerim üretici firma talimatları; köprü restorasyonları veya parafonksiyonel alışkanlıklarda kontrendike olması yönündedir. Farklı value-chroma- hue değerlerinde 12X14X18 mm lik blokları mevcuttur(Della Bona ve ark, 2014).

4. Tam Seramik Kronların Uzun Dönemdeki Başarılarını Etkileyen Faktörler

Günümüz diş hekimliğinde; tam seramik restorasyonların uzun dönem başarısının değerlendirilmesi için materyallerin dayanıklılık, ağızda kalma süresi ve klinikteki prognozuna ait materyalin çeşitli fiziksel ve biyolojik özellikleri incelenmelidir. Buna göre, tam seramik materyalinin kırılma dayanıklılığı, karşıt diş aşınma miktarlara, estetik özellikleri ve marjinal uyumunun incelenmesinde fayda vardır.

4.1 Kırılma Dayanıklılığı

Kırılma dayanıklılığı; materyalin çatlak ilerlemesine (*crack propagation*) karşı direnci olarak nitelendirilir. Birim alana uygulanan kuvvet miktarını MPa birimiyle değerlendirilir (Della Bona ve ark, 2014). Tam seramik restorasyonların uzun dönem prognozunun belirlenmesi açısından üzerinde durulması gereken bir konudur. Ancak literatürde, tam seramik sistemlerin kırılmaya dayanıklılıklarının klinik ortamın simüle edilerek yorulmanın incelendiği in vitro çalışmalar oldukça azdır. Bir materyalin mikroyapısı; materyal özellikleri tanımlamada ilk aşamadır. SEM (*scanning electron microscope*); sayesinde topografi, mikroyapısal parametreler değerlendirilebilir (stereoloji). Ayrıca densite, Young modülüsü ve Poisson oranı, kırılma dayanıklılığı; materyal özelliklerini anlamada önemli değerlerdir.

Cam seramik içerisine homojen olarak dağıtılan küçük ve sert kristaller, seramik yapısını daha sert ve güçlü hale getirir. Çünkü, küçük kristaller sayesinde meydana gelebilecek çatlakların ilerlemesi(*crack propagation*) zorlaşır. Bundan

ötürü, seramiklerin içerisine alumina (Procera All-Ceram, In-Ceram Alumina), lösit (Optec HSP, IPS-Empress, OPC), tetrasilik mika (Dicor, Dicor MGC), magnezya-alumina spinel (In-Ceram Spinell) gibi kristalin fazlar katılarak güçlendirilmeye çalışılmıştır.

Materyal	Yoğunluk(g/cm ³)	Yoğunluk (%)	Por hacmi (cm ² /g)
Pöröz feldspar seramik	1.45	59	0.266
Pöröz feldspar seramik	1.54	63	0.248
Pöröz feldspar seramik	1.66	68	0.208
Pöröz feldspar seramik	1.76	72	0.145
Yoğun feldspar seramik	2.44	100	0

Coldea ve arkadaşları, polimer infiltre seramik materyallerinin (PICN) in vitro olarak mekanik özelliklerini incelemiştir. Polimer infiltre seramik fabrikasyonunda; ilk aşamada pöröz pre-sinterize feldspar seramiği, istenen yoğunluklarda üretilmiş, ikinci aşamada da pöröz seramik yapısı resinle doldurulmuştur. Öncelikle seramik tozu bloklarda preslenip sinterlenerek pöröz yapı oluşturulmuştur. Başlangıç seramik partikül büyüklükleri ve ayarlanan pişirme sıcaklıkları maniple edilerek farklı pörözlükler elde edilmiştir. Kimyasal olarak düzenlenen inorganik pöröz ağına polimer infiltre edilmiştir (üretandimetakrilat, trietilen glikoldimetakrilat, dibenzoil peroksit). Dolayısıyla polimer, seramik ağıyla kimyasal bir çapraz bağlantı oluşturmuştur. Çalışmada farklı pörözite ve yoğunluklardaki 10 feldspar seramik materyalinin bükme dayanımı ile elastik modülüsü test edilmiştir (%59-72 arası yoğunluklarda 4 seramik ağı ve PICNleri).

Pöröz materyallerin ölçülen fiziksel özellikleri. SD:standart sapma

Materyal/ yoğunluk	Polimer	PICN/ %59	PICN/ %63	PICN/ %68	PICN/ %72	Yoğun seramik/%100
Bükme dayanımı (SD)(MPa)	135.90 (5.77)	159.88 (8.49)	146.38 (4.43)	149.24 (5.73)	131.07 (3.84)	103.36 (4.95)
Elastik modülüsü (SD)(GPa)	3.31 (0.07)	16.45 (0.85)	17.80 (0.56)	21.53 (1.33)	28.14 (0.84)	54.50 (3.44)
Sertlik derecesi (SD)(GPa)	0.21 (0)	1.05 (0.02)	1.07 (0.05)	1.48 (0.05)	2.10 (0.15)	6.41 (0.42)

Materyal/ yoğunluk	Pöröz seramik/ %59	Pöröz seramik/ %63	Pöröz seramik/ %68	Pöröz seramik/ %72	Yoğun seramik/ %100
Bükme dayanımı (SD)(MPa)	Ölçülebilir değil	9.22 (0.56)	18.68 (1.33)	28.75 (1.79)	103.36 (4.95)
Elastik modülüsü (SD)(GPa)	Ölçülebilir değil	3.30 (0.89)	7.45 (0.55)	12.03 (0.88)	54.50 (3.44)
Sertlik derecesi (SD) (GPa)	0.09 (0.01)	0.19 (0.01)	0.39 (0.02)	0.74 (0.11)	6.41 (0.42)

Polimer infiltre seramiklerin ölçülen fiziksel özellikleri. SD:standart sapma

Pöröz seramik yapıda yoğunluğun artmasıyla birlikte, bükme dayanım değerleri de 9.2 MPa'dan 28.8 MPa'ya yükselmiştir. Polimer infiltre seramiklerde (PICN), içeriğindeki seramik yoğunluğuna bağlı olarak en yüksek bükme dayanımı 159.9 MPa olarak bulunmuştur. PICN %63 ile %68 arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Onun dışındaki değerler arasındaki farklar anlamlı olarak rapor edilmiştir.

Elastik modülüsler değerlendirildiğinde; hem pöröz seramiklerde hem de PICN'lerde seramik içeriklerindeki artışla birlikte 3.3'ten 54.5 GPa'ya yükselmiştir. Yoğun seramikte bu değer 54.5 GPa'yı göstermiştir. Universal test cihazında yapılan maksimum 50 N'luk yükleme 20 s tutulmuştur. Diagonal çukurlar ve çatlaklar ışık mikroskobunda değerlendirilmiştir. Polimerin ortalama bükme dayanımı 135 MPa, pöröz seramiğin ise 30 MPa'nın altında iken PICN ortalama 160 MPa olup, anlamlı derecede daha yüksek değerlerdedir. Pöröz seramiğin içine polimer infiltrasyonu; feldspar seramiğin mekanik özellikleri artırılabilir. Pöröz seramik ve polimer içerikleri arasındaki oran PICN'nin özellikle bükme dayanımı, elastik modülüs, sertliğini etkiler(Coldea ve ark, 2013).

He ve Swain 2011 yılında yaptıkları in vitro çalışmada, polimer infiltre seramiğin mekanik özelliklerini araştırmışlar; elastik modülüsünü 30.14 GPa, sertliği 2.59 GPa, kırılma sertliğini ortalama 1.72 MPa m^{1/2} olarak bulmuşlardır(He ve Swain, 2011).

Della Bona ve arkadaşları; polimer infiltre seramiğin(Vita Enamic, Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH, Bad Säckingen, Almanya) mikroyapısını ve mekanik özelliklerini incelemiştir. Üretilen örneklerin; kırılma dayanıklılığı, densite, Poisson oranı ve Young modülüsüne bakılmıştır. Buna göre mikroyapısal analizler, polimer infiltre seramiklerin mekanik özelliklerinin porselen ve rezin bazlı kompozitler arasında olduğu bildirilmiştir(Della Bona ve ark, 2014).

Lauvahutanon ve arkadaşları 2014 yılında yayınladıkları çalışmalarında, CAD/CAM sistemiyle üretilen 4 kompozit rezin, 1 kompozit seramik ve 1 feldspar seramik bloğunun mekanik özelliklerini incelemişlerdir. İncelenen materyaller tablodaki gibidir:

Tip	Marka	Sembol	Üretici firma	Blok boyutu
Kompozit rezin	Block HC	BLO	Shofu Inc., Kyoto, Japonya	A2-LT/M
	Cerasmart	CER	GC Corp., Tokyo, Japonya	A3 LT/14
	Gradia Block	GRA	GC Corp., Tokyo, Japonya	A3/14
	Lava Ultimate	ULT	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD	A3-HT/14L
Hibrit seramik	Vita Enamic	ENA	Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH, Bad Säckingen, Almanya	2M2T/EM-14
Feldspar seramik	Vitablocs Mark II	VIT	Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH, Bad Säckingen, Almanya	A3C/I14

Bükülme dayanımı, esneme modülüsleri ve Vickers sertliği; kuru ortamda, 7 gün boyunca 37°C’de ve 7 gün boyunca 37°C’yi takiben 10000 devirlik termosiklüs uygulamasında olacak şekilde 3 farklı ortamda değerlendirilmiştir. Yedi günlük suda bekletme sonundaki bükme dayanımı değerleri, kuru ortama göre BLO, CER ve ULT gruplarında anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur. GRA grubundaki anlamlı azalma 7günlük suda bekletme ve termosiklüs uygulaması sonrasında gözlenmiştir. ENA ve VIT gruplarında ise test edilen 3 ortamda bükme dayanımları arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Elastik modülüs değerleri 7günlük suda bekletme ve termosiklüs uygulaması sonrası hafif bir değişiklik göstermiştir. Sadece VIT grubunda termosiklüs sonrasında bulunan elastik modülüs, kuru ortamdan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Materyallerin sertlikleri, kuru ortamla karşılaştırıldığında termosiklüs sonrası azalmıştır. VIT grubunun Vickers sertlik değerleri diğer materyallerden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Sertlik sıralaması; VIT> ENA> ULT³ GRA³ BLO³ CER olarak belirtilirken; materyallerin sertlik değerleri kendi içlerinde ortamlara göre değerlendirildiğinde; kuru ortam> 7-günlük suda bekletme> termosiklüs olarak rapor edilmiştir. Test edilen materyallerin inorganik doldurucu miktarları: VIT>ENA>ULT>GRA>CER>BLO’ dur. Yapılan çalışmada, CAD/CAM kompozit rezin blokların tek premolar kronlardaki limitli kullanımının uygun olduğu ancak köprü uygulamaları için henüz tercih edilebilir olmadığı rapor edilmiştir(Lauvahutanon ve ark, 2014).

Awada ve Nathanson, rezin-seramik CAD/CAM materyallerinin mekanik özelliklerini incelemiştir. İncelenen test grupları tablodaki gibidir:

Materyal	Sembol	Üretici firma	İçerik
Vitablocs Mark II	VM2	Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH, Bad Säckingen, Almanya	İnce partiküllü feldspar seramik
IPS Empress CAD	EMP	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Lösitle güçlendirilmiş cam seramik
Enamic	ENA	Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH, Bad Säckingen, Almanya	Polimer infiltre feldspar seramik(ağırlığınca %86 seramik)
Paradigm MZ100 Blok	MZ1	3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD	Kompozit rezin (ağırlığınca %85 zirkonya-silika)
Lava Ultimate	LVU	3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD	Kompozit rezin (ağırlığınca %80silika ve zirkonya nanopartikülleri)
Cerasmart	CER	GC Dental Products (Tokyo, Japonya)	Kompozit rezin (ağırlığınca %71 silika ve baryum cam nanopartikülleri)

Çalışmanın sonuçlarında, yeni jenerasyon polimer bazlı materyallerin test edilen seramik ve hibrit materyallere göre anlamlı derecede daha yüksek bükme dayanımları ve reziliens modülüslerinin, daha düşük elastik modülüslerinin olduğu bildirilmiştir. Bu materyallerin kazanmasıyla elde edilen kronlarda daha düz marjinler gözlenmiştir(Awada&Nathanson, 2015).

Ürün	Sembol	Altyapı seramiği	Veneer porseleni	Üretici firma
IPS Empress	IE	Lösitle güçlendirilmiş porselen	--	Ivoclar Vivadent
IPS Empress 2	IE 2	Lityum-disilikat cam seramiği	Fluoroapatit cam seramiği	Ivoclar Vivadent
In-Ceram Alumina	ICA	Cam-infiltre alümina porseleni	Feldspatik porselen	Vita
In-Ceram Zirkonya	ICZ	Zirkonya ile güçlendirilmiş cam-infiltre alümina porseleni	Feldspatik porselen	Vita
DC-Zirkon	DZ	Parsiyel stabilize zirkonya seramiği	Feldspatik porselen	DCS Dental/ Vita

Tinschert ve arkadaşları (2001), 3 üyeli lityum disilikat, alümina ve zirkonya altyapılı restorasyonlarda kırılma dayanıklılığını incelemişlerdir. İncelenen gruplar tablodaki gibidir:

En yüksek kırılma dayanıklılığı DC-Zirkon ile yapılan restorasyonlarda bulunmuştur. 2000 N’u aşan en yüksek yüklenme değerleri DC-Zirkonda, 1000 N altındaki en düşük yüklenme değerleri ise, IPS Empress ve In-Ceram Alümina’da gözlenmiştir(Tinschert ve ark, 2001).

Kahramanoğlu ve Özkan 2013 yılında yayınladıkları çalışmalarında, implant estekli 3 üyeli farklı tipteki restoratif ve dayanak materyallerinin marjinal ve internal uyuma etkisini araştırmışlardır. (1)Titanyum dayanak-metal altyapı, (2)Titanyum dayanak-zirkonya altyapı, (3)zirkonyum dayanak-zirkonya altyapıdan oluşan grupların hepsinde en yüksek internal uyum değerleri oklüzal yüzde gözlenmiştir. Marjinal ölçümler incelendiğinde, en düşük değerler 3.grupta, en yüksek değerler 1.grupta bulunmuştur. Marjinal ölçümler için gruplar arasındaki farkın anlamlı olduğu bulunmuştur. Marjinal aralık 46 ile 87 mm arasında olup tüm test grupları için klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar elde edildiği rapor edilmiştir (Kahramanoğlu& Özkan, 2013).

Martinez-Rus ve arkadaşları, titanyum ve zirkonya dayanaklar üzerindeki monolitik ve veneerlenen kronların adeziv simantasyon öncesi ve sonrası marjinal uyumsuzluklarını incelemişlerdir. Test grupları titanyum ve zirkonya dayanaklar olmak üzere 2’ye ayrılmış. Bu gruplar da; monolitik CAD/CAM üretimi lityum disilikat (MLDS), preslenen lityum disilikat (PLDS) ve CAD yttrium-stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) olmak üzere 3 altyapı kullanılmıştır. PLDS ve YTZP grupları manuel olarak veneerlenmiştir. Çalışmanın sonuçlarında; marjinal uyumun kron tipinden ve simantasyon işleminden anlamlı derecede etkilendiği; titanyum ve zirkonya dayanaklarda bir farklılık gözlenmediği bildirilmiştir. Simantasyon sonrası marjinal uyumsuzluklar anlamlı derecede artmıştır. Her iki dayanak grubunda, simantasyon öncesi ve sonrasında en düşük marjinal uyumsuzluk değerlerini YTZP göstermiştir. Simantasyon öncesi ve sonrasında; MLDS’de PLDS’den daha geniş marjinal aralık değerleri elde edilmiştir. Diğer gruplarla karşılaştırıldığında, manuel olarak veneerlenen Y-TZP kronların, her iki dayanak tipinde de simantasyon öncesi ve sonrası en iyi marjinal uyum değerleri gösterdiği rapor edilmiştir (Martinez-Rus ve ark, 2013).

Kok ve arkadaşları, 2015 yılında yayınladıkları in vitro çalışmalarında, implant üstü posterior kronlarda 10 farklı seramik ve kompozit rezin materyallerinin mekanik performansını sonlu elemanlar analizi ile

değerlendirmişlerdir. Anatomik kontür zirkonya (Lava plus) en yüksek başlangıç yüklenme değeri (*initial load to failure, ILF*) verirken (6065 N) bunu lityum disilikat (IPS e.max) (2788 N) ve kompozit rezin materyalleri (Protemp 4, Majesty Flow, TelioCAD, Estenia C&B, Lava Ultimate, VITA Enamic) takip etmiştir. Veneerlenen zirkonya (Lava) ise en düşük ILF değeri vermiştir (1477 N). En yüksek bükme dayanımı, çekme dayanımı veya elastik modülüs deperleri Lava Plus ve IPS e.max'te bulunmuştur. Yapılan bu laboratuvar araştırmasında, monolitik implant-destekli kronların, konvansiyonel veneerlenen seramik kronlardan daha yüksek ILF değerleri verdiği ve monolitik seramik kronların, kompozit rezin kronlardan daha iyi performans gösterdiği rapor edilmiştir (Kok ve ark, 2015).

Nakamura ve arkadaşları, monolitik zirkonya molar kronlarda oklüzal kalınlığın kırılma dayanıklılığına etkisini araştırmışlardır. Farklı chamfer basamak ve oklüzal kalınlıklardaki monolitik zirkonya (Lava Plus, 3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD) ve aynı kalınlıktaki lityum disilikat (IPS e.max Press, Schaan, Liechtenstein) kronlar resin bazlı simanla (Panavia F2.0, Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japonya) ile simante edildikten sonra yüklenme öncesi distile suda $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ de 24 ± 1 saat bekletilmiş, kırılma testi universal test cihazında gerçekleştirilmiştir. Oklüzal kalınlığın kırılma yüklemesini anlamlı derecede etkilediği, aksiyal duvarların ise etkilemediği rapor edilmiştir. Her ne kadar monolitik zirkonya kronlarda oklüzal kalınlığın azalması, kırılma dayanıklılığını azaltsa da; 0.5 mm'lik oklüzal kalınlığa sahip monolitik zirkonya kronların kırılma dayanıklılığının, 1.5mm'lik oklüzal kalınlığa sahip lityum disilikat kronlardan daha büyük olduğu rapor edilmiştir. Kırılma dayanıklılığı açısından, molar bölgede 0.5 mm chamfer basamak genişliği ve 0.5 mm oklüzal kalınlığa sahip monolitik zirkonya kronların kullanılabileceği bildirilmiştir (Nakamura ve ark, 2015).

4.2 Karşıt Diş Aşınma Miktarları

Dental materyallerde dört tip aşınma mevcuttur:

Adeziv aşınma; hareket halindeki yüzeyler arasında sürtünme sonucu oluşan aşınmadır.

Abraziv aşınma; yük altındaki sert bir yüzeyin daha yumuşak yüzeye sürtünmesiyle meydana gelen yüzey çizilmesi veya abraziv partiküllerin çizilmesidir.

Yorgunluk aşınması; yüke maruz kalan yüzeyde mikroçatlakların oluşması, çoğalması ile deformasyona bağlı olarak yüzeyin altında oluşan ve laterale yayılan çatlakların kırılmasıyla oluşan aşınmadır. En derinde oluşan aşınma tipidir, delaminasyon olarak da ifade edilir.

Koroziv aşınma; yüzeyler arasındaki kimyasal reaksiyon sonucu oluşan aşınma tipidir(Çulhaoğlu ve arki 2013).

Materyaller karşıt dişlerde aşınma meydana getirebilir. Birçok araştırmacı, seramiğin diğer birçok materyale göre minede daha fazla aşınma meydana getirdiğini söylemiştir(Hudson ve ark, 1995).

Materyalde meydana gelen aşınma; kontak geometrisi, yüzey sertliği, mikroyapısal özellikler, gren büyüklüğü, kırılma sertliği, hız, yükleme, sıcaklık, süre, çevre ve lubrikasyon gibi birçok faktörden etkilenir. Minede; seramik ya da kompozitlerden ötürü meydana gelen aşınma ayrıca; yüzey yapısına (pürüzlü, cilalı veya glazelenmiş), sertliğine, kırılma sertliğine de bağlıdır. Son yıllarda yapılan araştırmalar, glazelenen seramik yüzeyinin minede meydana getirdiği aşınmanın; cilalı yüzeyin meydana getirdiğinden daha fazla olduğu rapor edilmiştir(Stawarczyk ve ark, 2013). Seramiklerin aşınma paterni metal veya kompozit rezinlerden daha farklı gerçekleşir. Seramiklerde, minedeki gibi mikrofraktür mekanizması söz konusu iken; metal ve kompozitlerde bu aşınma adezyonla oluşur. Birçok çalışmaya göre seramik kaynaklı minede meydana gelen aşınma çoğunlukla; sertlik değerlerinden çok yüzey pürüzlülüğü ve kırılma sertliği ile ilgilidir(Fischer ve ark, 2000).

Sripetchdanond and Leevailoj yaptıkları çalışmada dental seramik ve kompozit materyaller karşısında minede meydana gelen aşınmayı değerlendirmişlerdir. 3 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda silindir şeklinde monolitik zirkonyadan Lava All Zircon (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD), IPS e-max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), kompozit rezin (Premise, Kerr Corp., West Collins, CA, ABD) ve mine örnekleri hazırlanmıştır. Her grup altışar örnekten oluşturulmuş ve toplamda 24 örnek hazırlanmıştır. Zirkonya bloklar millenerek zirkonya örnekler hazırlanırken; lityum disilikat örnekler mum patern hazırlanarak elde edilmiştir. kompozit rezin materyalinde hazırlanan örnekler için transparan silikon ölçü materyalinden kalıplar hazırlanmış, kompozit materyali bu kalıpların içerisine yerleştirilip ışık ile polimerize edilmiştir. mine örnekleri ise tek bir hekim tarafından 3. Molar dişlerden hazırlanmıştır. Çalışmada pin on disk aşınma cihazı kullanılmıştır. Cihazın üst bölümüne numuneler sabitlenirken;

alt bölümüne ise mine örnekleri yerleştirilmiştir. Bu örneklerin yüzeyleri birbirine paralel olarak ayarlanmıştır. 4800 döngü sonrasında profilometre (Tolyscan 150; Taylor Hobson) ile aşınma miktarları değerlendirilmiştir. SEM ile yüzey ve aşınma paternleri incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda monolitik zirkonya ve kompozit rezinin minede yarattığı aşınmaya göre, mine ve cam seramiğin minede meydana getirdiği aşınma daha yüksek bulunmuştur. Ancak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Sripetchdanond&Leevailoj, 2014).

Lawson ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, aşınma ve karşıit minedeki aşınmayı incelemek için uyumlanmış(U), uyumlanmış-polisaj yapılmış(UP) ve uyumlanmış-glazürlenmiş(UG) zirkonya ile lityum disilikat grupları oluşturmuşlardır. Her grup sekizer örnekten oluşmuştur. Gruplar; lityum disilikat (U,UP ve AG), zirkonya (U,UP ve AG), üst yapı porseleni ve kontrol grubu olarak mine olarak planlanmıştır. Her bir seramik için yüzey pürüzlülüğü ölçülmüştür. In vitro aşınma; lubrikant varlığında (%33gliserin) 10N vertikal yüklenme/ 2mm kesitlerle/ dakikada 20 siklus olacak şekilde UAB-çiğneme simülatörü kullanılarak totalde 400 siklüs gerçekleştirilmiştir. Antagonist olarak, çekilmiş molar dişleri kullanılmıştır. Zirkonya U ve UP gruplarında anlaşılabilir bir aşınma görülmemiştir. Hacimsel olarak en büyük aşınma($1,29\pm 0.18\text{mm}^3$), üst yapı porseleninde gözlenmiştir. Diğer tüm seramik grupları anlamlı derecede üst yapı porseleninden daha az aşınma göstermiştir. Karşıit mine aşınması da ($2.15\pm 0.58\text{mm}^3$) en çok üst yapı porseleni kondağında UP lityum disilikat ve zirkonya grupları en az mine aşınmasına sebebiyet veren gruplar olarak gözlenmiştir($0.36\pm 0.09\text{mm}^3$ ve $0.33\pm 0.11\text{mm}^3$). Lityum disilikat için; UG ve UP grupları istatistiksel olarak benzer mine aşınması meydana getirirken birtek UP grubu, U grubundan daha az aşındırılmıştır. Zirkonya için, UP grubu, diğer U ve UG grubundan daha az mine aşınmasına sebep olmuştur. Üst yapı grubu hariç diğer gruplardaki aşınma miktarlarıyla mine-mine grubu aşınma miktarı arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sonuç olarak, zirkonya, aşınmaya karşı lityum disilikattan daha dirençlidir. Zirkonyaya uyumlama sonrası polisaj yapıldığında, glazürlenmesine nazaran daha az karşıit mine aşınmasına sebep olmuştur. Polisajlanan ve glazürlenen lityum disilikat grupları arasında benzer mine aşınması etkileri gözlenmiştir. Yazarlar, minede daha az aşınmanın oluşması amacıyla zirkonyanın ve lityum disilikatın polisaj yapılmasının tercih edilebileceğini rapor etmişlerdir(Lawson ve ark, 2014).

Stawarczyk ve arkadaşları, 2013 yılında yayınladıkları *in vitro* çalışmalarında; mine antagonistlerine karşı veneerlenen zirkonya (VZ), glaze seramiği ile glazelenen zirkonya (GZC), glaze spreyiyle glazelenen zirkonya (GZS), manuel olarak cilalanan zirkonya (MAZ), mekanik olarak cilalanan zirkonya (MEZ) ve kontrol grubu olarak monolitik altyapı alaşımının (MA) yaşlandırma öncesi ve çiğneme simülatörü sonrası aşınma miktarları 120.000, 240.000, 640.000 ve 1.200.000 devir sonrası 3D profilometre cihazında incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarında, materyallerin ve çiğneme sıklıklarının aşınma seviyelerinde belirgin etkilerinin olduğu belirtilmiştir. Mine aşınma miktarı en az MAZ ve MEZ’de, en fazla GZC’de gözlenmiştir. Materyalde gözlenen en fazla aşınma GZS’de bulunmuştur. MA, VZ, GZC ve GZS örneklerinde %50’inde, MAZ ve MEZ ise %100’ünde mine çatlaklar gözlenmiştir. Sonuç olarak, cilalanan monolitik zirkonya grubunun mine antagonistleri üzerinde en düşük aşınma oranlarına sahip olmasına rağmen, yüksek oranlarda mine çatlakları oluşturduğu rapor edilmiştir (Stawarczyk ve ark, 2013).

Elmaria ve arkadaşları, Altın ile Finesse, All-Ceram, IPS Empress seramik disklerinin mine karşısındaki aşınma miktarlarını araştırmışlardır. Seramik disklerinin yarısı porselen cila kiti (Dialite) ile mekanik olarak cilalanırken yarısı da glazürlenmiştir. Kanal tedavisi olmamış, çürüksüz çekilmiş dişlere karşı konulan seramik diskler aşınma cihazına 10 000 sıklığa tabi tutulmuştur. Yüzey pürüzlülüğü profilometrede incelenmiştir. Profilometre, yüzey pürüzlülüğünü; 0.01 mm ile 50 mm aralığında hassasiyetle ölçebilir. Altın, cilalı Finesse ve cilalı All-Ceram en az miktarda mine aşınmasına sebep olurken; en fazla aşınma IPS-Empress’te gözlenmiştir. Yüzey pürüzlülüğü ile mine aşınması arasında anlamlı bir korelasyon olduğu; oküzal düzenleme sonrası glazürleme işlemi yerine porselenlerin mekanik olarak cilalanmasının uygulanabilir bir opsiyon olduğu rapor edilmiştir (Elmaria ve ark, 2006).

Coldea ve arkadaşları, 2015 yılında yayınladıkları çalışmalarında; 7 farklı restoratif materyalinin (Mark II, Enamic, In-Ceram Alumina, VM9, In-Ceram YZ, IPS e.max CAD ve PICN) frezle düzenlenmeleri sonrası zarar görme toleransını araştırmışlardır. Her materyal için 40 adet bükülebilen bar kullanılmıştır. Başlangıçtaki esneme direnci 3 nokta bükülme testi ile ölçülmüştür, elastik modülüsleri, Poisson oranı de rezonans frekans yöntemiyle incelenmiştir. 151, 107 ve 25 mm’lik elmas frezlerle 2 farklı yönde (longitudinal ve transversal) aşındırılmışlar ve kırılıncaya kadar yüklenerek SEM’de incelenmişlerdir. YTZP barları hariç, diğer tüm grupların başlangıç esneme

dayanımları her iki yöndeki aşındırmada da belirgin bir azalma göstermiştir. Materyallerin dayanıklılıklarındaki azalmayı en çoktan en aza olacak şekilde tolere eden gruplar sırasıyla: PICN> Enamic> Mark II> VM9> In-Ceram Alumina> IPS e.max CAD'dir. Longitudinal aşındırmada en az kayıp VM9 (%7.79) ve Enamic(%9.18)'te gözlenmiştir. Sonuç olarak; ne kadar geniş elmas frez kullanılırsa; materyallerde esneme dayanıklılığı o kadar fazla miktarda azalır. Longitudinal aşındırmayla karşılaştırıldığında; transversal aşındırma daha fazla miktarda esneme dayanıklılığını azaltır. Dolayısıyla; düzenlemelerin mümkün olduğunca küçük partiküllü elmas frezlerle gerçekleştirilmesi önerilir. Polimer içerikli kompozitler; hasara karşı yüksek direnç göstermişlerdir(Coldea ve ark, 2015).

4.3 Estetik

Bilhassa tek diş eksikliklerinde kayıp doğal dişlerin restorasyonunda renk uyumunun sağlanması çok önemlidir. Dental seramikler, ışığın düzenli, difüz geçişi ve yansımaya izin verdiklerinden, doğal dişlerin görüntüsünü taklit edebilir; translusensi, renk derinliği ve yapısını iade edebilirler.

Kısmen amorf yapıdaki seramik, minenin kristalin yapısına benzemediğinden; diş dokusu ve seramik yapısı farklı türdeki ışıkları yansıtır ve absorbe eder. dolayısıyla restorasyona çeşitli yönlerden bakıldığında; elde edilen görüntüler aynı olmayabilir. Simantasyon aşaması da, tam seramik restorasyonların son görünümüleri için oldukça önemlidir. Translulentlik, seramik restorasyonlar için oldukça önemli bir etkidir. Opak, dentin ve mine seramiklerinin translulentlikleri birbirlerinden farklıdır. Opak seramiklerin translulentlikleri düşük iken; dentin seramiklerinin translulentliği %18-%38 minede, ise %45-50 arasındadır. Tam seramik restorasyonlar için materyal translusensliği, güçlendirilmiş kristalin fazın doğası ile değişir. Alumina bazlılar opak, lösit ile güçlendirilmişler ise daha translulenttirler (Şenyılmaz, 2005)

Seramik kronun üst tabakasında renk, translulentliğine bağlı olarak içteki opak ya da kor seramiğin renginden etkilenir. Özellikle zirkonyum esaslı tam seramik sistemlerde, zirkonyum korun opak olması nedeniyle 0.4 mm olan minimal kor kalınlığı istenir. Varolan opak görüntüyü gidermek ve daha doğal restorasyon rengi oluşturmak için ise dentin ve mine seramiklerinden yararlanılır(Nakamura ve ark, 2015).

Harianawala ve arkadaşları, 2014 yılında yaptıkları in vitro çalışmalarında, 2 farklı zirkonya materyalinin ışık geçirgenliğini (konvansiyonel ve yüksek

transludent) 2 farklı lityum disilikat materyali (konvansiyonel ve yüksek transludent) ile karşılaştırmışlardır. Grup 1.Konvansiyonel zirkonya (Metoxit Dental, Pre-sinterize zirkonya blokları, High Tech Ceramics, Liechtenstein) Grup 2.Yüksek transludent zirkonya (Metoxit Dental, Pre-sinterize zirkonya blokları, High Tech Ceramics, Liechtenstein) Grup 3.Konvansiyonel lityum disilikat (IPS e.max LT, Shade A2, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) Grup 4. Yüksek transludent lityum disilikat (IPS e.max HT Shade A2, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) Her bir grup için 1'er mm kalınlığında 12 sirküler disk üretilmiştir. Pre-sinterize blokların büzülme miktarı %21 olduğundan; diskler 1.28 mm yüksekliğinde ve 1.2 cm çapında frezelenmiş; ardında üretici firma talimatlarınca sinterlenmiştir. Bitim ve polisaj prosedürlerini takiben, tüm örnekler 1mm kalınlığına ve 1 cm çapına ulaşmıştır. (0.01mm varyasyonu olacak şekilde) Lityum disilikatın modelaj örnekleri içinse 1mm yüksekliğinde ve 1cm çapında kobalt-krom kalıplar CAD-CAM'de üretilmiştir(Cobalt-Chromium alloy-d.Sign, Ivoclar Vivadent, Asia). Örneklerin ölçümlerinde dijital kumpas kullanılmıştır(0-200 mm, Aerospace, China). Işık geçirgenliği, belirli bir dalga boyundaki anlık ışığın örnek içinden geçen fraksiyonların ölçümüdür. Dental porselenlerin translusensi, direkt transmisyon (ışığın kalitesi/ yönünde herhangi bir değişiklik olmaksızın ilerlemesi), total transmisyon (direkt ve diffüz ışık transmisyonunun kombinasyonu) ve spektral yansıma (pörözite gibi arayüzlerden yansıyan ışığın fraksiyonu) ile de ölçülebilir. Örneklerin geçirgenliği dual konlu UV-Spektrofotometre ile ölçülmüştür(Beckman Acta C III UV-visible spectrophotometer, Beckman Instruments, Inc., Irvine, USA). Işık geçirgenliği, Grup 4 te istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek değerler göstermiştir. Grup 3(konvansiyonel lityum disilikat); Grup 2'den (yüksek transludent zirkonya) anlamlı derecede daha yüksek geçirgenlik göstermiştir. En düşük ışık geçirgenliği değerleri Grup 1'de (konvansiyonel zirkonya) gözlenmiştir. Sonuç olarak en transludent materyalin yüksek transludent lityum disilikat olduğu ve yüksek transludent zirkonyanın konvansiyonel zirkonyadan daha transludent olduğu rapor edilmiştir (Harianawala ve ark, 2014).

4.4 Marjinal Adaptasyon

Marjinal uyumsuzluklar, restorasyonun uyumu ve periodontal açıdan çeşitli problemlere sebep olur. Çünkü kenar uyumu iyi olmayan restorasyonlarda, yapıştırma simanı ağız ortamına açılarak; ağız sıvıları, kimyasal ve mekanik kuvvetler karşısında daha fazla aşınır. Oluşan marjinal aralıklar da; plak birikimini

arttırarak periodontal dokularda enflamasyona, ceplerin derinleşmesine ve daha da ilerlerse kemik rezorpsiyonlarına bile sebep olabilir. Bu durum, komşu dokuları da etkileyerek periodontal problemleri kolaylaştırabilir. Aksiyal duvardaki ve oklüzal düzlemdeki uyumsuzluklar tam seramik restorasyonların kırılma direncini düşürür (Tuntiprawon&Wilson, 1995). Dolayısıyla periodontal dokuların tam seramik restorasyonlarla olan ilişkisi mutlaka dikkatli bir şekilde kontrol edilmelidir.

Literatürde, marjinal aralığın klinik kabul edilebilir olduğu aralık; 25 ile 40 µm arasında olup; bazı araştırmacılar tarafından 120 µm'ye kadar de kabul edilebilmektedir(Şenyılmaz, 2005).

Günümüzde kullanılan tam seramik sistemlerin kenar uyumları çok iyi olup, farklı sistemlere ait farklı kenar uyum değerleri belirlenmiştir. Bindll, ve Mormann azılar bölgesinde tarafından yapılan bir çalışmada; In-Ceram Zirkonya için marjinal uyumu $25 \pm 8 \mu\text{m}$, IPS-Empress 1'de $35 \pm 23 \mu\text{m}$, Procera'da ise $27 \pm 16 \mu\text{m}$; bir başka çalışmada ise , Cerec için $75 \mu\text{m}$, Lava için ise $65 \mu\text{m}$ değerleri bildirilmiştir(Bindl&Mormann, 2005; Reich ve ark, 2005). Yapılan birçok araştırmada, tam seramik restorasyonların marjinal uyum değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda olduğu bildirilmiştir(Att ve ark, 2008).

Jonathan Ng ve arkadaşları, dijital ve konvansiyonel metotlarla üretilen kronların marjinal uyumunu karşılaştırmışlardır. Ana model olarak prepare edilen üst 5 numara dijital ortamda taranmış ve replikası yttria-stabilize zirkon monolitik blok kullanılarak üretilmiştir. Taranan dosyalar STL formatında dental laboratuvara da gönderilmiştir. Dijital artikülasyon, dijital modelaj ve dizayn işlemleri sonrası 15 kron CAD LDS bloklarından üretilmiştir. 15 LDS kron da konvansiyonel ölçü ve laboratuvar fabrikasyon metotlarıyla üretilmiştir. Orjinal zirkonya day, ana modelden ayrılarak kron marjinleri değerlendirilmiştir. Sirküferansiyel marjinal aralık ölçümü 8 ayrı noktadan yapılmıştır(M,D,B,L,MB,ML,DB,DL). Buna göre dijital ortamda üretilen kronlar ($48 \pm 25 \mu\text{m}$); konvansiyonel olarak üretilen kronlardan($74 \pm 47 \mu\text{m}$) anlamlı derecede daha düşük aralık değerleri vermiştir(Jonathan ve ark, 2014).

Abdel-Azim ve arkadaşları ise, polivinil siloksan kullanılarak alınan konvansiyonel ve 2 intraoral dijital tarayıcı ile (LAVA COS (3M ESPE, Almanya), ve iTero(Cadent Inc, CT, ABD) üretilen lityum disilikat kronların marjinal uyumlarını karşılaştırdıkları in vitro çalışmalarında, 2 ölçü tekniği arasında benzer marjinal değerler elde ettiklerini rapor etmişlerdir (Abdel-Azim, 2015).

Larsson ve arkadaşları, 2006 yılında iki ve beş üyeli implant üstü protezlerde yaptıkları in vivo çalışmalarında hastalara cam seramik restorasyonlar yapmışlar ve abutmentların %56'sında mükemmel %44'ünde ise kabul edilebilir bir marjinal uyum tespit etmişlerdir (Larsson ve ark, 2006).

Borba ve arkadaşları, 2011 yılında yayınladıkları çalışmalarında Cerec in-Lab'da ürettikleri Vita In-Ceram YZ (Y-TZP) ve In-Ceram Zirkonya (cam infiltre zirkonya ile güçlendirilmiş alümina) altyapılı seramiklere, önerilen üstyapı porselenleri (Vita VM9, Vita VM7) işlenmiş, mikroCT ile marjinal ve internal uyumu incelemişlerdir. In-Ceram YZ'de daha düşük aralık değerler vermiş olsa da; 2 grupta klinik olarak kabul edilebilir değerler rapor edilmiştir (Borba ve ark, 2011).

Att ve arkadaşları, yaptıkları in vitro çalışmalarında titanyum(Ti), alümina(Al) ve zirkonya(Zr) dayanaklara alümina (Ti1, Al1,Zr1) ve zirkonya kronlar (Ti2, Al2, Zr2) üretmişler; simantasyon öncesi, simantasyon sonrası ve çiğneme simülatörü sonrasında marjinal uyumları SEM'de 200X magnifikasyon altında incelemişlerdir. Simantasyon öncesi ve sonrasındaki marjinal aralık değerleri karşılaştırıldığında; tüm gruplarda simantasyon sonrasında belirgin bir artış gözlenmiştir. Simantasyon sonrası ve yaşlanma sonrası karşılaştırıldığında ise; Al1,Al2 ve Zr1 gruplarındaki marjinal aralık değerleri belirgin bir şekilde azalırken ; Ti1,Ti2 ve Zr2 gruplarından belirgin bir azalma olmadığı gözlenmiştir.

Tüm test edilen gruplardaki marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir aralıklarda olduğu rapor edilmiştir (Att ve ark,2008).

Nejatidanesh ve arkadaşları, 2 CAD/CAM sistemi ile 2 konvansiyonel olarak üretilen simante implantüstü tek kronların marjinal ve internal adaptasyonunu inceledikleri çalışmalarında; IPS e.max CAD, zirkonya altyapı (Circon), IPS e.max Press ve metal-seramik restorasyonları karşılaştırılmıştır. Silikon replika tekniği ile stereomikroskopta X100 magnifikasyonda incelenen internal ve marjinal aralıklar, tüm gruplarda klinik olarak kabul edilebilir aralıkta olsa da; CAD/CAM teknolojisinin daha iyi marjinal uyum gösterdiği rapor edilmiştir (Nejatidanesh ve ark, 2016).

Preis ve arkadaşları 2015 yılında yayınladıkları çalışmalarında, CAD/CAM üretimi zirkonya ile güçlendirilmiş lityumdisilikat(ZLS) kronlarda simantasyonun marjinal uyum ve kırılma dayanıklılığına etkilerini incelemişlerdir. Dört ZLS seramik (Celtra Duo, Degudent, ABD) ve 1 lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) grubu oluşturulmuş; ZLS kron gruplarından 2'si farklı markadaki cam iyonmer

simanla (Ketac Cem, 3M ESPE, ABD; Aqua Cem, Dentsply, ABD), rezinle (Syntac classic/Variolink II; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve rezin modifiye self-adeziv simanla (Smart Cem 2; Dentsply, ABD)) simante edilmiş; LDS grubunun simantasyonu ise rezin simanla gerçekleştirilmiştir. Termal siklüs mekanik yükleme öncesi ve sonrası, siman/diş ve siman/kron arayüzleri SEM’de incelenmiştir. Farklı simantasyon tiplerinin kırılma dayanıklılığı üzerinde anlamlı bir fark oluşturmaya da en yüksek eğilimin adeziv bonding grubunda olduğu rapor edilmiştir. Farklı simantasyon gruplarının marjinal arayüzleri arasında da anlamlı bir fark bulunmamıştır (Preis ve ark, 2015).

5. SONUÇ

İmplant üstü sabit restorasyonlarda tercih edilebilecek farklı tipte üst yapı materyalleri mevcuttur. Dijital diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte protetik restorasyonların üretiminde CAD/CAM sistemlerinin kullanımı da gün geçtikçe artmaktadır. Doğal diş üzerine hazırlanan farklı üst yapılarla ilgili çeşitli çalışmalar mevcut olsa da; farklı üst yapılara sahip implant üstü protezlerin karşılaştırıldığı; uzun dönem başarısının incelendiği çok fazla çalışma bulunmamaktadır. Bununla alakalı daha çok çalışmaların yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

Kaynaklar

1. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two digital scanners. *J Prosthet Dent.* 2015.
2. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37:641–652.
3. Att W, Hoischen T, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(4):218-225.
4. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009;101:239-247.
5. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114:587-593.

6. Aydın SB. Gövde uzunluğunun zirkonya alt yapılı sabit parsiyel protezlerin klinik başarısına etkisi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2012, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Deniz Gemalmaz).
7. Bayramoğlu E. İmplantüstü üç ve dört üyeli köprülerde metal üzerine preslenmiş porselen ile zirkonyum üzerine preslenmiş tam seramik ve konvansiyonel metal seramik restorasyonların marjinal ve internal uyum açısından karşılaştırılması. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2014, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Yasemin Kulak Özkan).
8. Belser UC, Mericske-Stern R, Bernard JP, Taylor TD. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11 Suppl 1(126-145).
9. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital Dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;9:505-511.
10. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Invest.* 2009;13:343-349.
11. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005;32:441-447.
12. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2011;27:1119-1126.
13. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29:419-426.
14. Coldea A, Fischer J, Swain M, Thiel N. Damage tolerance of indirect restorative materials(including PICN) simulated bur adjustments. *Dent Mater.* 2015;31:684-694.
15. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun I. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98:389-404.
16. Çulhaoğlu AK, Zaimoğlu A, Özkır SE. (2013). Yeni jenerasyon indirekt kompozit materyallerinin aşınma direnci ve sertliklerinin, lityum disilikat içerikli tam seramik sistemi ile karşılaştırılması. *Türkiye Klinikleri J Dent Sci ;* 19(1):36-44.
17. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014;30:564-569.
18. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *Open Dent J.* 2013;7:118-122.

19. Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomaterialia*. 2009;5:3231-3239.
20. Elmaria A, Goldstein G, Vijayaraghavan T, Legeros RZ, Hittelman EL. An evaluation of wear when enamel is opposed by various ceramic materials and gold. *J Prosthet Dent*. 2006;96:345-353.
21. Ereifej N, Silikas N, Watts DC. Initial versus final fracture of metal-free crowns, analyzed via acoustic emission. *Dent Mater*. 2008;24:1289-1295.
22. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Dis Hek Fak Derg*. 2008;32(2):58-72.
23. Esquivel-Upshaw J, Rose W, Oliveira E, Yang M, Clark AE, Anusavice K. Randomized controlled clinical trial of bilayer ceramic and metal-ceramic crown performance. *J Prosthodont*; 2013;22(3):166-173.
24. Ferrari M, Mason PN, Poli L, Di Dente M. Marginal adaptation of crowns: a scanning electron microscopic investigation. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1994; 14(3):272-279.
25. Ferreira MB, Barao VA, Faverani LP, Hipolito AC, Assunção WA. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. *Mater Sci Eng*. 2014; 35:92-99.
26. Fischer TE, Zhu Z, Kim H, Shin DS. Genesis and role of wear debris in sliding wear of ceramics. *Wear* 2000;245:53-60.
27. Froum SJ. *Dental implant complications. Etiology, prevention, and treatment*, First ed, Blackwell Publishing, 2010, United Kingdom.
28. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):682-697.
29. Gomes EA, Barao VAR, Rocha EP, Almeida EO, Assunção WG. Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oram Maxillofac Implants*. 2011;26:1202-1209.
30. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent*. 2009; 102(6):378- 384.
31. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials

[1]Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater. 2004;20: 449–456.

32. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. Clin Implant Dent Relat Res. 2010;14(5): 633-645.
33. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. J Adv Prosthodont. 2014;6:456-461.
34. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. Dent Mater. 2011;27:527-534.
35. Holand G, Beall H. Glass Ceramic Technology. 2nd ed. Schaen: Wiley; 2012.
36. Hondrum SO. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent, 67(6):859-65
37. Hudson JD, Goldstein Gri Georgescu M. (1995). Enamel wear caused by three different restorative materials. J Prosthet Dent; 74:647-654.
38. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Jr., Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6(1):29-36.
39. Jonathan Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. J Prosthet Dent. 2014;112:555-560.
40. Kahramanoğlu E. İmplantüstü sabit protezlerde kullanılan farklı abutment çeşitlerinin alt yapının iç ve marjinal uyumuna olan etkisinin in vitro araştırması. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2010, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Yasemin Kulak Özkan).
41. Kahramanoğlu E, Özkan YK. The effect of different restorative and abutment materials on marginal and internal adaptation of three-unit cantilever implant-supported fixed partial dentures: an in vitro study. J Prosthodont, 2013;22:608-617.
42. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. J Oral Rehabil. 2010; 37:283-291.
43. Kok P, Kleverlaan CJ, Jager N, Kujis R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. J Prosthet Dent. 2015;114:59-66.

44. Küçük BE, Kunt GE. Lityum Disilikat Seramikler Derg.^[1]J Dent Fac Atatürk Uni. 2012;5:123-131.
45. Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two to five-unit implant-supported reconstructions: a randomized, prospective clinical trial. Swed Dent J. 2006;30:45-53.
46. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asawaka Y, Oki W, Finger WJ, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. Dent Mater J. 2014;33(5):705-710.
47. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. J Dent. 2014;42:1586-1591.
48. Lorenzoni M, Pertl C, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider WA. Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. Preliminary results after one year. Clin Oral Implants Res. 2003;14(2):180-187.
49. Luo XP, Zhang L. Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. J Prosthodont. 2010; 19:465-470.
50. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. Dent Mater. 2005;21(10):930-937.
51. Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" Immediate-Function Concept with Brånemark System Implants for Completely Edentulous Mandibles:^[1]A Retrospective Clinical Study. Clin Implant Dent Relat Res; 2003;1(5):2-9.
52. Martinez-Rus F, Ferreira A, Özcan M, Pradies G. Marginal discrepancy of monolithic and veneered all-ceramic crowns on titanium and zirconia implant abutments before and after adhesive cementation: a scanning electron microscopy analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28:480-487.
53. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001;85(1):61-6.
54. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira PCG, Bonfante G. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. J Appl Oral Sci. 2012;20(2):235-240.
55. Misch C, Dental implant protezler. 1.basım, Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti., İstanbul; 2005 s:45.

56. Moffa JP, Lugassy AA, Guckes AD, Gettleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. *J Prosthet Dent.* 1973;30(4):424-31.
57. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont.* 2008;21: 223-227.
58. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015;73:602-608.
59. Nejatidanesh F, Shakibamehr H, Savabi O. Comparison of marginal and internal adaptation of CAD/CAM and conventional cement retained implant-supported single crowns. *Implant Dent.* 2016;25(1):1-6.
60. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):1102-1107.
61. O'Brein WJ. *Dental Materials and Their Selection.* Quintessence Publishing Co Inc. 3rd ed. Chicago: 2002. Chapter 15, Dental Porcelain, p 210- 224.
62. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(4):450- 456.
63. Özkan YK. Tam protezler ve implantüstü hareketli protezler, problemler ve çözüm yolları. *Vestiyer Yayıncılık.* 1. basım. İstanbul; 2012.
64. Payne AG, Solomons YF. The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa- and implant-supported overdentures: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 2000;13(3):238-243.
65. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20:1-25.
66. Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/ CAM fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater.* 2015;31:1363-1369.
67. Pol CW, Kalk W. A systematic review of ceramic inlays in posterior teeth: an update. *Int J Prosthodont.* 2011;24(6):566-75.
68. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92:557-562.

69. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three- unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(2):174-179.
70. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2006;96(6):433-442.
71. Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Scharer P, Hammerle CHF. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int.* 2006;37:685-693.
72. Schley JS, Heussen N, Reich S, Fischer J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 year: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci.* 2010;118: 443-450.
73. Schillinburg HT, Hobo SH, Lowell DW, Jacobi R, Brackett SE. Sabit protezin temelleri Çeviren: Ünsal MK, Üşümez A. 3.basım, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., İstanbul; 2010.
74. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic, Kohal AJ. Performance of zirconia for dental healthcare. *Dent Mater.* 2010;3:863-896.
75. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1141-1150.
76. Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* 2013;71: 102-12.
77. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* 2005;21:476-482.
78. Şenyılmaz DP. Dual akslı çığneme simülatörü ile yapılan dinamik yorulmanın tam seramik ve metal destekli seramik kronların kırılma dayanıklılığına etkisi. H.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2005, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Şenay Canay).
79. Tinschert J, Natt G, Mautcsk W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont,* 2001;14:231-238.

80. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*. 2012;4:76-83.
81. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns, *Aust. Dent J*. 1995;40: 17-21.
82. Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK. Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2012;5:132-141.
83. Vigolo P, Fonzi F. An in-vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont*. 2008;17:621-626.
84. Vigolo P, Mutinelli S, Givani A, Stellini E. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2012; 5(4):355-364.
85. Yalın BB, Türker ŞB. Klinikte tam seramikler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2011;5:76-90.
86. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselenler II. *GÜ Dişhek Fak Derg*. 2005;22(1): 49-60.
87. Yıldız C, Vanlıoğlu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan Y. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J*. 2013;32(1):42-47.

BÖLÜM 5

DENTAL RENKLENMELER

Tooth Discoloration

Gamze Polat¹ & Safiyya Temizyürek²

¹(Arş. Gör.), Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
e-mail: gamzopolat127@gmail.com

ORCID: 0000-0002-2394-7286

²(Arş. Gör.), Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
e-mail: safiyya.418@gmail.com

ORCID: 0000-0001-8818-2707

1. Giriş

Günümüz toplumunda hem sağlık bilincinin artması hem de sosyal ağların gelişmesi, insanlarda daha genç ve sağlıklı olma isteğini ve bununla birlikte estetik kaygıları artmıştır. Bu durumun sonucunda, doğal görünümlü, açık renkli dişlere sahip olmak, fonksiyon ve fonasyon kadar önemli hale gelmiştir. Renklenen dişler estetik açıdan beklenen görüntüyü verememekte, bu sebeple insanlar daha güzel bir gülüş için diş beyazlatma tedavisi isteğiyle diş hekimlerine başvurmaktadır. Dişbeyazlatma işlemi, diş hekimleri tarafından da sıklıkla tercih edilen konservatif bir tedavidir. Beyazlatma tedavisi ile ilgili yapılan güncel araştırmalar, üreticinin protokolüne uyulduğunda güvenli ve etkili bir tedavi olduğunu göstermektedir(1)

Dental renklenmeler; hem daimi hem süt dişlerini etkileyen, mine, dentin ve/veya sement tabakalarının etkilenmesiyle oluşan, özellikle anterior bölgede ciddi estetik sorunlara yol açan bir problemdir. Dental renklenmeler; dişte renklendirici maddelerin birikmesiyle oluşan dışsal renklenmeler şeklinde

olabileceği gibi pre-erüptif ve post-erüptif dönemde içsel renklemeler şeklinde de oluşabilir(2). Dişlerde oluşan renk değişikliği mine yüzeyinde çatlak ve bozulmalarda meydana gelen renk değişikliğiyle dışsal renkleşme olarak başlayıp yayılım göstererek içsel renklemeye neden olabilmektedir ve bu olaya “renklenmenin içselleşmesi” adı verilmektedir(3).

2. Dışsal Renklenmeler

Dışsal renklemelerin oluşumunda en önemli nedenlerinden biri kötü ağız hijyenidir ve bu renklemeler yeşil, turuncu, sarı, kahverengi, siyah gibi farklı renklerde oluşmaktadır. Dışsal renklemeye; çay, kahve, kola, puro, sigara, tütün, şarap, bazı ilaçlar ve gargaralar, gibi etkenler neden olurlarken, kromojenik bakteriler de renk değişiminde rol almaktadır. Bu renklemeler, mine yüzeyinde oluşur ve profilaktik yöntemlerle uzaklaştırılabilirler.

Nathoo tarafından dışsal diş renklemeleri aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır;

1. Direkt diş renklemesi
 - a. N.1 tip diş renklemesi: Kromojen bakteriler diş yapısına bağlanır ve renklemeye meydana gelir. Kromojenin rengi ile diş renklemesi benzer görünümdedir.
 - b. N.2 tip diş renklemesi: Renkli maddelerin diş bağlanmasıyla renk değişikliği meydana gelir.
2. İndirekt diş renklemesi
 - c. N.3 tip diş renklemesi: Renksiz maddeler veya pre-kromojen bakteri diş yapısına bağlanır ve renklemeye neden olan kimyasal reaksiyon meydana gelir(4).

2.1 Direkt Diş Renklenmeleri

Direkt lekelenmeler sigara, çay, kahve, baharatlar gibi renklerini bırakan gıdaların pelikül içine nüfuz ederek diş yüzeyine bağlanması sonucu oluşur ve maddelerin içerisinde yer alan polifenolik bileşikler renklemenin rengini meydana getirir (Resim 1). Mine kromojenlerle çok fazla reaksiyona girmezken, pelikül proteinleri ile kromojenler reaksiyon oluşturur ve pelikül kromojenlerin yapışmasını kolaylaştırır. Kromojenler intertübüler ve tübüler dentin aracılığıyla dentine absorbe edilir(5).



Resim 1: (Sigaraya bağlı renklenme)

2.2 İndirekt Diş Renklenmesi:

Katyonik antiseptikler, metal tuzları veya farklı bir lekelenmenin, başka kimyasal ile etkileşmesiyle meydana gelmektedir. Demir fabrikası işçilerinde mesleki maruziyet nedeniyle ve demir ilacı kullanan kişilerde dişlerde siyah renklenmeler meydana gelmektedir(Resim2). Potasyum permanganat içeren ağız gargaraları mor-siyah, bakır iyonu bulunan ağız gargaraları yeşil renklenmelere neden olurlar. Klorheksidin, heksetidin içeren ağız gargaralarının uzun dönem kullanım sonucunda ön dişlerde kahverengi-siyah renklenmeler oluşabilir. (6).



Resim 2: (Demir ilacı kullanımına bağlı dental renklenme)

Dişlerde meydana gelen kırılmalar, aşınmalar ve dişlerdeki restorasyonlar dişlerde kazanılmış defekt olarak değerlendirilir ve direkt-indirekt renklenmelere sebep olurlar. Diş çürükleri nedeniyle porozite artar ve ağızdaki kromojen bakteriler dentinde renklenmeye neden olurlar. Buna durmuş çürüklerde görülen siyah renkli lezyonlar örnek gösterilebilir. Amalgam restorasyonlarda amalgam artıklarının dentin tübüllerine nüfuz etmesiyle de dişte gri siyah renklenmeler meydana gelir(7).

3. İç Kaynaklı Renklenmeler

İçsel renklenmeler; diş gelişimi sırasında veya sonrasında sistemik veya lokal birçok faktör nedeniyle meydana gelmektedir. İçsel renklenmelerin meydana gelmesinde genellikle sistemik hastalıklar, pulpal sorunlar ve kromojenlerin diş içinde birikmesi neden olmaktadır

3.1 Sistemik Faktörlerin Neden Olduğu İçsel Renklenmeler

3.1.1 Fenilketonüri

Fenilketonüri; fenilalanini tirozin aminoasitine dönüştüren fenilalanin hidroksilaz enzim aktivitesinin yokluğunda meydana gelen otozomal resesif hastalıktır ve daimi dişlerde dentinde kahverengi renklenmeler görülür.

3.1.2. Konjenital Hiperbilirubinemi

Konjenital hiperbilirubinemide hemoliz nedeniyle oluşan metabolik artıklar, diş dokularında sarı ve yeşil renklenmelere neden olmaktadır.

3.1.3 Konjenital Eritropoetik Porfria

Porfirin metabolizmasında meydana gelen bozukluk nedeniyle oluşan hematorporfiri, diş ve kemiklerde depolanmaktadır ve dişlerde eritrodonti olarak isimlendirilen, kırmızı ve kahverengi renklenmelere sebep olmaktadır(Resim3). Bu tür renklenmeler beyazlatma tedavisine yanıt vermemektedirler(8).



Resim 3: (Konjenital eritropoetik porfria)

3.1.4 Okronozis (Alkaptonuria/Fenilketanuri)

Otozomal resesif geçiş gösteren bir metabolizmal hastalıktır. Tirozin, fenilalaninin tam olarak gerçekleşmeyen oksidasyonu sonucu hemogenistik asit

oluşmaktadır. Homojenistik asit sürekli dişlerde kahverengi renklenmeye sebep olmaktadır

3.1.5 Amelogenesis Imperfekta

Diş minesini etkileyen, X kromozomu geçişli, kalıtsal bir hastalıktır. Witkop'un (1989) yaptığı sınıflandırmaya göre dört formu bulunmaktadır. Bunlar; hipoplastik, hipomature ve taurodontizm ile birlikte hipomature-hipoplastik ve hipokalsifik formlardır. Hipokalsifik amelogenesis imperfektada mine tabakasının kalınlığı normal düzeydedir(Resim5). Dişler erüpsiyon gerçekleştiğinde tebeşirimsi-beyaz renkte iken zamanla koyu bir hal alarak sarı-kahverengi renk alırlar. Hipoplastik türünde; mine tabakasının kalınlığı normalden daha incedir. Diş yüzeyinde defektler ve çukurcuklar görülür, dişler sarı renkte ve sert yapıdadır. Hipomature amelogenesis imperfektada; mine tabakasının kalınlığı normal ancak sertliği daha azdır. Dişler sarı-kahverengi-opak renktedir ve bazı yerlerde minenin dentin tabakasından ayrıldığı gözlenir(Resim4). Taurodontizmle beraber görülen hipomatur-hipoplastik türünde ise özellikle üst çenede molar dişlerde gözlenir. Mine tabakasının kalınlığı ve kalitesine bağlı olarak farklı tedavi protokolleri uygulanabilir. Mine kalınlığı fazla ise topikal flor uygulaması yapıp devamında rezin restorasyonlar tercih edilir. Eğer yeterince mine kalınlığı yoksa protetik restorasyonlar uygulanır (9,10).



Resim 4: (Amelogenesis Imperfecta)



Resim 5: (Amelogenesis Imperfecta)

3.1.6 Dentinogenesis Imperfekta

Dentinogenesis imperfekta; otozomal dominant geçişli, dişlerin pulpa ve dentin dokusunun gelişimi sırasında bozulmalar nedeniyle oluşan, dişte renk, formasyon ve fonksiyon bozukluğuna neden olan, herediter karakterli gelişimsel bir bozukluktur. Dişlerde süt dişlerinde sürekli dişlerden daha fazla görülür. Dişler

erüpsiyon gerçekleştiğinde renkleri normaldir. Sonraki süreçte saydamlaşır, sarı-kahverengi olur. Çoğunlukla mine, dentin tabakasından kolayca ayrılır. Dentin tübülleri açığa çıkar, kromojenler dentin tübülleri aracılığıyla dişte renklenmeye neden olurlar(12).



Resim 6: (Dentinogenesis İmperfecta)

3.1.7 Dentinal Displazi

Tip I dentin displazisi otozomal dominant olarak geçiş gösterir. Süt ve sürekli dentisyonda dişlerin kronları normal formdadır ancak sarı renktedirler. Dişlerin kökleri radyolojik olarak kısa, koniktir. Dişlerin pulpa odaları sıklıkla radyolüsent görünümündedir ve tıkalıdır. Tip II dentin displazisinde pulpa odasında çok sayıda pulpa taşı bulunur ve kahverengi renklenmelere neden olur(Resim 7 ve 8).



Resim 7: (Dentinal displazi)



Resim 8: (Dentinal displazi)

3.1.8 Tetrasiklin Renklenmesi

Birçok bakteriyel enfeksiyonda geniş spektrumlu antibiyotik olarak kullanılan tetrasiklin, özellikle gelişim döneminde sistemik alındığında diş sert dokularında ve kemiklerde birikebilir. Tetrasiklinin dişler ve kemiklerdeki

hidroksiapatit kristallerinde bulunan kalsiyum iyonlarıyla tetrasiklin-kalsiyumortofosfat kompleksi oluşturmaktadır. Dişlerde en fazla renklenme dentin tabakasında meydana gelmektedir. Hamilelerde plasentadan geçiş sağlanması ve 12 yaşına kadar sürekli diş germelerinin büyümesinin devam etmesi nedeniyle tetrasiklin kontrendikedir. Tetrasiklin kullanımına bağlı olarak, erüpsiyon sırasında dişlerde daha çok sarı-kahverengi renklenme görülmekteyken, özellikle ön dişlerde ışığa uzun süre maruz kalındığında kahverengiye dönmektedir(13).

Tetrasiklin kullanımına bağlı dental renklenmeler aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır:

1. Derece: Minimal seviyede renklenme görülür. Açık sarı, kahverengi-grimsi renkler sıklıkla gözlenir. Bantlaşma ve lokalize konsantrasyon bulunmaz. Beyazlatma işlemine yanıt verir.
2. Derece: Renklenmenin miktarı ve yeri çok değişkendir. Derin sarı-kahverengi ve grimsi renklerdedir ve bantlaşma gözlenmez. Beyazlatma tedavisine verdiği yanıt renklenmenin derecesine bağlıdır.
3. Derece: Gri-mavi bantlaşma gözlenen renklenmelerdir. Aralıklı ilaç kullanımına bağlı olarak bantlaşma gözlenir. Vital beyazlatma tedavilerinde prognoz kötüdür. Veneer restorasyon uygulaması ve beyazlatma tedavileri kombine kullanılmalıdır.
4. Derece: Çok koyu diş renklenmeleridir. Vital beyazlatma tedavilerine yanıt vermezler (14)(Resim9 ve 10).



Resim 9: (Tetrasiklin Renklenmesi)



Resim 10: (Tetrasiklin Renklenmesi)

3.1.9 Florozis

Diş gelişimi sırasında aşırı flor iyonun alınımı nedeniyle florozis meydana gelmektedir. Bu olay, su kaynakları aracılığıyla alınan florid, gargara ve diş macunları, tablet ile alınan yüksek miktardaki flor nedeniyle meydana gelebilir.

Florozis daimi dişlerde süt dişlerden daha fazla gözlenmektedir. Suda flor iyonu miktarının optimal düzeyin üstüne çıkmasıyla, mine tabakasının yüzeyinde opasite ve porözite şeklinde dental florozisin ilk klinik belirtileri görülmeye başlar ve alınan dozla orantılı olarak belirtilerin derecesi artar. Düşük doz flora bağlı floroziste minenin yüzey görünümü hafif opak tebeşirimsi beyaz lezyonlar gözlemlenirken yüksek doza bağlı floroziste yaygın opasiteler ve koyu kahverengi-siyah renklenmeler meydana gelir (15). Dişlerin erüpsiyonu sonrası mine tabakasını yüzeyinden kromojenler bakterilerin difüzyonu sonucu kahverengi ve siyah renklenmeler meydana gelmektedir. İçme suyunda 1 ppm den daha fazla flor (F) düzeyinin bulunduğu durumlarda florozis oluşur. Florozis ‘mine hipoplazisi’ olarak da değerlendirilir. Çünkü alınan florun ameloblast metabolizmasını bozarak hipomineralize mine oluşumuna neden olmasıdır. Flor kaynaklı 3 çeşit renklenme oluşur. Bunlar; opak florozis, basit florozis ve çukurlu florozistir. Basit floroziste mine üzerinde kahverengi renklenmeler gözlenirken opak floroziste, gri/beyaz noktalar meydana gelmektedir. Çukurlu floroziste, mine yüzeyinde çeşitli defektler meydana gelmekte ve diğer türlere oranla daha koyu renklenmeler izlenmektedir (Resim11ve12). Günümüzde, florozis vakalarında tedavi şekli, kişilerin estetik beklentilerini karşılamak için minimal invaziv yöntemlerle sağlanmaya çalışılmaktadır. Beyazlatma, rezin infiltrasyonu ve mikroabrazyon, florozis lezyonlarının tedavisinde kullanılan tedavilerdir. Protetik restorasyonlar dikey boyutu azalmış hastalarda kullanılabilir(16).



Resim 11 ve 12: (Florozis)

3.2 Lokal Faktörlere Bağlı Renklenmeler

3.2.1 Travma

Anterior bölgede renklenme nedeniyle estetik problemler ortaya çıkmaktadır. Pulpal yaralanma durumunda kan damarlarından

3.2.2 Pulpa Nekrozu

Pulpa dokusunun kısa süreli veya sürekli maruz kaldığı irriteranlar pulpanın kanlanmasını etkileyebilir. Maruz kalma süresi ve irriteranın türüne (bakteriyel, mekanik, kimyasal iritasyon) göre pulpada; akut veya kronik inflamasyon oluşabilir. Kronik inflamasyon nedeniyle pulpada nekroz meydana gelebilir. Bu durum, tübüllere etki ederek çevresindeki dentinde renklenmeye neden olacak parçalanma ürünlerinin salınmasına sebep olabilir (18).



Resim 13: (Pulpa nekrozu)

3.2.3 Kalsifik Metamorfoz (Distrofik Kalsifikasyon)

Travmaya maruz kalan dişler canlılığını kaybetmediklerinde odontoblast hücreleri parçalanır, tersiyer dentin oluşumu meydana gelir. Bu durum, dişlerde sarı-kahverengi renklenmelere neden olmaktadır.

4. Sonuç

Dental renklenmeler günümüzde estetik problemlere neden olmaktadır. Dental renklenmelere neden etkenlerin birçoğu önlenmektedir. Renklenmeler minimal invaziv ve protetik yöntemlerle tedavi edilebilir.

Kaynakça

1. Carey CM. Tooth whitening: what we now know. J evid based dent pract. 2014; 14: 70-6.
2. Lewinstein I, Fuhrer N, Churaru N, Cardash H. Effect of different peroxide bleaching regimens and subsequent fluoridation on the hardness of human enamel and dentin. J Prosthet Dent. 2004;92(4):337-42

3. AM Sulieman M. An overview of tooth- bleaching techniques: chemistry, safety and efficacy. *Periodontology* 2000. 2008;48(1):148-69.
4. Alaçam TE. Dişlerin Ağartılması (Bleaching). Ankara: Şafak Matbaacılık San. Tic. Ltd. Şti, 2000
5. Eldeniz AU, Usumez A, Usumez S, Ozturk N. Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. *J Am Dent Assoc.* 2005;72(2):254-9
6. Sulieman M. An overview of bleaching techniques: In-surgery or power bleaching. *Dental update.* 2005;32(2):101-4.
7. Sheets CG. Tooth -Whitening Modalities for pulpless and Discolored Teeth. Cohen S,Burns RC (Eds). St.Louis: Mosby Co; 2000
8. Şeker O, Sarı H. Estetik diş hekimliğinde renk ve beyazlatma. *Dental and medical journal.*2019; 1(1) 1-20
9. Freedman GA. *Contemporary Esthetic Dentistry-E-Book: Elsevier Health Sciences;* 2011.
10. Sürmelioglu D. Farklı yöntemlerle yapılan beyazlatma tedavilerinin etkinliklerinin in vivo değerlendirilmesi
11. Çalışkan K. *Endodontide Tanı ve Tedaviler. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri ,2009.*
- 12 . Ingle JI. *Ingle's endodontics 6: PMPH-USA;* 2008
13. Türker S, Biskin T. The effect of bleaching agents on the microhardness of dental aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil.* 2002;29:657-661
14. Matis B, Wang Y, Eckert G, Cochran M, Jiang T. Extended bleaching of tetracycline-stained teeth: a 5-year study. *Oper Dent.* 2006;31:643-651
15. Parsons JR, Walton RE, Ricks-Williamson L. In vitro longitudinal assessment of coronal discoloration from endodontic sealers. *J Endod.* 2001;27:699-702
16. Gözetici B, Bozkurt FÖ. Diş hekimliğinde florozis. *ADO klinik bilimler dergisi.*2013; 7(1) 1399-1407
17. Uysal T, Er O, Sagsen B, Ustdal A, Akdogan G. Can intracorally bleached teeth be bonded safely? *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics.* 2009;136(5):689-94.
18. Önal B. *Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İzmir. 2004*

BÖLÜM 6

CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN SERAMİKLER

Ceramics Used in CAD / CAM Systems

Metin Bakır

(Dr. Öğr. Üyesi), Bingöl Üniversitesi,

e-mail: metinbakir@bingol.edu.tr

ORCID: 0000-0002-7788-9990

1. Giriş

Gelişen dünya ve değişen hayat koşulları diğer tüm bilim dallarında olduğu gibi diş hekimliği alanında da estetik ve fonksiyonel açıdan hekim ve hasta beklentilerinde artışa neden olmuştur. Hasta ve hekim zamanının değerinin artması, hata oranı en düşük restorasyonların mümkün olduğunca erken bir şekilde hastaya tesliminin önemini arttırmıştır. Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture (CAD/CAM)) sistemleri tam olarak bu ihtiyaca cevap verdiği için popülerlik kazanmıştır (1).

1971’de endüstriyel amaçlarla kullanılan CAD-CAM teknolojisini, Francois Duret isimli araştırmacı diş hekimliğinde de kullanılabileceği fikrinden yola çıkarak sektöre tanıtmıştır. 1979’da Heitlinger ve Rodder, 1980’de ise Moermann ve Brandestini bu alanda çalışmışlardır. Diş hekimliğine ilk prototip 1983 yılında Fransa’da tanıtılmıştır. 1985 yılına gelindiğinde tamamı CAD/CAM sistemi ile üretilmiş ve herhangi bir laboratuvar işlemi görmemiş ilk kuron hasta ağızına tatbik edilmiştir (2).

CAD/CAM sistemlerinde restorasyon üretimi için farklı materyallerden prefabrike bloklar kullanılır. Sistemde kullanılan blokların firma üretiminde,

tekrarlanabilen bir yöntemle hazırlanabilir olmaları, her bloğun aynı özelliklere sahip ve homojen olması çok önemlidir. Geleneksel yöntem ve materyaller ile üretilen restorasyonlarda, mekanik ve estetik özelliklerin başarısı tartışmalıdır. Yoğun ve porözsüz bir yapıda olan CAD/CAM bloklardan üretilmiş seramik restorasyonlar, geleneksel metotlar ile üretilenlere göre daha dayanıklıdır (3).

Bunun yanı sıra; bir seramik materyalin CAD/CAM sistemlerinde kullanılabilmesi için sahip olması gereken bazı özellikler vardır. Bu materyaller kolay freze edilebilir olmalı ve freze işlemi sırasında oluşabilecek hasarlara karşı dayanabilmelidir. Polisaj ve glaze işlemleri kolay ve hızlı yapılabilmelidir. Estetik açıdan tatmin edici sonuçlar vermelidir (3,4)

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan seramik blokların çeşitleri şöyle sınıflandırılabilir (3).

2. Lösit İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam matriks içine 10-20µm boyutlarında ve kristal yapıda olan lösit ilave edildiğinde materyalin dayanıklılığını ve esneme kabiliyetlerini geliştirir. Lösit, gerilme kuvvetlerini azaltarak materyal yapısında oluşan mikro çatlakları engeller. Bunun yanı sıra, lösit kristalleri bükülme mukavemetini ve kırılma dayanımını da arttırmaktadır (5).

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklara; Paradigm C, ProCAD, IPS Empress CAD ve GC Initial LRF block örnek verilebilir. CAD/CAM ile uyumlu olan ilk lösit ile güçlendirilmiş cam seramik blok, 1998'de kullanıma sunulan ProCAD'dir. Sonrasında, piyasada yaygın kullanım alanı bulan IPS Empress CAD geliştirilmiştir. IPS Empress CAD, hacimce %35-45 oranında lösit kristali barındırır. Fakat kristal boyutları IPS Empress'ten daha küçüktür (1-5µm). %30 oranında lösit içeren Paradigm C ise; 2006 yılında üretilmiş bir seramik bloktur (4-6).

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar ile farklı translüensitede ve oldukça estetik restorasyonlar üretilebilir. Yüksek translüensite özelliklerinden dolayı post-core, aşırı renklenmiş dişler ve metal abutment üzerinde kullanılmaları önerilmez. Klinik pratikte tatmin edici sonuçlar ortaya koyan bu materyalin uzun dönemde başarılı olduğunu gösteren çalışmalar vardır. Genellikle lamina veneer, kuron, inley-onley gibi bölümlü restorasyonların üretiminde kullanılırlar (7,8).

3. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramikler

Cam seramiğin birinci kristal fazı, hacimce yaklaşık %70 yer kaplayan, plaka şeklindeki kristallerden oluşan lityum disilikat tarafından oluşturulur. Bu kristaller materyalin dayanıklılığını artıran bir ağ yapısı oluştururlar. İkinci faz ise hacim olarak daha az yer tutan Lityum ortofosfat kristallerinden oluşur (9).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler 360-400MPa arasında bir bükülme direncine sahiptir. Bükülme dayanımları cam seramiklere oranla yaklaşık olarak üç kat daha iyi sonuçlar vermektedir (10).

IPS e-max CAD en bilinen lityum disilikat seramik bloklardandır. Dayanıklılığı (320MPa) ve estetik özellikleri başarılı olan bu ürün 2006 yılında diş hekimliğinin kullanımına sunulmuştur. Materyal, orta yumuşak haldeyken freze edilir ve sonrasında fırınlanarak lityum disilikatin kristalizasyonu tamamlanır ve materyalin, dayanıklılığı en üst seviyelerine çıkartılmış olur. İnley-onley, lamina veneer ve kron restorasyonların üretiminde kullanılabilir (6-9).

IPS e-max CAD ile yapılan çalışmalarda; kırılma direncinin yüksek olduğu ve doğru endikasyon ile kullanılması durumunda oldukça başarılı olduğu belirtilmiştir (7).

Feldspatik porselenler

Küçük boyutlarda partikül kristallerden oluşan cam fazı içermesi sayesinde çok iyi polisajlanabilmektedir. Cam fazı, asit pürüzlendirilmesine ve adeziv simantasyona imkân tanıyarak, restorasyonun uzun dönem başarısını arttırmaktadır. Feldspatik porselenlerin kırılma dayanımı polisaj işleminden sonra 130MPa, glaze işlemi sonrasında ise 160 MPa olarak tespit edilmiştir ve bu değerler geleneksel porselenlerin yaklaşık iki katı kadardır (3).

Bu seramik materyale ticari olarak, Vitablocs Mark II ve Cerec Blocs örnek olarak verilebilir. 1991'de diş hekimliği hizmetine sunulan feldspatik CAD/CAM bloğu Vitablocs Mark II, 4µm boyutunda kristallerden meydana gelmektedir. Mineye yakın bir abrazyon katsayısı olan materyal, inley-onley, lamina ve kron restorasyon üretiminde kullanılabilir (3) (6)Piyasaya 2007 yılında giren Cerec blocs homojen bloklar şeklindedir ve Vitablocs Mark II ile içerik olarak tamamen aynıdır. Anterior dişlerde ve estetik beklentinin yüksek olduğu vakalarda iki sistemde de farklı renkte bloklar üretilmiştir (11)

Hasta başı (chairside) kullanımına uygun uygun olan piyasadaki en eski CAD/CAM bloğu Vitablocs Mark II materyalidir. Yıllardır kullanımda

olmasından dolayı, çok fazla çalışmada kullanılmıştır. Materyalin uzun dönemde başarısını gösteren çok sayıda çalışma mevcuttur (9,12).

4. Zirkonya Esaslı Seramikler

Zirkonyum elementinin okside olmuş hali olan zirkonyanın sadece kristal fazı vardır ve cam fazı yoktur. Oldukça sert bir materyal olan zirkonya, 0,4µm boyutlu taneciklerin düzenli bir şekilde dizilmesi ile oluşur. Yapısında üç farklı fazda kristal bulunmaktadır. Oda sıcaklığı ile 1170°C arasında monoklinik, 1170-2370°C arasında tetragonal, 2370-2680°C (kaynama noktası) arasında ise kübik fazda bulunmaktadır. Bu fazlar arasındaki geçişler, sebep olduğu hacim değişimi nedeniyle çok önemlidir. Zirkonyada, tetragonal fazdan monoklinik faza geçişte %3-5'lik bir hacim artışı meydana gelmektedir (13).

Monoklinik faz stabil bir faz değildir. Oda sıcaklığında fazın stabilitesini koruyabilmesi amacıyla çeşitli metal oksitler ilave edilmektedir. Yttrium oksit, zirkonyanın yapısına katılan oksitlerden en sık kullanılanıdır. Daha sonra, oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunan yttrium ile stabilize edilmiş haldeki polikristalin zirkonya (Y-TZP) elde edilmektedir. Geleneksel zirkonyaya kıyasla, Y-TZP daha iyi mekanik özellikler göstermektedir. Materyalin Bükülme dayanıklılığı 900-1400Mpa, kırılma sertliği 5-10 MPa/m², arasındadır (5,14).

Zirkonyanın üzerine basınç uygulandığında tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş yapar ve hacim olarak artış gösterir. Bu hacim artışı sayesinde çatlak oluşan bölgeye biriken stresi ortadan kaldırır ve çatlağın ilerlemesinin önüne geçmektedir (14).

CAD/CAM sistemleri ile zirkonya bloklardan restorasyon üretilirken uygulanan iki farklı yöntem vardır. İlk yöntemde tam sinterlenmiş bloklar ile restorasyon, final boyutlarında üretilmektedir. Bu yöntem ile üretilen restorasyonların uyumu herhangi bir büzülme olmadığı için çok başarılıdır. Ancak materyalin sert yapısı freze işleminde kullanılan cihazları kolay aşındırır ve bozulmalarına sebep olur. Freze işlemi ise uzun zaman alır. İkinci yöntemde kısmi sinterlenmiş bloklardan, final restorasyona göre yaklaşık %25 daha büyük bir restorasyon üretilmesidir. Cihazların aşınması ve çapak oluşması problemleri bu yöntemde daha az oluşur. Sinterleme işlemi ile oluşan büzülme, uyum problemleri gibi dezavantajlara neden olur. İkinci yöntemde güncelde daha sık kullanılmaktadır (5).

Posterior bölgede, çiğneme kuvvetlerinden doğacak basınç karşısında, kırılma direnci ve bükülme dayanıklılığı yüksek olan bu materyalin kullanımı oldukça yaygındır (15). Materyal; inley-onley, kron, köprü, post-core, abutment ve hatta implant üretiminde kullanılabilir. Dolayısıyla, materyalin çok geniş bir endikasyon alanı vardır (16,17).

Zirkonya esaslı seramik restorasyonlar, metal destekli seramik restorasyonlara göre daha estetik sonuçlar verirler. Materyalin kırılma direnci ve bükülme dayanıklılığı yüksektir. Biyouyumlukları iyi, ısı iletkenlikleri ise düşüktür. Fakat veneer porselenlerde çapak (chipping) tarzı kırılmalar gözlenmektedir ve estetik özellikleri cam seramikler kadar başarılı değildir (18).

Yapılan çalışmalarda, restorasyon marjinal uyumlarının, üretim yöntemlerine göre değişiklik gösterdiği ve bunun yanı sıra tüm yöntemlerin klinik olarak kabul edilebilir düzeylerde olduğu görülmüştür (19). Zirkonya esaslı seramiklerden üretilen restorasyonlarda, uzun dönem klinik başarının yüksek olduğu bildirilmiştir (20).

5. Zirkonya İle Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler, ağırlıkça %10 zirkonya eklenmiş ve yeni tip seramiklerdir. Bu tür CAD/CAM seramiklere Suprinity ve Celtra Duo örnek gösterilebilir. İnce partiküllerden oluşması ve homojen bir yapıda olması nedeniyle baskı dayanımları oldukça iyidir. İçeriğinde bulunan yoğun cam kristalleri sayesinde oldukça tatmin edici estetik sonuçlar vermektedir (21).

2013 yılında diş hekimlerinin kullanımına sunulan bu seramikler ile yapılmış yeterli sayıda çalışma yoktur. Literatürde bulunan çalışmalar materyalin gelecek vaat eden bir seramik türü olduğunu belirtmektedir (13,18,22).

6. Hibrit Seramikler

Hibrit iki farklı materyalin bir araya gelmesiyle meydana gelen yeni bir tür olarak tanımlanır. Hibrit seramikler, rezin ve seramik materyallerin avantaj oluşturan özelliklerini bir araya getirmeyi amaçlayan yeni materyallerdir. CAD/CAM hibrit seramiklere 2013 yılında piyasaya sunulan Vita Enamic örnek gösterilebilir. Ağırlıkça %86 oranında seramik ve %14 oranında rezin içermektedir (21). Seramik yapının büyük kısmı lösit esaslı feldspardan, kalan kısmı ise zirkonyadan meydana gelmektedir. Polimer yapısı, üretilen

dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) tarafından oluşturulmaktadır (20).

Hibrit seramikler iki aşamalı bir işlem sonucunda üretilir. Poröz yapıda olan feldspatik seramik üretildikten sonra, poröz boşluklar seramik rezin materyalin infiltre edilmesi ile doldurulur. Son aşamada, rezinin polimerizasyonu sağlanarak materyal kullanıma hazır hale getirilir (23).

Materyal, elastiklik modülü ve aşınma özellikleri yönünden dentine benzer yapıdadır. Aşınma direnci diğer seramikler yakın olmasına rağmen karşıt dişlerde daha az aşınma meydana getirir. Vickers sertlik derecesi, mine ve dentin arasındadır. Yapısında bulunan polimerler oluşan çatlakların daha fazla ilerlemesini engellemektedir (24). Bükülme dayanımı çok yüksek olmamakla birlikte, 150-210 MPa arasındadır. Bu durum 13-30 GPa civarında olan elastisite modülü ile beraber ele alındığında, kırılma direncinin yeterli olduğu düşünülmektedir (25) (26). Bu avantajı ile minimal invaziv yaklaşımın gerektiği veya okluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda ince restorasyonlar (0,2mm) üretilebilmektedir. Restorasyonda meydana gelebilecek çapak (chipping) tarzı kırılmalarda azalmaya yardımcı olur (20). Restorasyonlarda marjinal ve internal uyum oldukça başarılıdır (25). Mekanik özellikleri genel olarak, seramik ve kompozit rezinlerin arasında yer almaktadır (27).

Hibrit seramikler; inley-onley, lamina ve kron gibi bölümlü restorasyonların yapımında kullanılabilir. Yeni bir materyaldir ve literatürde materyalin kullanıldığı yeterli çalışma bulunmamaktadır. Sınırlı sayıdaki çalışmalarda ise, diğer seramiklerle karşılaştırılmış ve klinikte rahatlıkla kullanılabileceği gösterilmiştir (26-28).

7. Rezin-nano Seramikler

Rezin-nano seramikler, kompozit ve seramiğin üstün özelliklerini bir araya getiren materyallerdir. Seramik materyallerin, kompozit rezinlere göre anlamlı derecede daha dirençli olduğu bildirilmiştir (6). Dolayısıyla, yeni materyal arayışında, rezin-nano seramik materyal Lava Ultimate, 2012'de piyasaya sürülmüştür (21).

Rezin-nano seramik, matriks içine gömülen nanoseramik parçacıklardan oluşmaktadır. Polimer yapıyı güçlendiren üç farklı seramik doldurucu içeren bu nanoseramik parçacıklar, ağırlık olarak %80'lik bir orandadır. Doldurucu yapıyı, 20nm boyutunda silika partikülü, 4-11nm boyutunda zirkonya partikülü ve bu iki doldurucu partikülün bir araya gelmiş kombinasyonudur (29).

Kolay freze edilebilirler ve fırınlanmadan kullanılırlar. Elastik özellikleri sayesinde kırılğan değildirler ve iyi polisajlanabilirler. Yüksek bükülme dayanımları, posterior bölgede kullanımlarına olanak sağlar (30). Aşınma dirençleri yüksek olmasına rağmen karşıt dişten seramik materyallere göre daha az aşındırırlar (31). Kırılma dirençleri cam seramiklere oranla daha fazladır (32). Direkt kompozit rezinlerden daha iyi kenar uyumu verirler (33).

Üretici firma, inley-onley, lamina veneer restorasyonlarda kullanılmasını tavsiye etmektedir. Tek kronlarda kullanımı yaşanan desimantasyon sorunları nedeni ile tavsiye edilmemiştir (34).

Kaynakça

1. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res.* 2018;97(10):1082-1091.
2. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988;117(6):715-720.
3. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:14S-21S.
4. Tsitrou E, Helvatjoglou-Antoniades M, Pahinis K, van Noort R. Fracture strength of minimally prepared resin bonded CEREC inlays. *Oper Dent.* 2009;34(5):537-543.
5. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):713-viii.
6. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010;104 (3): 149–157.
7. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent.* 2013; 110 (4): 264–273.
8. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2014; 112 (3): 555–560.
9. RAGHAVAN, R. Narasimha. Ceramics in dentistry. Sintering of Ceramics- New Emerging Techniques March 2nd, 2012.

10. Kramer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater.* 2005; 21 (3): 262–271.
11. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010; 31 (9): 702–4, 706, 708–709.
12. Sato TP, Anami LC, Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Oper Dent.* 2016;41(3): 284–292.
13. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J of Prosthodontic Research.* 2014; 58 (4): 208–216.
14. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamakia Y. Review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience, *Dental Materials Journal.* 2009; 28(1):44-56.
15. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/CAM processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Investig.* 2011; 15 (4): 527–536.
16. Le M, Papia E, Larsson C. The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J Oral Rehabil.* 2015; 42 (6): 467–840.
17. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont.* 2010; 19 (1): 64–68.
18. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007; 35 (11): 819–826.
19. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *The J Prosthet Dent.* 2009; 101 (4): 239–247.
20. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater.* 2016; 32 (1): 34-42.
21. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral Implantol (Rome).* 2014; 7 (3): 57-70.
22. Frankenberger R, Zeilinger I, Krech M, et al. Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: Adhesive vs. non-adhesive cusp stabilization. *Dent Mater.* 2015;31(11):1312-1320.

23. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*. 2013; 29 (4): 419–246.
24. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Oper Dent J*. 2013; 7: 118–122.
25. Bottino MA, Campos F, Ramos NC, Rippe MP, Valandro LF, Melo RM. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. *Oper Dent*. 2015; 40 (3): 83-91.
26. Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater*. 2016; 32 (4): 529–534.
27. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015; 114 (4): 587–593.
28. Bakir M, Bakir S, Bahsi E. Bond strength of ceramic or resin CAD-CAM laminate veneers. *Am J Dent*. 2020;33(6):287-290.
29. Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *Int J Comput Dent*. 2012; 15 (2): 159–164.
30. Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN, Thompson VP, Opdam NJ ve diğerleri. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater*. 2016; 32 (4): 499-509.
31. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2013; 34 (1): 42–4, 46.
32. Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM. Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. (2016); 31 (2): 304–309.
33. Al-Qarni FD, Goodacre CJ, Kattadiyil MT, Baba NZ, Paravina RD. Stainability of acrylic resin materials used in CAD-CAM and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent*. 2020 Jun;123(6):880-887.
34. ESPE, M. Lava Ultimate CAD/CAM restorative technical product profile. 2011.
35. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*. 2001;132 (9); 1301–1303.

BÖLÜM 7

OROFASİYAL BÖLGEDE GÖRÜLEN NÖROPATİK AĞRILAR

Neuropathic Pain in Orofacial Region

Neslihan Tınastepe

(Dr.), Serbest Diş Hekimi, İstanbul, Türkiye

e-mail: neslihantinastepe@hotmail.com

ORCID: 0000-0002-4688-8653

1. Giriş

Nöropatik ağrı sinir sisteminde oluşan disfonksiyon ya da primer lezyon tarafından başlatılan ağrı olarak tanımlanır (1,2). Nöropatik ağrılar primer ya da sekonder olarak oluşabilir (2). Orofasiyal bölgeyi etkilediğinde orofasiyal nöropatik ağrı ismini alır (2,3). Semptomolojik olarak paroksizmal ve devamlı olarak ikiye ayrılır. Trigeminal Nöralji’de olduğu gibi paroksizmal nöropatiler kısa, elektriksel ya da keskin ağrı ile karakterizedir. Devamlı ağrılar ise çoğunlukla yanar tarzdadır. Post-travmatik nöropatilerin karakteristiği ve post-herpetik nöraljilerin genel özelliğidir (2,4). Geçerli bir sınıflaması yoktur. Amerikan Orofasiyal Ağrı Birliği nöropatik orofasiyal ağrıyı deafferentasyon, post-herpetik, post-travmatik, cerrahi sonrası trigeminal nöropatiler olarak sınıflandırmış ancak kriterlerini tanımlamamıştır (2).

2. Nöropatik Ağrıların Klinik Özellikleri

Vasküler kompresyon, radyasyon, iltihaplanma, travma, enfeksiyon ve periferik sinir sisteminin nörotoksinlere maruz kalması gibi çeşitli nedenlerle sinirlerde patolojik hasarlar oluşabilir. Demiyelinizasyon ve aksotomi (aksonun

kopmasıyla deafferentasyon) oluşabilecek hasarlardır (5). Nöropatik ağrı durumlarını açıklamak için bir dizi mekanizma önerilmiş, ancak bunlar tam olarak anlaşılammıştır.

Nöropatik ağrılarının klinik özellikleri genel olarak şöyledir:

- Travma ya da hastalıklar hızlandırıcı faktörler olarak saptanır.
- İlk yaralanma ya da travmayı takiben ağrının başlangıcı zaman içerisinde olur(gün-ay).
- Hastaların tipik şikayetleri yanan, paroksizmal delici, keskin episodlar şeklinde ağrılardır.
- Ağrıya ek olarak, parestezi ya da dizestezi görülebilir. Parestezinin hoş olmayan olması şart değildir; anormal, ağırlık, uyuşukluk, hissizlik şeklinde olabilmektedir. Dizestezi ise anormal ya da hoş olmayan tarzda yanma, iğne batması ya da bıçak saplanır şeklinde olabilir.
- Ağrı olan bölgede duyu kaybı olabilir.
- Alodinya, hiperaljezi, sempatik hiperfonksiyon fizik muayenede rastlanılabilir.
- Anormal sinir iyileşmesine bağlı olarak nöroma gibi lokal patofizyoloji görülebilir (5).

3. Orofasiyal Bölgede Görülen Başlıca Nöropatik Ağrılar

Klinikte nöropatik ağrı karşımıza trigeminal nöralji, glossofaringeal nöralji, intermedius sinir nöraljisi, postherpetik nöralji, post travmatik nöropati, atipik odontalji, yanan ağız sendromu, kompleks rejyonel (bölgesel) ağrı sendromu ve nöritis olarak çıkmaktadır (1,5,6).

3.1 Trigeminal Nöralji

Trigeminal sinirin bir ya da daha fazla dalından kaynaklanan nöropatik orofasiyal ağrıdır. Çoğunlukla hastalar diş hekimine, diş bölgesinde şiddetli keskin ağrı ile başvurur. İlk tedavi seçeneği olarak endodontik tedavi veya çekim gibi rutin dişhekimliği uygulamaları ile ağrı giderilmeye çalışılır. İdiyopatik (primer, klasik) olarak vasküler yapıların trigeminal sinir köküne yaptığı baskıyla ya da semptomatik (sekonder) olarak başka bir hastalığa bağlı olarak ortaya çıkabilir (5). %15 Oranında çeşitli belirli patolojilere bağlı olarak görülür (5,7,8).

Ağrının karakteri, keskin, vurucu, delici tarzda birkaç saniyeden birkaç dakikaya kadar sürebilir. Bu durum aralıklı ya da devamlı görülebilir. Refrakter

dönemine girip dakikalar saatlerce ağrı tetiklenmeyebilir. Remisyona girebilir, bir daha hiç görülmeyebilir. Dokunulduğunda ya da yüze gelen hafif esintide şimşek çakar gibi ağrı yaratan tetik bölgeleri mevcuttur. Konuşma yutkunma, diş fırçalama, saç tarama, makyaj, yüz yıkamayla da tetiklenebilir. Bazı kişiler birkaç tetik bölgesine sahipken bazılarında ağrı spontan gelişir. Ağrı dişe yansıyor diş ağrısı ile karıştırılabilir.%15-20 hasta trigeminal dalda duyu kaybı gözlenebilir. Trigeminal nöraljinin teşhisi aylar alabilir çünkü pretrigeminal nöralji olarak tanımlanan bir dönem gösterebilir. Bu dönemde künt ve sızlayan ağrı (diş ağrısı, sinüs ağrısı gibi) ve buna eşlik eden zaman zaman keskin ve delici component şeklinde görülebilir. Spesifik tetik bölge olmadan kendiliğinden başlar. Çiğneme, sıcak, soğuk sıvılar, diş fırçalama, esneme ya da konuşma ile tetiklenebilir. Klasik trigeminal nöraljideki saniyeden dakikaya süren ağrının yerini dakikalardan saatlere hatta devamlı olabilen ağrılar alır. Anestezi ile ağrı azalır. Premolar molar bölgesinde görülen bu ağrı sonunda klasik nöraljideki paroksizmal ağrıya döner (5).

Trigeminal nöraljide 2 tedavi yöntemi vardır: Farmakoterapi ve cerrahi. Farmakoterapide membran stabilizasyonu yapan antiepileptikler kullanılmaktadır. Karbamazepin, okskarbazepin, lamotrigin, gabapentin, pregabalin faydalı olabilir (5). Karbamazepin sodyum kanalları üzerine etkilidir. Sinaptik geçişi engellediği ya da azaltarak etkisini gösterir (9). Mikrovasküler dekompresyon ile sinir ve baskı yapan yapılar arasına sentetik materyal yerleştirilmesi etkili cerrahi bir yöntemdir. Diğer bir yöntem trigeminal ağrı yaratan bölümünün kesilip atılmasıdır (ablasyon). Bu işlemde çeşitli yolları vardır; radyofrekans, termo-koagülasyon, gliserol ya da balon (mekanik) baskısı. Yeni bir yaklaşım olarak da gamma-knife cerrahisi uygulanmaktadır (5).

3.2 *Glossofaringeal Nöralji*

Boğaz ve kulak önü bölgesinde Vagus ve Glossofaringeal sinir dağılımına denk gelen bölgeleri etkileyen, trigeminal nöralji tablosuna benzeyen nadir görülen bir durumdur (10). Ağrı genelde keskin, vurucu, kurşun gibi, delici olarak tanımlanır (11). Yanan ve uzun süreli formu da bulunmaktadır (12). Genelde ağrı şiddeti ortadır (11). Tipik olarak tetik noktaları tonsil bölgesinde, farinks arka duvarında bulunur ve yutkunma, çiğneme, konuşma, öksürme, esneme ile aktive olur (13). 50 yaş üzerinde görülme sıklığı fazladır (11). Patofizyolojisi tam olarak bilinmemektedir ancak sinir köküne damar baskısı ile oluştuğu düşünülmektedir (14). Tedavisinde farmakolojik ve cerrahi yöntemler kullanılmaktadır. Kalp ritm

bozuklukları için kalp pili gerekebilir. Karbamazepin ilk düşünülmesi gereken ilaçtır ve genellikle başarılıdır. Mikrovasküler dekompresyon ve gamma-knife cerrahisi diğer seçeneklerdir (6).

3.3 *İntermedius Sinir Nöraljisi*

İntermedius sinir, mastoid çıkıntı ve dış kulak yolu üzerindeki deriyi inerve eden, fasiyal sinirin küçük bir dalıdır. Kulak içinde hissedilen keskin, vurucu, paroksizmal ağrılarla karakterizedir. Etyolojisi ve patofizyolojisi tam olarak bilinmemektedir. Farmakolojik tedavi ve diğer nöraljilerde olduğu gibi cerrahi tedaviler uygulanmaktadır (15).

3.4 *Post-herpetik Nöralji*

Akut herpes zoster, arka boynuz ve gangliadaki özellikle büyük miyelinli lifleri yıkıma uğratan viral enflamasyondur (16). Vakaların % 15'inde virüs kraniyal sinir ganglionlarında bulunur. Kraniyal sinirlerden trigeminal ve fasiyal sinirde en çok sık görülür (16,17). Trigeminal sinirin 3 dalında da ayrı ayrı ya da kombinasyonları şeklinde görülebilir. En çok oftalmik dalında rastlanmaktadır. Genellikle tek taraflıdır. Bilinmeyen bir nedenle lezyonları takiben geçmeyen ağrılar ortaya çıkmaktadır. Birçok mekanizma düşünülebilir. Sempatik olarak devam ettirilen santral sensitizasyon, santral filizlenme ya da inen ağrı yolları sisteminin değişimi mekanizmaları arasındadır (16).

Ağrılar yanan, nabız atar gibi, vuran, kurşun gibi ve keskin tarzdadır. Trigeminal dermatomlarda kaşıntı eşlik edebilir, ağrı şiddetlidir. VAS skalasına göre şiddeti 8-10 arasındadır, fluktuasyon gösterir (7,18).

Erken tedavi önem taşır. Trisiklik antidepresanlar, gabapentin, pregabalin, opioidler kullanılmaktadır. Topikal uygulanan aspirin ve capsaisin de kullanılan ajanlardandır (6).

3.5 *Atipik Odontalji*

Klinikte kendisini kronik yüz ağrısı olarak gösteren ancak herhangi bir gruba dahil edilemeyen ağrılardır. Diş ve diş eti çevresinde olursa atipik odontalji, yüzün diğer bölgelerinde ise atipik orofasiyal ağrı olarak kabul edilir (19) Mekanizması tam olarak bilinmemektedir (16). Bilinen etyolojik risk faktörleri travma, hormonlar, psikolojik faktörlerdir. Bu faktörler periferik sinirlerde ve/veya santral sinir sisteminde değişikliklere neden olabilir. Nöropatik ağrılardaki

bir ya da daha fazla mekanizmayı başlatabilir ya da yer alabilir. Diş çekimi, travmatik işlemler, periodontal işlemler, extirpasyon, apikal rezeksiyon, diş çekimi, implant yerleştirme, vs... işlemler sonucunda dokunun sinirsel devamlılığı değişebilir. Bu periferel değişiklikler santral sensitizasyona neden olabilir ve santral sensitizasyon bu birçok idiyopatik orofasiyal ağrıların çoğunda anahtar mekanizma olabilmektedir. Yine sempatik sinir sistemi de santral sensitizasyonun devam etmesinde rol alabilir. Psikososyal faktörlerde bu ağrılara eşlik eden durumlardır. Bunların da düşünülmesi gerekir (16).

En belirgin hatta bazen tek belirtisi ağrı olabilir. Ağrı genellikle bir diş veya diş bölgesinde devamlı, kendiliğinden künt ve sızlayan şeklinindedir. Lokasyon dişsiz bir boşluk, mandibula ya da maksilanın tamamı şeklinde olabilir (20).

Trisiklik antidepressanlar tedavide ilk akla gelen ilaçlardır. Antidepressanların tolere edilemediği durumlarda gabapentin (21), pregabalin (22) klonezepam (21,23), α - ve β -bloklers (23), aspirin (24) kokain (21), MAO inhibitörleri (25) de kullanılabilir. Topikal olarak 0.025 % 'lik kapsaisin ve %5 lik EMLA (lokal anesteziklerin ötektik karışımı) da hastaların ağrılarını azaltmada kullanılmaktadır (26).

3.6 *Post-travmatik Nöropatik Ağrı*

Trigeminal sinir yaralanmaları yüz travması ya da cerrahi prosedürler sonrası gelişebilir. Molar diş çekimi, implant yerleşimi, kist çıkarılması ve genioplastiler vs... gibi operasyonlar sonrası oluşan sinir yaralanması sonucunda sadece hissizlik oluşurken, bazende kendiliğinden ya da bir uyararla tetiklenen ağrı mevcuttur. Sinir yaralanması ile oluşan ağrı C liflerinin aktivasyonundan dolayı genellikle yanar tarzdadır. Minör sinir yaralanmaları aksonlarda dejenerasyona sebep olmaz ancak birkaç saat ya da birkaç gün süren paresteziye neden olabilir. Daha ciddi yaralanmalar sinir liflerinin dejenerasyonuna neden olabilir ancak sinir kökü zarar görmemiştir. Bu durum aylarca süren semptomlara neden olurken akson rejenerasyonu tamamlandığında prognozu iyidir. Sinirin tamamen kesilmesi durumunda anestezi ya da dizestezi gibi kalıcı zararlar oluşur (19).

Tedavisinde antidepressanlar, antikonvülsanlar ve opioidlerden faydalanılmaktadır (6).

3.7 *Yanan Ağız Sendromu (YAS)*

Yanan ağız sendromu, eşlik eden anormal klinik veya laboratuvar bulgular olmaksızın oral mukozada yanma hissi ile karakterizedir (27). Primer ve

sekonder olmak üzere iki formu bulunmaktadır. Primer formunda nöropatoloji söz konusu iken sekonder formunda altta yatan lokal veya sistemik bir durum mevcuttur (28). Menapoz sonrası kadınlarda daha sık görülmekle birlikte toplumdaki görülme sıklığı % 0.7-15 olarak bildirilmiştir (29).

Vakaların çoğunda dilin 2/3 ön kısmında yanma hissi ile kendini göstermektedir. Bunun yanı sıra sert damak, dudaklar, diş etleri sıklıkla ağrılıdır (30,31). VAS skalasına göre ağrı şiddeti 5-7 arasında değişmektedir (32). Vakaların 2/3'ünden fazlası yanma dışında tat değişimi özellikle metalik tad varlığından şikayet etmektedir (27). Oral kandidiazis, galvanizm, liken planus, alerji, tükürük azlığı ve ağız kuruluğu yanan ağız sendromuna neden olabilecek lokal faktörler arasında sayılırken, hormonal değişiklikler, beslenme bozuklukları (B vitamini, Folik asit, Demir eksikliği vs.), diabet, ilaçlar, otoimmün hastalıklar ve stres sistemik faktörler arasındadır (28). Patofizyolojisi ile ilgili başlıca iki teori bulunmaktadır: Santral ve/veya periferik nöropati ya da tat ve duyu sistem arasında oluşan dengesizlik (6).

Tedavisi oldukça zordur. Kabul edilen bir tedavi metodu bulunmasa da nöropatik ağrı olarak tedavi edilmelidir. Topikal klonezepam, sistemik serotonin geri alım inhibitörleri, alfa lipoik asit ve bilişsel- davranışsal terapiler kullanılmaktadır (6).

3.8 Santral Kaynaklı Yüz Ağrıları

Santral kaynaklı yüz ağrıları felç, spinal kord travması gibi direk travmalar ya da epilepsi, parkinson, MS gibi hastalıklara sekonder olarak oluşabilmektedir. İnme sonrası oluşan santral ağrı duyu sistem anormalliklerin, azalmış algılamının ve sıklıkla alodinyanın eşlik ettiği devamlı ya da paroksizmal santral kaynaklı ağrılardır. Ağrıların inme sonrası zarar gören sinir ağsında oluşan ektojik aktivite ile başladığı düşünülmektedir. Tedavisinde antidepressan ve antikonvülsanlar kullanılmaktadır (6).

3.9 Kompleks Bölgesel Ağrı Sendromu (KBAS)

KBAS yaralanmalar sonucunda gelişmektedir. KBAS I önceden Reflex sempatik distrofi olarak, KBAS II ise Kozalji olarak adlandırılmışlardır (1). Her iki durumda da dermatomlardan bağımsız olarak hiperaljezi ve alodinyanın da eşlik ettiği kendiliğinden ağrı söz konusudur (7). Ek olarak ödem, deride anormal kan akışı, anormal sudomotor (ter bezlerine etki eden) aktivite gibi bulgulara rastlanmaktadır. KBAS I indirek travma ya da

burkulma gibi minör travmalar sonucunda gelişebilir. Bu travmalar klinik olarak orantısız derecede fazla bir ağrı oluşturmaktadır. Daha az sık olarak görülen KBAS II' de ise direk olarak büyük bir sinirin yaralanması söz konusudur. Patofizyolojisi tam olarak bilinmemektedir. Her iki durumda da sempatik sinir sisteminin rol oynadığını gösteren klinik kanıtlar bulunabilse de tanı koymak için şart değildir. Klinik olarak daha çok ekstrimitelerde görülmektedir. Ağrı genelde yanar tarzda ya da iğne batar karakterde olup hangi ekstrimiteyi etkiliyorsa onun en distalinde derin olarak hissedilir (7,33). Çoğu hasta rest pozisyonunda ağrı hissederken bazı hastalarda ağrı hareket ve eklem baskısı ile başlayabilir ya da kötüleşebilir (7,34). Termal ve mekanik uyaranlara genellikle rastlanır ve bu durum o bölgenin yer aldığı çeyrek ya da yarı vucut kısmını içerebilir. Bunun yanı sıra alodinya ve hiperaljeziler dermatoma uymaksızın görülebilir. Parestezi çok sık olmasada görülebilir. Etkilenen tarafta zayıflık, kasılma, fibrosis ve tremor görülebilir. Akut dönemde %80 den fazla ödem ve deride vazodilatasyon oluşur. Deri kırmızı görüntü alır (7,34). Kronik dönemde vazokonstriksiyon olur, soğuk ve mavimsi bir cilt oluşur (35). Terlemede artış ve trofik değişiklikler genelde vardır. Zamanla deri, tırnak ve kaslarda atrofik değişimler oluşur (7). Sempatik sistemin etkilendiğini gösteren kanıtların varlığına rağmen orofasiyal bölgede görülen kompleks bölgesel ağrı sendromu Uluslararası Ağrı Birliğinin sınıflandırmasında yer almamaktadır.

Tedavisinde ağrının giderilmesi ve fonksiyonun sağlanması amaçlanmaktadır. Hastalığın dönemine ve semptomlara bağlı olarak steroidler ve sempatik blok yapılabilir. Antidepresanlar ve antikonvülsanlar nöropatik ağrı komponentini rahatlatılabilir, bunlar başarısız olursa opioidler denenebilir (7,34).

3.10 Nöritis Bağlı Nöropati

Nöritis, enflamasyona bağlı olarak görülen lokalize sinir patolojilerini tanımlamak için kullanılmaktadır. Optik nöritis optik sinirin, vestibüler nöritis ise vestibüler sinirin enflamasyonu ile ortaya çıkan rahatsızlıklardır (36). Dental ve diğer invaziv işlemler geçici perinöral enflamasyonlara yol açabilir ve genelde asemptomatiktir (37). Ancak yanlış yerleştirilen implantlar, periapikal enflamasyonlar, temporomandibular eklem patolojileri (37), paranasal sinüzitler (38) ya da maligniteler (39) semptomatik perinöral enflamasyonlara ve ağrılara neden olabilir. Antienflamatuar ajanlar tedavi amaçlı kullanılırlar (6).

4. Sonuç

Orofasiyal bölgede görülen nöropatik ağrılar hastaların yaşam kalitesini ciddi şekilde etkilemektedir. Çoğunlukla yavaş tarzda devamlı ya da keskin, şimşek çarpması gibi terimlerle ifade edilen ve kısa süreli ağrılarla karakterizedirler. Tedavilerinde farmakoterapi ve gerektiğinde cerrahi yöntemler kullanılmaktadır. Özellikle diş ağrısı gibi akut ağrılarla sıklıkla karıştırılmakta ve yanlış tedaviler uygulanabilmektedir. Organik bir sebebin çoğunlukla bulunamaması nedeniyle hastalar birçok doktor görmekte ancak sonuç alamamaktadır. Bu nedenle bu bölgede çalışan hekimlerinin nöropatik ağrı konusunda farkındalıklarının olması oldukça önemlidir.

Kaynakça

1. Merskey H, Bogduk N. *Classification of chronic pain: descriptions of chronic pain syndromes and definition of pain terms*. 2nd ed. Seattle: IASP Press; 1994.
2. Lewis MA, Sankar V, De Laat A, Benoliel R. Management of neuropathic orofacial pain. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;103 Suppl:S32.e1-S32.e24. doi:10.1016/j.tripleo.2006.10.014
3. Benoliel R, Sharav Y. Neuropathic orofacial pain. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19:1099-102,1104-1116.
4. Okeson JP. *Orofacial pain: guidelines for assessment, classification, and management*. The American Academy of Orofacial Pain. Chicago, IL: Quintessence Publishing; 1996.
5. Spencer CJ, Gremillion HA. Neuropathic orofacial pain: proposed mechanisms, diagnosis, and treatment considerations. *Dent Clin North Am*. 2007;51(1):209-viii. doi:10.1016/j.cden.2006.09.006
6. Benoliel R, Heir G, Eliav E. *Neuropathic orofacial pain*. In: Sharav Y, Benoliel R, editors. Orofacial pain & headache. 2nd ed. Chicago: Quintessence International; 2015, 407–74.
7. Benoliel R, Eliav E. Neuropathic orofacial pain. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2008;20(2):237-vii. doi:10.1016/j.coms.2007.12.001
8. Clark GT, Dionne RA (eds). *Orofacial Pain: A Guide to Medications and Management*. First Edition. John Wiley & Sons, Inc: 2012
9. Jeffrey P. Okeson. *Bell's Orofacial Pains. The Clinical Management of Orofacial Pain*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 2005,416

10. Patel A, Kassam A, Horowitz M, Chang YF. Microvascular decompression in the management of glossopharyngeal neuralgia: analysis of 217 cases. *Neurosurgery*. 2002;50(4):705-711. doi:10.1097/00006123-200204000-00004
11. Rushton JG, Stevens JC, Miller RH. Glossopharyngeal (vagoglossopharyngeal) neuralgia: a study of 217 cases. *Arch Neurol*. 1981;38(4):201-205. doi:10.1001/archneur.1981.00510040027002
12. Resnick DK, Jannetta PJ, Bissonnette D, Jho HD, Lanzino G. Microvascular decompression for glossopharyngeal neuralgia. *Neurosurgery*. 1995;36(1):64-8; discussion 68-9. doi: 10.1227/00006123-199501000-00008.
13. Minagar A, Sheremata WA. Glossopharyngeal neuralgia and MS. *Neurology*. 2000;54(6):1368-1370. doi:10.1212/wnl.54.6.1368
14. Fischbach F, Lehmann TN, Ricke J, Bruhn H. Vascular compression in glossopharyngeal neuralgia: demonstration by high-resolution MRI at 3 tesla. *Neuroradiology*. 2003;45(11):810-811. doi:10.1007/s00234-003-1078-x
15. Pulec JL. Geniculate neuralgia: long-term results of surgical treatment. *Ear Nose Throat J*. 2002;81(1):30-33.
16. Lund J P, Lavigne GJ, Dubner R, Sessle B J. Orofacial pain. From basic science to clinical management, P;74, *Quintessence books*, USA, 2001
17. Kennedy PG. Varicella-zoster virus latency in human ganglia. *Rev Med Virol*. 2002;12(5):327-334. doi:10.1002/rmv.362
18. Dworkin RH, Portenoy RK. Pain and its persistence in herpes zoster. *Pain*. 1996;67(2-3):241-251. doi:10.1016/0304-3959(96)03122-3
19. Blasberg B., Greenberg M. S. *Burket's Oral Medicine Diagnosis & Treatment* Tenth Edition, P;331, BC Decker Inc, Spain, 2003
20. Woda A, Pionchon P. A unified concept of idiopathic orofacial pain: clinical features. *J Orofac Pain*. 1999;13(3):172-195.
21. Marbach JJ, Raphael KG. Phantom tooth pain: a new look at an old dilemma. *Pain Med*. 2000;1(1):68-77. doi:10.1046/j.1526-4637.2000.00012.x
22. Baad-Hansen L. Atypical odontalgia - pathophysiology and clinical management. *J Oral Rehabil*. 2008;35(1):1-11. doi:10.1111/j.1365-2842.2007.01813.x
23. Gross SG. Atypical odontalgia: a cause for dental failure. *J Conn State Dent Assoc*. 1991;67(2):36-37. 24-Marbach JJ. Phantom tooth pain. *J Endod*. 1978;4:362-372

25. Schnurr RF, Brooke RI. Atypical odontalgia. Update and comment on long-term follow-up. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1992;73(4):445-448. doi:10.1016/0030-4220(92)90322-h
26. Vickers ER, Cousins MJ, Walker S, Chisholm K. Analysis of 50 patients with atypical odontalgia. A preliminary report on pharmacological procedures for diagnosis and treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1998;85(1):24-32. doi:10.1016/s1079-2104(98)90393-6
27. Grushka M, Epstein JB, Gorsky M. Burning mouth syndrome. *Am Fam Physician*. 2002;65(4):615-620.
28. Scala A, Checchi L, Montevecchi M, Marini I, Giamberardino MA. Update on burning mouth syndrome: overview and patient management. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2003;14(4):275-291. doi:10.1177/154411130301400405
29. Zakrzewska JM, Forssell H, Glenny AM. Interventions for the treatment of burning mouth syndrome. *Cochrane Database Syst Rev*. 2005;(1):CD002779. Published 2005 Jan 25. doi:10.1002/14651858.CD002779.pub2
30. Bergdahl J, Anneroth G, Perris H. Personality characteristics of patients with resistant burning mouth syndrome. *Acta Odontol Scand*. 1995;53(1):7-11. doi:10.3109/00016359509005936
31. Lamey PJ, Freeman R, Eddie SA, Pankhurst C, Rees T. Vulnerability and presenting symptoms in burning mouth syndrome. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 99:48-54
32. Danhauer SC, Miller CS, Rhodus NL, Carlson CR. Impact of criteria-based diagnosis of burning mouth syndrome on treatment outcome. *J Orofac Pain*. 2002;16(4):305-311.
33. Baron R, Wasner G. Complex regional pain syndromes. *Curr Pain Headache Rep*. 2001;5(2):114-123. doi:10.1007/s11916-001-0079-x
34. Birklein F. Complex regional pain syndrome. *J Neurol*. 2005;252(2):131-138. doi:10.1007/s00415-005-0737-8
35. Wasner G, Schattschneider J, Baron R. Skin temperature side differences--a diagnostic tool for CRPS?. *Pain*. 2002;98(1-2):19-26. doi:10.1016/s0304-3959(01)00470-5
36. Arnold AC. Evolving management of optic neuritis and multiple sclerosis. *Am J Ophthalmol*. 2005;139(6):1101-1108. doi:10.1016/j.ajo.2005.01.031

37. Eliav E, Teich S, Nitzan D, et al. Facial arthralgia and myalgia: can they be differentiated by trigeminal sensory assessment?. *Pain*. 2003;104(3):481-490. doi:10.1016/S0304-3959(03)00077-0
38. Benoliel R, Biron A, Quek SY, Nahlieli O, Eliav E. Trigeminal neurosensory changes following acute and chronic paranasal sinusitis. *Quintessence Int*. 2006;37(6):437-443.
39. Eliav E, Teich S, Benoliel R, et al. Large myelinated nerve fiber hypersensitivity in oral malignancy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2002;94(1):45-50. doi:10.1067/moe.2002.126016

BÖLÜM 8

MATRİKS SİSTEMLERİ VE RESTORASYON BAŞARISINDAKİ ROLÜ

Özgün Kokoz Çitaker¹ & Elif Pınar Bakır²

¹(Arş. Gör.),Dicle Üniversitesi, e-mail:ozgunkokoz@hotmail.com

Orcid: 0000-0002-2921-6257

²(Dr. Öğr. Üyesi),Dicle Üniversitesi,

e-mail:elifpınarbakir@gmail.com

Orcid: 0000-0003-4011-5091

1. Giriş

Diş çürüğü, travma, erozyon, atrizyon gibi nedenlerle kaybedilen diş dokusunun restorasyonu, restoratif diş tedavisi bilim dalının temel uğraşlarından biridir. Dental materyal formülasyonlarını iyileştirmeye yönelik yapılan çalışmalarla adeziv sistemler geliştirilmiş, estetik kaygıların zamanla artmasıyla dental amalgam yerini kompozit rezine bırakmıştır.(1)

Kompozit rezinlerin posterior restorasyonlarda kullanılmaya başlanmasıyla, interdental alanda restorasyon uyumu daha fazla önem kazanmıştır. Uygun olmayan temas noktaları, anatomik olmayan embraşür yapısı gibi istenmeyen durumları engellemek amacıyla, restorasyonun arayüz formunu vermekte kullanılan matriks sistemlerinde de değişiklikler yapılmıştır. Kondanse edilebilmesi nedeniyle daha iyi proksimal temas sağlanabilen amalgamın aksine; Sınıf II kavitelerde kompozit rezinle uygun proksimal temaslar oluşturmak, neredeyse tamamen matriksin kontur ve konumuna bağlıdır.(2,3,4)

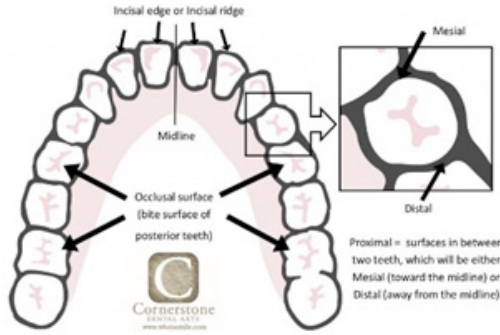
Kompozit materyalinin en büyük dezavantajı, restorasyon materyali ile kavite kenarları arasında büyük büzülme boşluklarına neden olan farklı

oranlardaki polimerizasyon büzülmesidir. Bu boşluklar, mikrosızıntıya neden olmakta, sonuç olarak tekrarlayan ur klere zemin oluşturmaktadır.(5)

Restorasyon başarisında önemli faktörlerden biri olan temas noktasının, anatomik olarak optimum seviyede oluşturulması(6,7), sağlam bir proksimal yüzeyin ve özellikle uygun bir interproksimal temas alanının yeniden yapılandırılması(3,4) klinisyenleri günümüzde de zorlamaktadır.

Bu durum araştırmacıları arayüzü en doğal Şekilde Őekillendirebilecek yardımcı ekipmanları çeşitlendirerek, restoratif materyal-arayüz oluşturma ekipmanı(matriks,kama,vs) uyumunu aramaya yönlendirmektedir. Güncel malzemelerle nispeten daha geleneksel restoratif tekniklerin (Tofflemire matriksleri ve tahta kamalar gibi) birlikte kullanılmasının, klinik başarisızlığa ve restorasyon ömrünün azalmasına neden olabileceği iddia edilmiştir.(8)

Proksimal temas veya temas yüzeyi “komşu dişlerin proksimal yüzlerinin temas ettiği yüzey alanı” olarak tanımlanmıştır.(9) Matriks sistemi ve ayırma tekniğinin seğimi proksimal temasın sağlanması önemli bir faktördür. İyi oluşturulmuş bir temas yüzeyi, gıda birikimini önler, oluşabilecek periodontal hastalıklara da engel olabilir.(10)



Doğru proksimal kont r ve kontakt için ideal bir matriks sistemi;

- Dişe uygulanması ve çıkarılması kolay olmalı,
- Anatomik konturların ve proksimal temas alanlarının anatomik olarak uygun Şekilde restorasyonu sağlamalı,
- Uygun ve doğru kondanzasyona izin verecek Şekilde sert olmalı ve deformasyon göstermemeli, kondanzasyon sırasında kararlı olmalı,
- Diş eti sınırının altına uzanabilir olmalı aynı zamanda bitişik marjinal sırtın oklüzal olarak 1 ile 2 mm kadar üzerine kadar uzanmalı,
- Gerekli ise malzeme ilavesine izin vermeli,
- Uygun aksiyal diş konturlarının geliştirilmesine yardımcı olmalıdır(11).

2. Matriks Sistemi Elemanları

2.1 Matriks Bantları



Bir dental matriks bandı, doğal diş şeklinin ve interproksimal temasın yeniden doğru şekilde oluşturulmasında, “restoratif materyalin yerleştirilmesi ve sertleştirilmesi sırasında restorasyonu desteklemek ve form vermek için yerleştirilen bant” olarak tanımlanabilir.(12)

Çeşitli kullanımlar için metal ve şeffaf olarak şekillerde üretilmektedirler. Matriks bantlarının kullanımı genellikle kolaydır ve proksimale uzanan kaviterde farklı oklüzogingival yüksekliklere uyum sağlamak için farklı boyutlarda üretilmektedir.

Metal matriks bantları genellikle posterior restorasyonlar için tercih edilirken, şeffaf bantlar daha çok anterior bölgede estetik restorasyonlar için kullanılmaktadır.

Proksimal temas, restorasyon ve komşu diş arasında hiçbir açıklık kalmaması için, ayna yardımıyla kontrol edilerek değerlendirilmelidir.(11)

2.2 Kama

Dental kama, dişleri doğru şekilde ayırarak boşluk yaratmak (13) bunu sağlarken de matriks bandının stabilizasyonuna destek olmak için kullanılmaktadır.

Kama, konservatif preparasyonlarda matriks yerleştirmeyi kolaylaştırmakta, daha sıkı interproksimal temas elde edilebilmektedir (14) İnterproksimal boşluğu artırmak için kama ve matriks sisteminin birlikte kullanımı bitişik dişin preparasyon sırasında hasar görmesini de engellemektedir.

Kamalar, malzemenin türü(tahta,plastik), rengi(renkli, şeffaf) ve şekline (düz,üçgen) göre farklılaşarak posterior ve anterior bölgede farklı restorasyon tiplerine uyum sağlayacak bir skalada yer almışlardır.

Kama; şekli, tipi ne olursa olsun, tipik olarak geniş olan embraşür dikkate alınarak interproksimal lingual/palatinal alandan uygulanabildiği gibi; çapaşıklık, dental protrüzyon/retrüzyon gibi durumlar göz önünde bulundurularak nadir de olsa bukkalden de uygulanabilmektedir.

Kama, restoratif materyalin yerleştirilmesi sırasında hekimin preparasyona erişimini sınırlamamak için mümkün olduğu kadar kısa tutulmalıdır ve anormal konkavite oluşturmamak için matriks bandını kavite boşluğuna gereğinden fazla itmemelidir.

Geçmişte ahşap kamaların, ağız boşluğundaki neme maruz kaldıklarında şişerek matriks bandının dişe adaptasyonuna yardımcı olduğuna inanılmaktaydı. (15) Fakat dental kamalar için materyal gelişimi ve artan ürün çeşitliliği ile son yapılan çalışmalar sonucu, tahta kamaların oral sıvılarla kırılanaşarak deforme olduğu ve daha az miktarda interdental ayrılma sağladığı gözlemlenmiştir.(16)



Bunlara ek olarak matriksin stabilize edilmesi ve kompozit yerleştirilmesi sırasında yardımcı elemanlar da kullanılabilir;

2.3 Kama Koruyucu(Wedge Guard)

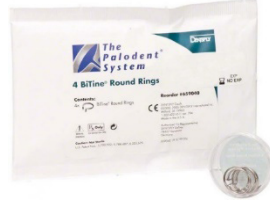
Günümüzde bir çok firmanın (Triodent, Palodent) ürettiği kavite preparasyonu sırasında komşu dişin temas yüzünün ve papilin işlem sırasında zarar görmemesi için kullanılan kamaya yapışık formda tasarlanmış, kalkan görevi gören ve güvenli bir preparasyon sağlayan metal matriks bandı parçalarıdır. Hazırlık bittikten sonra metal parça çıkarılır, kama arayüzde bırakılabilir(Triodent). Bu sayede 2. kama kullanıma gerek kalmaz ve kama çıkarımı sonrasındaki kanama riski ortadan kalkmış olur.

Sınıf 2 ve Sınıf 3 kavite, veneer ve kron preparasyonları gibi pek çok restorasyon tipinde kullanım alanları mevcuttur.(17)



2.4 BiTine Rings

Kompozit kondanzasyonu sırasında uygun bir proksimal kontur ve temas oluşturmak için basit bir yöntem olan BiTine rings özenli ve dikkatli bir çalışma gerektirmektedir. Aksi takdirde BiTine rings uçları, matriks bandının deformasyonuna neden olarak restorasyon konturunu zayıflatabilmektedir(7).



2.5 Compothixo™



140 Hz titreşim frekansı ile ve pille çalışan Compothixo yeni nesil kompozit yerleştirme ve şekillendirme aletidir.(18) Malzemenin kimyasal ve mekanik özelliklerini değil, yalnızca viskozitesini değiştirerek kompozitlerin tiksotropik özelliklerini geliştirir. Bu şekilde matriks adaptasyonuna maksimum uyum sağlanmaktadır.

Compothixo sisteminin, daha iyi ıslanabilirlik sağladığı, kompozitin kavite duvarlarına adaptasyonunu artırdığı ve hava kabarcıklarının azaltılmasına katkıda bulunduğu, kondanzasyon sırasında matriks bandından kompozitin pull-back yani geri çekme etkisini azalttığı bildirilmiştir.

3. Matriks Sistemlerinin Sınıflandırılması

- **Matriks yerleşim şekline göre**

Çevresel: Tofflemire, Ivory, OmniMatrix, SuperMat, AutoMatrix, Lucifix
 Bölümlü: Palodent, Hawe Adapt, MyClip, MQuickMat, MyCustom Rings
 Composi-Tight, Composi-Tight Gold, Composi-Tight 3D, Unimatrix,
 Contact Matrix, V-Ring, V3-Ring Sistemi

En sık kullanılan sınıflandırma türüdür.

- **Uygulanan bölgeye göre,**
Posterior restorasyonlar: Palodent plus, V-ring, OmniMatrix, Hawe Adapt, Saddle, My Custom Rings, Easy Matrix, V3 Super Curve
Anterior restorasyonlar: Hawe (Şeffaf), Bioclear anterior (Şeffaf), Unica Anterior (Metal)
Servikal restorasyonla: Hawe transparan
- **Taşıyıcı durumuna göre,**
Taşıyıcı kullanılan sistemler: Tofflemire, Super Mat, Ivory
Taşıyıcı kullanılmayan sistemler: Metafix, Denovo, Lucifix

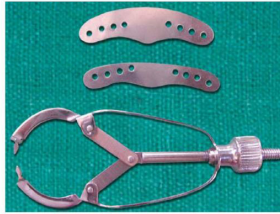
4. Matriks Sistemleri

Önceden konturlu çevresel matriks bantları yani “Jack Matriks” ilk olarak 1871’de Dr Louis Jack tarafından Sınıf II kavitelerde amalgam restorasyonu için tanıtılmıştır.(12) Daha sonra ise Brunton matriks (1885), Huey ve Perry Matriksleri (1886) tanıtımları olmuştur.

Joseph B.F. Tofflemire tarafından 1946’da tanıtılan Tofflemire matriks ve bandı (evrensel matriks sistemi olarak da bilinir), Ivory No. 8 ve 9 sistemlerinin modifiye edilmiş bir versiyonu olarak üretilmiş ve bugün hala kullanılmaktadır. (1,14)

4.1 Ivory Matriks Sistemi

Ivory No:1 (Yengeç) matriks tutucusu, tek taraflı sınıf II diş preparasyonları için kullanılan yaygın bir matriks bant tutucusudur.(19) Matriks tutucusunun bir ucunda, ucunda sivri bir çıkıntıya sahip iki düz yarım daire kolu olan bir tırnak vardır.



Matriks bant tutucusunun diğer ucunda, sıkıldığında her iki tırnağın uçlarını birbirine yaklaştıran bir vida bulunmaktadır. Uygun büyüklükteki bant seçilerek, dişin etrafına sarılmaktadır.

Ivory matriks tutucuları için, metal olacak şekilde premolarlar için 2 delikli ve molarlar için 3 delikli bantlar üretilmiştir.

Bu matriks sisteminde kullanılan bandın orta kısmında hafifçe çıkıntılı bir kenar vardır. Çıkıntılı bu kısım, kavitenin olduğu tarafta diş etine doğru tutulur ve çıkınca diş eti sulkusuna gelecek şekilde yerleştirilir.

Matriks bandı dişin etrafında tutularak, tutucunun vidası sıkılarak bandın dişin etrafına tam olarak oturması sağlanır. Daha sonra, matriks bandının diş adaptasyonuna yardımcı olacak uygun boyutta kama yerleştirilir.

Ivory No:8 matriks tutucusu;

Ivory matriks no:8, her iki proksimal taraf için açılan kavitelere eksik duvarları restore etmek için diş çevreyerek matriks bandını tutar.

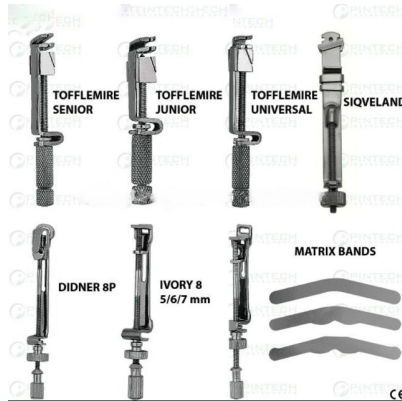
Matriks bandı, dişin prepare edilmemiş proksimal tarafının temas alanından geçebilecek şekilde ince metalden yapılmıştır. Bandın çevresi, matriks bant tutucusunda bulunan vida kullanılarak ayarlanabilir.

Ivory matriks tutucuları metal olduklarından steril edilebilir ve tekrar kullanılabilirler. Bununla birlikte sadece sınıf 2 restorasyonlar için tasarlanmıştır ve uygulaması/çıkarması zahmetlidir.

4.2 Tofflemire (Evrensel) Matriks Sistemi

Evrensel matriks sistemi B.R. Tofflemire tarafından tasarlanmıştır; ideal olarak bir arka dişin üç yüzeyinde (yani mezial, oklüzal, distal) kavite hazırlandığında endikedir. Bu sistem aynı zamanda iki yüzeyli Sınıf II restorasyon için de yaygın olarak kullanılmaktadır.

Tofflemire matriks tutucunun önemli bir avantajı, dişin buccal veya lingual tarafına yerleştirilebilmesidir. Bununla birlikte, lingual konumlandırma, tutucunun zıt açılı tasarımını gerektirir.



Çeşitli oklüzogingival genişliklerde matriks bantları mevcuttur. Tofflemire tipi matriks bandı, iki yüzeyli bir diş preperasyonunu restore etmek için kullanılırken önceden konturlanmış kesitsel metalik matriksler tercih edilebilir. Böylece ara yüzde iki yerine yalnızca bir metal matriks malzemesi kalınlığı oluşturularak temas oluşturmayı kolaylaştırabilir.

Tutucu ve bant genellikle stabildir. Tutucu, matriks sisteminin dışten çıkarılmasını hızlandırmak için banttan kolayca ayrılabilir.

Universal tutucu için önceden şekillendirilmiş bantlar ticari olarak mevcuttur. Önceden konturlu bantlar daha pahalı olsalar da, genellikle kontursuz bantlara göre kullanım kolaylığından dolayı tercih edilir. Küçük Tofflemire tutucusu, süt dentisyon için de kullanılabilir.(11)

Evrensel matriks bandının kendisi, ideal bir matriks bandının tüm gereksinimlerini karşılamaz. Geleneksel, düz evrensel matriks bandının, doğal anatomik konturu ve sonuçta ortaya çıkan proksimal teması yeniden oluşturmak için şekillendirilmesi gerekmekte, bu durum çeşitli matriks sistemlerinin üretilmesi ihtiyacını doğurmaktadır.

5. Çevresel Matriks Sistemleri (Supermat, Lucifix, Automatrix, Omni-Matrix)

5.1 Automatriks (Dentsply/Caulk, Milford, DE, ABD)



• Fig. 10.202 A, AutoMatrix restorasyon matriks sistemi. B, AutoMatrix bant. C, Automatrix ışıklandırma cihazı. D, Shovel'den oluşan aletler. (A, Caulk/Dentsply, Caulk, Milford, DE)

AutoMatrix, çevresi ve yüksekliği ne olursa olsun her diş için tasarlanmış tutucusuz bir matriks sistemidir.

AutoMatrix bantları üç genişlikte sunulur: (1) 4,76 mm, (2) 6,35 mm ve (3) 7,94 mm. Orta bant iki kalınlıkta mevcuttur (0,038 mm ve 0,05 mm). 4,76, 6,35 ve 7,94 mm bant genişlikleri yalnızca 0,05 mm kalınlıkta mevcuttur.

Bu sistemin avantajları arasında uygunluk, bir tutucunun olmaması nedeniyle gelişmiş görüş ve otolok halkasını dışın yüz veya dil yüzeyine yerleştirme becerisi yer alır.

Bu sistemin dezavantajları, bandın düz olması, cilalanmasının zor olması, bazen takozlar yerinde olduğunda bile kararsız olması, uygun proksimal konturların ve temasların geliştirilmesinin zor olabilmesidir.(11)

5.2 *Lucifix Matriks Sistemi (Hawe Neos Dental, Switzerland)*



Lucifix™ entegre sabitleme cihazı ile mavi ve şeffaf arka matrikslerden oluşmaktadır. Şeffaf olana bir alternatif olarak mavi renk, matriks ile diş yapısı arasındaki kontrastı artırmak için düşünülmüştür.

İşlemlerin daha iyi görsel kontrolü için bir avantajdır. Aşındırma jelleri, bağları ve astarları ile temas halinde, boyanmış matrikste renk değişimi beklenmemektedir.(20)

5.3 *Supermat Matriks Sistemi (Hawe Neos Dental, Switzerland)*



Evrensel Matriks Germe Sistemi, SuperMat™ evrensel dental matriks germe sistemi hem şeffaf hem de çelik posterior matriksler için ideal görülmektedir. Sistem, hızlı, kolay ve standartlaştırılmış bir uygulamaya ulaşmayı hedeflemektedir. İnce Adapt SuperCap halka matriksleri olan sistem, dişlerin anatomisine daha iyi uyum sağlamak için istatistiksel verilere dayalı olarak tasarlanmış olma iddiasındadır.

SuperCap denilen bant tutucu, premolar ve molar dişler için metal, şeffaf, plastikten olmak üzere iki tip bant yüksekliğinde üretilmiştir.(21)

5.4 *Omni-Matriks Sistemi (Ultradent, South Jordan, USA)*

Omni-Matrix tek kullanımlık tutucu ve matriks içeren çevresel matriks sistemidir. (22)Kullanımı oldukça basittir. Bandın çevresi, sapın döndürülmesiyle kolayca ayarlanabilir ve döner başlık, ağzın herhangi bir çeyreğine erişmesine izin verir. Restorasyon tamamlandıktan sonra Omni-Matrix bant, restoratif materyali bozmadan kolayca serbest kalır.

Şekli, prosedür görünürlüğü; hekim için konfor sağlayabilir. Ultra ince paslanmaz çelik ve polyester bant tipleri mevcuttur. Kanatlı ve kanatsız tipler, bireysel ihtiyaçlarına göre kullanım imkanı sağlamaktadır.



5.5 *Metafiks Matriks Sistemi*

Entegre sıkma / açma sistemine sahip Hepsi Bir Arada MetaFix™ matriksi, Sınıf II – MO / OD / MOD kompozit dolgular için uygun olarak tasarlanmıştır.(23) Kolay ve pratik sıkma ve çıkarma için entegre bırakma mekanizması mevcuttur.

Sıkı, sağlam, temas noktalarında bozulma olmadan yerleştirme için dizayn edilen MetaFix™ matriksi ek alet kullanımı gerektirmez, hafif bir matriks sistemidir. Temas noktası ve anatomik restorasyonun kolayca oluşturulması açısından ise konturlu olarak tasarlanmıştır.



5.6 *Walser Matriks Sistemi*

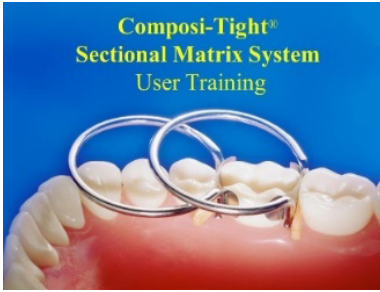
Metal olarak tasarlanmış matriks bir adet taşıyıcı ile kullanılmaktadır. Anterior ve daha çok posterior dişler için kullanılan Walser sisteminde her diş ve kavite tipi için matriks sistemleri oluşturulmuştur. Metal olmasından dolayı sterilizasyonu

kolaydır ve tekrar kullanılabilir. Rubberdam ile kullanımı uygundur ve papiller hemostaza, izolasyona destek sağlar.

En büyük avantajlarından biri dil ekartasyonuna imkan sağlamasıdır. Lingual kanadı dili itmekte, pamuk rulo kullanımına alan sağlamaktadır.(24)



6. Bölümlü Matriks Sistemleri (Hawe Adapt, Palodent, Composi-Tight, Composi-Tight Gold, Composi-Tight 3D, Unimatrix, Contact Matrix, V-Ring, V3-Ring Sistemi)



Composi-Tight Matriks



Myclip Matriks

6.1 Hawe Adapt Matriks Sistemi (Hawe Neos Dental, Switzerland)

Hawe Adapt kesitsel matrisi, sınıf 2 restorasyonlar için kullanılan bir sistemdir. Posterior dişlerdeki tek taraflı kompozit dolguların tedavisinde kullanımı için önceden şekillendirilmiştir.



İnce matrisler mavi ve şeffaf plastik olarak üretilmiştir. Şeffafa bir alternatif olarak üretilen mavi renk, matris ile diş yapısı arasındaki kontrastı artırırken kompozit dönüşüm oranı üzerinde ihmal edilebilir bir etkiye sahip olacak şekilde seçilmiştir. Mavi çizginin daha uzun olan yan kanatları proksimal bölgeye uygulama ve yerleştirmeye yardımcı olur.

Şeffaf aproksimal şekillendirici, interdental boşluklarda kesitlerin mükemmel şekilde uyarlanmasını ve şekillendirilmesini sağlar.

Kamaların ve aproksimal şekillendiricilerin birleşik etkisi, kesitlerin toplam aproksimal-servikal dolum sınırı boyunca sürekli adaptasyonuna izin verir. Uygulama forsepsleri aproksimal şekillendiricinin hassas ve basit konumu için ideal bir araçtır.(25)

6.2 Palodent (DENTSPLY Caulk, Milford, DE)

Ticari olarak temin edilebilen kesit metal şeritler önceden şekillendirilmiştir ve dişe uygulanmaya hazırdır. Öngörülebilir, doğru temaslara ve doğal bir restorasyon konturu sağladığı iddiasıyla Sınıf II kavitelere kullanılmak üzere tasarlanmıştır.(26)



Sistem bir molar ve premolar halka, 5 farklı boyutta sekmeli matris bant, 5 farklı ebatla EZ kaplama bandı, 3 kama, 3 kama koruyucu içerir. Tüm bileşenler birlikte kolayca çalışır ve öngörülebilir sıkı kontaklar, sıkı diş eti sızdırmazlığı sağlar. Palodent V3 Matrices EZ Coat, mikro ince yapışmaz bir yüzeye sahiptir.

6.3 My Custom Rings Sistemi (Polydentia, Switzerland)

MyCustom Rings kiti(27) diğerlerinden farklı olarak bir ölçü materyalini de içermekte, böylece kişiye özel proksimal yapı oluşturulabilmektedir.

Halka dişleri, ürünle birlikte verilen ürün kullanılarak bozulmamış proksimal duvarların bir izlenimi alınarak özel olarak şekillendirilir. Önce arayüze ölçü maddesi uygulanır ve rezin polimerize edilir. Daha sonra sistemin metal halkası polimerize edilmiş rezine tutturulur. Rezin ilavesi ile halkaya tekrar ışık uygulanır. Böylece kişiye özel matris ve belirli stoper noktaları oluşturulmuş olur.

Bu işlem önceden var olan interproksimal anatominin kolayca yeniden oluşturulmasına izin verir. Restorasyonun temas noktalarını ve proksimal kontur hassas şekilde elde edilmiş olur.



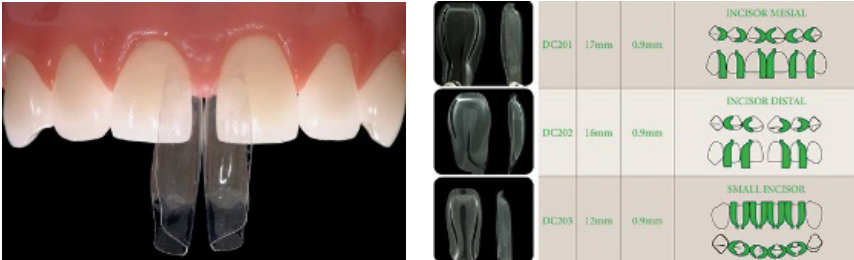
6.4 V3 Ring Matriks Sistemi (Triodent)

Bu sistemler özellikle Sınıf 2 restorasyonlar için tasarlanılmışlardır. Üretici firmaya göre Nikel-titanyum V3 Halkası, paslanmaz çelik metal sistemler gibi deformasyon göstermez; Nikel-Titanyumun materyal özellikleri sayesinde stabilitesi yüksektir ve restorasyon sonrası eski formuna geri dönebilir. Materyal özelliğinden ötürü tekrarlı kullanımlarda sıkı kontaklar oluşturmak için dişler üzerinde optimum ayırma kuvveti uygular. V şeklindeki uçlar, her iki dişi eşit şekilde kavrayarak halkanın geniş kavitelere çökmesini engeller.(28)



7. Anterior ve Servikal Bölge Matriksleri

7.1 Bioclear Anterior Şeffaf Matriks Sistemi (Bioclear, USA)



Anterior bölge diastema kapatma matriksleri olarak kullanılan Bioclear, doğru ve doğal anatomik formda çıkış profilleri oluşturmak, 1 mm'den büyük diastemaları kapatmak ve büyük siyah üçgenleri elimine etmek için tasarlanmıştır.

Diastema kapatma matriksleri, klasik matrikslerden daha fazla kurvatüre sahiptir ve önceden konturlanmıştır. Anterior bölgede anatomik formunun verilmesine imkan sağlamakta, taşkın dolgu kenarı ya da dolguda açıklık korkusu olmadan kompozitin kondanzasyonuna izin vermektedir. İyi bir kontakt sağlanmışsa, matriks kolayca kamasız olarak kullanılabilir. Sulkusa yerleştirildiğinde, matriks stabilize edilir ve papilla tarafından marjinal olarak kapatılır. Temas yoksa, aşamalı kama (veya gecikmeli kama) tekniğinin kullanılması gerekecektir.(29)

7.2 Unica Anterior İntrokit Sistemi (Polydentia,Switzerland)

Unica sınıf III, IV, V gibi çeşitli modifikasyonlardaki direkt kompozit anterior restorasyonlar için kullanılan basit bir metal matrikstir.(30)

Yerleştirme kanatları hızlı matriks yerleşimine izin verir. Uyumlu şekli sayesinde, anterior dişlerin farklı morfolojilerine doğru şekilde adapte olur. Rubberdam veya gingival retraksiyon ipleri kullanıldığında bile, interproksimal ve servikal marjinleri restore etmeyi mümkün kılar, bu da zaman tasarrufu sağlamaktadır.



7.3 Hawe Şeffaf Servikal Matriksler (Hawe Neos Dental, Switzerland)



Hawe anatomik şekilli şeffaf servikal matriksler, Sınıf V restorasyonlar için tasarlanmıştır. Restorasyon öncesi herhangi bir manipülasyona gerek duyulmaz. Esnekler, servikal lezyonların kurvatür şekline uyum sağlayacak şekilde bükülebilirler uyarlanabilirler.

Dişin anatomik formuna uyum sağlarlar. İnce kenarlara sahiptir, aşırı kompozit konturu oluşumunu engeller, şeffaf olduklarından dolgu kalitesinde görsel kontrol imkanı verir. Kompozite yapışmaz, işlem sırasında kompozit materyali nemden ve havadan korur.

En önemli avantajı doğrudan sıkıştırılabildiği için kompakt bir kondanzasyon sağlaması olarak bildirilmiştir(31)

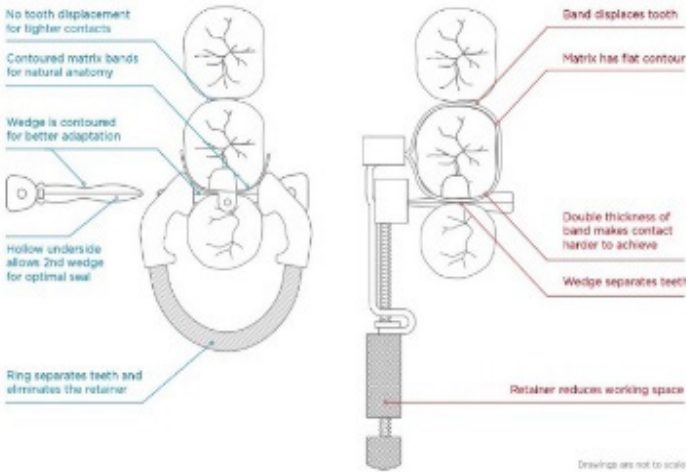
Eva ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada(7); kesitsel matriks sisteminin iki yüzeyle Sınıf II boşluklarda kullanılması, çevresel matriks sisteminin kullanımına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha sıkı yakın temaslarla sonuçlanmıştır. Farklı matriks sistemleri arasında ise temas sızdırmazlığında istatistiksel olarak önemli farklar bulunamamıştır.

Bununla birlikte kavitenin konumunun elde edilen proksimal temas sıklığı üzerinde istatistiksel olarak önemli bir etkiye sahip olmadığını bildirmişlerdir.

Omar ve arkadaşları(32); optimum temas noktalarının kesitsel matriks sistemi ile yüksek oranda ilişkili olduğunu ortaya koymuş; tespit edilen optimum olmayan temas noktaları çevresel matriks sistemlerinden % 70 oranında daha az çıkmıştır. Açık ve sıkı kontakları, hekim deneyiminden bağımsız olarak çevresel matriks sistemiyle ilişkilendirmişlerdir.

Bu bulgular, proksimal restorasyonların temas sıklığının sadece konturlarla ilişkili olmadığını vurgulamıştır. Gerçekte, proksimal temas gerginliği büyük ölçüde uygulanan restoratif tekniğe, klinisyenin becerilerine ve deneyimine bağlıdır.

Muhammad ve ark.(33) Sınıf II kavitelerde bölümlü matriks sisteminin kullanılmasının, çevresel matriks sisteminin kullanımına kıyasla daha iyi proksimal temas ve kavite uyumu oluşturduğu sonucuna varmışlardır.



8. Sonuç

Matriks sisteminin etkisi kadar, doğru bir endikasyon, hastanın oral hijyen ve alışkanlıkları, hekimin yetenek ve deneyimi, oklüzyon, kullanılan materyal tipi, kalitesi gibi faktörler de yapılan işlemin başarısını etkilemektedir. Günümüzde geleneksel çevresel matriks sistemleri yaygın şekilde kullanılmakta, uygun olmayan nonanatomik restorasyon formları ve kontakt alanları gibi sorunlarla hala karşılaşmaktadır.

Diş hekimliğinde konuyla ilgili çalışmalar yoğunlaşsa da amalgam ve kompozit restorasyon için tüm gereksinimleri tüm yönleriyle karşılayabilecek bir matriks sistemi henüz geliştirilmemiştir.

Matriks Sistemleri	Avantajlar	Dezavantajlar
Çevresel	<ul style="list-style-type: none"> • Kullanımları basit ve zahmetsizdir. • Yerleştirilme ve çıkarılma işlemleri kolaydır, zamandan tasarruf sağlarlar. • Daha az aksesuar gerektirirler, bu sayede daha ekonomiktirler. • MOD kavite için uygunluk gösterirler. • Kullanılan kamalarla dişleri separe etmek mümkündür. 	<ul style="list-style-type: none"> • Hasta konforu bölümlü matrikslere göre daha düşüktür. • Matriks bantları diş anatomisiyle uyumlu değildir, bu formu sağlamak uygulayıcı için genellikle zorluk yaratır. • İdeal kontakt noktası sağlamak genellikle imkansızdır. • Matriks bantları genellikle düz yapıda ya da kontursuz olduğundan ekstra materyal almak gerekir, bu da maliyeti artırır.
Bölümlü	<ul style="list-style-type: none"> • Hasta için daha konforludurlar. • Matriks bantları ve aksesuarlar ile diş anatomisine daha uygun form sağlarlar. • İdeale yakın kontakt noktası oluşturmak çevresel matrikslerden daha kolaydır. • Gingival anatomiye uyum sağlar. Gelişen endüstriyle çeşitli kamalar kullanılarak embrajür formunu anatomik olarak sağlamada farklı seçenekler mevcuttur. • Rubberdam ile kullanımı çevresel matrikslere göre daha kolaydır. • Şeffaf bant kullanımına ve estetik restorasyon uygulamalarına olanak sağlar. 	<ul style="list-style-type: none"> • Genellikle OM/OD kavite için kullanılır, MOD kavite kullanımı için çift matriks bantı kullanmak gerekir. • Fiyatları çevresel matriks sistemlerine göre daha pahalıdır. • Farklı aksesuarları nedeniyle maliyet artmaktadır • Bazen bant formları nedeniyle ekstra konkaviteye neden olabilmektedirler.

Kaynakça

1. Heymann H.O, Swift E.J, Ritter A.V. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 6th ed. St Louis: Elsevier/Mosby; 2013.
2. Fauzia Q, Yawar A.A, Şahbaz A. Overhanging amalgam restorations by undergraduate students. J Coll Physicians Surg Pak 2014;24:4858.
3. Brackett M.G, Contreras S, Contreras R. Restoration of proximal contact in direct Class II resin composites. Operative Dentistry 2005;31(1):155–156.
4. Keogh T.P, Bertolotti R.L. Creating tight, anatomically correct interproximal contacts. Dental Clinics of North America. 2001;45(1):83–102.
5. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry 7th Edition CHAPTER 13 Dental Biomaterials 2019.
6. Santos MJ. A restorative approach for class II resin composite restorations: A twoyear followup. Oper Dent 2015;40:1924.
7. Wirsching E, Loomans BA, Klaiber B. Influence of matrix systems on proximal contact tightness of 2 and 3 surface posterior composite restorations in vivo. J Dent 2011;39:38690.
8. Owens B.M, Phebus J.G. An evidence-based review of dental matrix systems GENERAL DENTISTRY September/October 2016
9. Raghu R, Srinivasan R. Optimizing tooth form with direct posterior composite restorations. J Conserv Dent. 2011;14(4):330-336.
10. Dörfer C.E. Factors influencing proximal dental contact strengths. European Journal of Oral Science 2000;108:368–377.
11. Ritter A.V, Boushell L.W, Walter R. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry 7th Edition CHAPTER 10 2019
12. Saber M.H, Loomans BAC ,Zohairy A.E, Dörfer CE, Badrawy W.E. Proximal Contact Tightness of Posterior Composite Resin Restorations. Nijmegen, the Netherlands: Radboud University 2010;35(1):37-43
13. <https://www.styleitaliano.org/back-to-basics-mind-the-wedge/> 2021.
14. Ritter A.V, Boushell L.W, Walter R Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry 7th Edition CHAPTER 8 Clinical Technique for Direct Composite Resin and Glass Ionomer Restoration 2019.
15. Gupta R, Hegde J, Prakash V, Srirekha A. Concise Conservative Dentistry and Endodontics. Haryana: RELX India Pvt Ltd (Elsevier Health); 2019.
16. Loomans BA, Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters FJ, Dörfer CE. A clinical study on interdental separation techniques. Oper Dent 2007;32:207-11.

17. <https://triodont.com/product/wedgeguard/> 2021.
18. <https://www.kerrdental.com/en-uk/dental-restoration-products/compot-hixo-accessories/2021>
19. <https://pocketdentistry.com/principles-of-tooth-preparation-2/>
20. <https://www.kerrdental.com/en-uk/dental-restoration-products/lucifix-matrices-accessories/2021>
21. <https://www.kerrdental.com/en-uk/dental-restoration-products/super-mat-accessories/2021>
22. <https://www.ultradent.com/products/categories/prepare/matrix-systems/omni-matrix?group=6930>
23. <https://www.kerrdental.com/en-uk/dental-restoration-products/metafix-accessories/2021>
24. <https://www.walser-dental.com/en/walser-matrices/matrices-and-sets/>
25. <https://www.kerrdental.com/en-uk/dental-restoration-products/hawe-adapt-sectional-matrix-system-accessories/2021>
26. <https://www.dentsplysirona.com/en-gb/shop/restorative/accessories/matrix-systems.html/Restorative/Accessories/Matrix-Systems/Sectional-Systems/Palodent-V3/p/DET-659700V-1000041050/c/1000665.html/2021>
27. <https://polydentia.ch/en/prodotto/matrix-system-my-custom-rings-kit/2021>
28. <https://www.ultradent.com/products/categories/triodont/matrices/triodont-v3-ring?sku=403301-/2021>
29. <https://www.bioclearmatrix.com/products/original-matrix-dc-series/>
30. <https://polydentia.ch/en/prodotto/unica-anterior/>
31. <https://www.kerrdental.com/en-uk/dental-restoration-products/hawe-transparent-cervical-matrices-accessories#clinical-images/2021>
32. Shaalan OO, Ibrahim SH. Clinical evaluation of sectional matrix versus circumferential matrix for reproduction of proximal contact by undergraduate students and postgraduate dentists: A randomized controlled trial. *J Int Oral Health* 2021;13:10-6
33. Ahmad M.Z, Sadaf D.E, Gaikwad R.N, Arjumand B. Comparison of Two Different Matrix Band Systems in Restoring Two Surface Cavities in Posterior Teeth Done by Senior Undergraduate Students at Qassim University, Saudi Arabia: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Indian Journal of Dental Research* 2018;29(4):459-464.

BÖLÜM 9

AKILCI İLAÇ

Rational Medicine

Safiya Temizyürek¹ & Gamze Polat²

¹(Arş. Gör.) Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
e-mail: safiyya.418@gmail.com
ORCID: 0000-0001-8818-2707

²(Arş. Gör.), Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
e-mail: gamzopolat127@gmail.com
ORCID: 0000-0002-2394-7286

1. Giriş

Dünya üzerindeki hastalıkların varlığı, insanların varlığı kadar eski tarihlere dayanmaktadır. İlk çağlardan günümüze kadar insanlar çeşitli maddeler kullanarak hastalıkları tedavi etmeye çalışmış bu amaçla ilk önceleri bitkiler ve hayvanlardan elde ettikleri çeşitli ekstreler kullanılmaktayken, bilimin ilerlemesi, sanayinin gelişmesi ve yeni maddelerin keşfedilmesiyle adeta mucize olarak görülen ilaçlar elde etmişlerdir. Böylece insanların yaşam süreleri ve kaliteleri oldukça arttırılmıştır. Ancak kullanılan ilaçların sayısı ve miktarına paralel olarak, bu ilaçların bir takım yan etkileri de görülmeye başlanmış ve bazen bu etkiler ölüme dahi sonuçlanabilen durumlara yol açmıştır. Bu durum tüm ilaçların rasyonel olarak, yani kullanım amaçlarına göre en doğru ve en etkin biçimde kullanılmalrı gerekliliği ortaya çıkarmıştır (1).

Yunan doktor Herophilus'un “ ilaçların kendi başarılarına hiçbir şey olmadığını, ancak akıl ve ihtiyatla kullanıldığında tanrının elleridir” şeklinde tanımladığı akılcı ilaç kullanımı, MÖ 300 yılına kadar uzanan eski bir kavramdır. Yıllar geçtikçe akılcı ilaç kullanımı etkili ve kaliteli sağlık hizmeti sunmanın temel ilkelerinden biri olarak görülmeye başlanmıştır.

1985 yılında Dünya Sağlık Örgütü'nün düzenlediği toplantıda akılcı ilaç terimi “hastaların klinik ihtiyaçlarına ve bireysel özelliklerine göre en uygun ilacı, uygun süre ve dozlarda, kendileri için en düşük maliyetle ve kolayca sağladıkları ilaç” olarak tanımlanmıştır (2).

Dünya Bankası ise akılcı ilaç kullanımını iki temel ilkedden oluşacak şekilde tanımlamıştır: 1) Etkinlik, güvenlik ve uyum ile ilgili bilimsel verilere göre ilaçların kullanımı 2) Belirli bir sağlık sisteminin kısıtlamaları dahilinde ilaçların uygun maliyetli kullanımı (3).

Dünya Sağlık Örgütü ve Dünya Bankası tanımları iki ana alanda farklılık gösterir: Bilimsel verilerin reçetelemede kullanımı Dünya Bankası tanımında zorunludur ve Dünya Bankası tanımı, ilaç kullanımında ülkelerin mali kapasitesini dikkate alırken, Dünya Sağlık Örgütü belirli sağlık sistemine bakılmaksızın, mümkün olan her yerde en düşük maliyetli ilaç kullanımını savunmaktadır (4).

Akılcı ilaç kullanımı; hastaya doğru teşhisin konmasıyla birlikte sorunun dikkatlice belirlenmesi, tedavinin hedeflerinin belirlenmesi, farklı tedavi seçenekleri arasından en etkin tedavinin seçilmesi, uygun ilaçların reçete edilmesi, hastanın bilgilendirilmesi ve talimatlar vererek tedaviye başlanması, tedavinin sonuçlarının takip edilmesi ve sonuçlarının değerlendirilmesini kapsayan sistematik bir süreçtir (6).

Tıpta yaşanan son gelişmelerle birlikte hastalıkların teşhis, tanı ve tedavisinde kullanılan ilaçların sayı ve çeşitliği oldukça bir hızlı artış göstermektedir. Tercih edilebilecek ilaç sayısının ve ilaç kullanımının gün geçtikçe artması, mevcut ilaçlarla ilgili gözlem ve deneyimlerin artması, yeni tedavi seçeneklerinin ortaya çıkması gibi pek çok faktör, hekimlerin ilaç kullanımı konusunda akılcı davranmalarını zorunlu hale getirmiştir. Öte yandan ilaç kullanımında yeterince akılcı davranılmaması sonucunda; gereksiz ve pahalı ilaç tüketimi, etkin olmayan tedaviler, antibiyotik direnci, sağlık sistemine ve modern tıba karşı oluşacak güven kaybı gibi pek çok sorunun yaşanabilecek olması da akılcı ilaç kullanımını zorunlu kılan diğer sebeplerdir (7). İlaç kullanımında akılcılık, deney ve gözlemlerle oluşturulan bilgi birikimi sonucu bir deneyimlilik durumunun gelişmesi ve bunun daha sonraki tıbbi teşhis, tanı ve tedavi edici hekimlik süreçlerinde verimli ve etkili bir şekilde kullanımını ifade etmektedir.

Akılcı ilaç kullanımının yaygınlaştırılması için Dünya Sağlık Örgütü 12 temel müdahale önerisinde bulunmuştur:

1. İlaçların kullanım politikalarının koordinasyonunun sağlanabilmesi için çok yönlü bir organ oluşturulması,
2. Klinikle ilgili yönerge ve kılavuzlar,
3. Seçilen tedavilere bağlı önerilen temel ilaç listelerinin hazırlanması,
4. İlçelerde ve hastanelerde ilaç komite merkezlerinin kurulması,
5. Lisans eğitimi müfredatlarında probleme dayalı farmakoterapi eğitimlerine yer verilmesi,
6. Lisanslı olmak şartıyla sürekli hizmet içi eğitimlerin devam ettirilmesi,
7. İdare, denetim, değerlendirme ve geribildirim sisteminin kurulması,
8. İlaçlarla ilgili tarafsız bilginin elde edilebileceği ulaşılabilir kaynaklar,
9. Halkın da ilaçlar konusunda eğitilmesi
10. Uygunsuz finansal teşviklerden sakınma,
11. Bu konuda uygun ve zorunlu yasal düzenlemelerin hayata geçirilmesi,
12. Personel ve ilaçların devamlılığını sağlamak için gerekli harcamaların hükümetçe desteklenmesidir (8).

2. Akılcı Olmayan İlaç Kullanımı

Akılcı olmayan ilaç kullanımı, yukarıda bahsedilen tanıma uygun olarak kullanılmayan ilaç kullanımı olarak ifade edilmektedir. Akılcı olmayan ilaç kullanımının yaygın örnekleri; hastalara gereksiz ilaç reçete edilmesi, polifarmasi yani bir hasta için gereğinden fazla çeşit ve sayıda ilacın kullanılması, antibiyotiğin gerekmeyen durumlarda ve aşırı kullanımı, ilacın oral yoldan alımı daha uygunken enjeksiyonun tercih edilmesi, klinik kılavuzlara uygun olmayan ilaçların reçete edilmesi, hastaların belirlenen ilaç tedavisine uymaması ve hastaların kendilerini sıklıkla reçete ile satılan ilaçlarla uygunsuz bir şekilde tedavi etme çabalarıdır (8, 9).

Dünya Sağlık Örgütü'nün tahminlerine göre kullanılan tüm ilaçların yarısından fazlası uygunsuz reçete edilmekte veya kullanılmaktadır. Türkiye'deki bulgular da bu tahminlerin ülkemiz için de geçerli olduğunu göstermektedir (7, 10).

3. Türkiye'de Akılcı İlaç Kullanımı

Birçok ülkede, Dünya Sağlık Örgütü'nün önderliğinde akılcı ilaç kullanımı programları geliştirilmiştir. Ülkemizde de benzer uygulamalar T.C. Sağlık Bakanlığı, Sağlık Projesi Genel Koordinatörlüğü önderliğinde gerçekleştirilen

İkinci Sağlık Projesi kapsamında başlatılmıştır. 1994 yılında, Dünya Sağlık Örgütü'nün "Guide to Good Prescribing" adıyla yayımlanan kılavuz 2000 yılında T.C. Sağlık Bakanlığı Sağlık Projesi Genel Koordinatörlüğü denetiminde bir komisyon tarafından "İyi Reçete Yazma Kılavuzu" adıyla Türkçe'ye çevrilmiştir. Bu kılavuz genel farmakoterapi ilkeleri doğrultusunda akılcı ilaç kullanımını da kapsamaktadır (5).

Ülkemizde 2011 yılında Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu kurulmuştur. Sağlık Bakanlığı İlaç ve Eczacılık Genel Müdürlüğünce 2010 yılında Akılcı İlaç Kullanımı Şube Müdürlüğü kurulmuştur. Farklı kurumlarca değişken aralıklarla sağlık personellerine 'Sürekli Tıp Eğitimi çalışmaları yapılmaktadır. Uzaktan eğitim yöntemiyle akılcı ilaç kullanımı eğitimine yönelik Avrupa Birliği Hayatboyu Öğrenme Programı projesi, Refik Saydam Hıfzıssıhha Mektebi Müdürlüğü tarafından gerçekleştirilmektedir. Ulusal Temel İlaç Listesi ve Ulusal İlaç Formülleri temel ilaç listesinin hazırlanması için öneride bulunmuş fakat henüz gerçekleştirilememiştir. Ülkemizde ilk İlaçla Tedavi Kılavuzu 1999 yılında Prof. Dr. Süleyman Oğuz Kayaalp tarafından İngiliz Ulusal Formülleri'nin uyarlanması ile hazırlanmıştır. Çeşitli tanı ve tedavi rehberleri Sağlık Bakanlığı tarafından hazırlanmış olsa da güncellenememiştir. 2010 yılında sahte ilaçlardan korunmak, reçetesiz ilaç kullanımını engellemek, ilaç kullanım politikaları için veri oluşturmak amacıyla Sağlık Bakanlığı tarafından İlaç Takip Sistemi ve karekod uygulamasına geçilmiştir.

Sağlık Bakanlığı tarafından akılcı ilaç kullanımı ile ilgili sağlık personellerinde ve vatandaşlarda farkındalık oluşturulmasına yönelik çalışmaların planlanması, hastane işleyişinin akılcı ilaç kullanımı ilkeleri çerçevesinde yürütülmesinin sağlanabilmesi için Hastane Hizmet Kalite Standartları; Akılcı İlaç Kullanımı ile İlgili Kılavuz yayımlanmıştır (9, 11).

Türkiye ilaç tüketimi üretiminden daha fazla olan bir ülkedir. Türkiye'de yapılan sınırlı sayıda çalışmaya yüzeysel olarak bakıldığında; ishal olan çocukların evdeki antibiyotik ile tedavi edilmeye çalışıldığı, yeni ilaçların bilinçsiz kullanımı, analjeziklerin yanlış kullanılması (reçeteye birden fazladan NSAI ilaç yazma vb.), ilaçların gereksiz bir şekilde kombine kullanılması, vitaminin yanlış amaçlarla kullanımı, grip, nezle, viral farengit gibi durumlarda antibiyotik kullanılması maalesef sıkça görülmektedir (11) .

Görüldüğü gibi akılcı ilaç kullanımına dair ülkemizde de bazı sorunlar hakimdir. Bu konuda doğru tutum ve davranışların gelişmesinde önemli bir yere sahip olan eğitim desteklenmelidir. İlacın hastaya ve topluma ulaştırılmasında

görev alan kişi ve kurumların tamamı ile toplu da dahil olmak üzere akılcı ilaç kullanımı konusunda bilgilendirilmelidir. Bilgilendirme ve eğitim, kişinin konumuna uygun, yaygın ve sürekli olmalıdır (12, 13).

4. Diş Hekimliğinde Akılcı İlaç Kullanımı

Diş hekimleri, başta antibiyotikler ve analjezikler olmak üzere, özellikle alanlarına özgü birçok ilacı reçete etmektedirler. Yapılan araştırmalarda diş hekimlerinin reçetelere antibiyotik yazdıklarında çoğunlukla analjezik de ilave etme eğilimi sergiledikleri bildirilmiştir. Bu durum ilaçların gerektiği kadar akılcı kullanılmadığını işaret eder. Yapılan çalışmalara bakıldığında diş hekimlerinin ilaç yazdıkları endikasyonların sorgulanması, bununla ilgili gerekli düzenlemelerin yapılması gerektiği gerçeğini açığa çıkarmıştır. Reçeteleme ile ilgili eksikliklerin yanı sıra ilacın uygulama ve kullanımını ilgilendiren pek çok problem de mevcuttur. Bu olumsuzlukların giderilebilmesi için diş hekimliğinde akılcı ilaç kullanım ilkelerine uygun hareket edilmesi gerekir (14).

Akılcı ilaç kullanımına uygun davranan bir diş hekiminin, öncelikle reçeteleyebileceği ilaçlar konusunda yeterli farmakolojik bilgiye sahip olması gerekir. Bu sayede hekim hastalıkların tedavisinde alternatifleri arasında en doğru ilacı belirleyebilir. Tedavi ve ilaç seçimini kanıta dayalı güncel bilgiler doğrultusunda olmalıdır. Hekim, ilgili endikasyonda alternatifleri arasında en iyi tedaviyi ve bunların ilaç içerenleri için ilacı, “etkililik, güvenilirlik, uygunluk ve maliyet” seçim ölçütlerine göre belirlemelidir. Reçetelemeyi planladığı ilacın hastaya uygunluğunu değerlendirip hastayı da tedavinin ortak bir katılımcısı kılarak tedaviyi başarıyla yönetmelidir (15).

Diş hekimliğinde akılcı ilaç kullanımı ilkelerinin benimsenmesi ve yaygınlaştırılması için diş hekimliği fakültesi öğrencilerine akılcı ilaç kullanımı eğitimlerinin etkin bir şekilde verilmesi gerekmektedir. Bunun için çeşitli girişimlerde bulunulmuş akılcı ilaç kullanımını yaygınlaştırmaya yönelik “Akılcı İlaç Kullanımı Ulusal Eylem Planı” kapsamında diş hekimliği fakültelerinin eğitim müfredatlarına akılcı ilaç kullanımıyla ilgili ders ve staj programlarının eklenmesi istenmiştir. Belirli bir planlama çerçevesinde hayata geçirilecek olan eğitimlerin diş hekimliği fakülteleri öğrencilerinin yanı sıra mezun olan diş hekimleri için de uygulanması, akılcı ilaç kullanımının yaygınlaştırılmasına önemli katkılar sağlayabilir (16).

5. Akılcı İlaç Yazma Süreci ve Akılcı İlaç Kullanımının Temel İlkeleri:

5.1 Hastaya Doğru Teşhisin Konmasıyla Birlikte Sorunun Dikkatlice Belirlenmesi:

Bu aşamada hastanın sorunları net bir şekilde anlaşılmalı, asıl amaç belirtilerin değil hastalığın tedavi edilmesi olmalıdır. Belirtiler hastalık sebebiyle oluşmuş olabileceği gibi kullanılan bir ilacın yan etkisi de olabilir. Mesela aldığı Siklosporin ilacına bağlı dişeti büyümeleri olan bir çocukla herhangi bir ilaç kullanmadan diş eti büyümeleri olan çocuğun sorunu aynı nedenden kaynaklanmamaktadır (10). Ya da enfeksiyon hastalıkları tedavisinde yaygın olarak kullanılan antibiyotiklerin akılcı olmayan kullanımları sonucu antibiyotik direnci gelişebilir. Bu durum kullanımda olan antibiyotiklerin yakın zamanda hasta tedavisine katkı sağlamaması sonucuna sebep olacaktır (17).

5.2 Tedavinin Hedeflerinin Belirlenmesi:

Tedavini hedefi bir hastalığı iyileştirmek, altta yatan durumu etkilemeden semptomları hafifletmek bu hedeflerin her ikisini de birleştirmek, hastalığı veya semptomlarını uzun vadeli önlemek, hormonal eksiklikleri gidermek, yaşam tarzı isteklerine hitap etmek, tanıya yardımcı olmak için terapötik denemeler gerçekleştirmek (örneğin, myastenia gravis'i teşhis etmek için edrofonyum) olabilir.

Hastalar tedaviye başlamadan önce yaşam kalitesinde ani bir iyileşme beklentisinin olmaması ve bazı tedavilerin yararının ancak uzun yıllar tedaviye bağlı kalınarak sağlanabileceği konusunda tam olarak bilgilendirilmelidir (18).

5.3 Farklı Tedavi Seçenekleri Arasından En Etkin Tedavinin Seçilmesi:

Hekimler genellikle farmakolojik olmayan tedaviler de dahil olmak üzere birden fazla tedavi seçeneğiyle karşı karşıya kalırlar. Bu aşamada yanıtlanması gereken en önemli soru “ilaç tedavisi gerekli mi?” olmalıdır. Tüm hastalıklar ilaç tedavisi gerektirmeyebilir. İlaç tedavisinin hastanın yaşam kalitesini arttıracığı düşünülüyorsa kesin tanıdan sonra kullanılmaya başlanmalıdır.

5.4 Hastanın Alışkanlıklarının Sorgulanması:

Hastanın kullandığı tüm ilaçlar sorgulanmalı ve sigara alkol gibi ilacın etkisini değiştirebilecek alışkanlıklar değerlendirilmelidir (6).

5.5. Tedavide Kullanılabilecek İlaç Gruplarının Listelenmesi ve Kişisel İlacın Seçilmesi:

Tedavide kullanılacak ilaç gruplarına karar verirken ilaçla ilgili bakılan parametreler etkinlik, güvenilirlik, uygunluk ve maliyettir. Hekim akılcı farmakoterapi ilkeleri doğrultusunda kendisini hedeflediği tedaviye ulaştırabilecek ilaç seçeneklerini etkinlik (yeterli süre ve doz), güvenilirlik (gelişebilecek yan etkiler, ilaç etkileşimleri), uygunluk (kontrendikasyonlar, saklama koşulları, kullanım kolaylığı) ve tedavi maliyeti açısından karşılaştırmalı ve en iyi seçeneği belirlemelidir. Hekim ilaçları bu parametrelere göre değerlendirerek duruma uygun kişisel ilacını seçmelidir.

5.5.1 İlaç Seçimini Etkileyen İlaçla İlgili Faktörler:

5.5.1.1. Farmakokinetik: Farmakoloji biliminin ilaçların vücuda emilimi, dağılımı, dönüşümü ve atılması gibi süreçlerini matematiksel modeller kurarak inceleyen bir alt dalıdır. Farmakokinetik genel olarak dört ana bölümden oluşur: Emilim (absorbsiyon), dağılım (distribüsyon), metabolizma (biyotransformasyon), eliminasyon (itrah veya atılım).

5.5.1.2. Farmakodinamik: Farmakoloji biliminin ilaçların vücutta yaptıkları etkileri inceleyen alt dalıdır. İlacın vücutta bir etki gösterebilmesi için ilacın vücuda herhangi bir yolla uygulanmış olması gerekir.

İlaç uygulamalarının ardından ilaç farmakokinetik süreçler içinde etki göstereceği dokuya taşınır. İlacın ortaya çıkan etkisinin büyüklüğü o dokuda bulunan miktarına göre değişir. İlacın dokudaki konsantrasyonunun artması etkisini de artırır. Bu da alınan ilaç miktarına (doz) bağlıdır. İlacın dozu veya konsantrasyonu arttıkça oluşturduğu etki de artar (5). Aynı sınıftaki ilaçlar (veya aynı ilacın farklı formülasyonları) farklı biyoyararlanıma, doz-konsantrasyon eğrilerine ve yarı ömürlere sahip olabilir. Bu faktörler dozlama programını belirleyecektir. Farmakokinetik özellikler, doz ayarlamadaki gereksinimlerin bireyler arası değişkenliğini de etkileyebilir. Bazı ilaçların doz ayarlaması hedef organ için özgülüklerine göre farklılık gösterir. İlacın yan etkilere neden olması için gereken doz ile ilacın etkinlik gösterebilmesi için gerekli olan doz arasındaki oran olan terapatik indeks kavramı da ilaç seçimini etkilemektedir. Terapatik indeksi yüksek olan ilaç alternatiflerine göre daha avantajlıdır. Benzer şekilde, doz-yanıt eğrisinin dikliği, dozun optimum şekilde titre edilebilmesi kolaylığı ilaç seçimini etkileyecektir (19).

5.5.1.3. Teropatik etkinlik ve güvenlik: Bazı ilaçlar semptomları hafifletmede, iyileştirmede, morbidite, mortalite ve hastaneye yatış gibi klinik olayları önlemede daha etkili olabilir. Daha az veya daha az ciddi yan etkilere sahip olabilirler (18).

5.5.1.4. Maliyet: Tüm sağlık sistemleri sınırlı kaynaklara sahiptir. Hızla artan ilaç maliyetleri ilaç seçiminde maliyeti bir faktör olarak değerlendirmeye zorlamaktadır. İlacın hastaya günlük toplam maliyeti ne olacak, tedavi iş gücü kaybına yol açıyor mu, karşılaşılabilecek komplikasyonlar tedavi maliyetini nasıl etkiler gibi sorular göz önünde bulundurulmalıdır. Akılcı ilaç kullanımında maliyet, ilacın değil tedavinin tamamının maliyeti anlamına gelmektedir (6).

5.5.2 İlaç Seçimini Etkileyen Hastayla İlgili Faktörler:

5.5.2.1. Önceki advers ilaç reaksiyonları: Önceki advers reaksiyonların bilgisi, ilaç veya doz seçimini etkileyecektir ancak bu dikkatli bir ilaç geçmişi sorgulanmasına bağlıdır. Bu durum özellikle ilaçlara karşı alerjik reaksiyonlar geliştiğinde önemlidir. Bazı hastalarda ilaç seçimlerini etkileyebilecek organ hasarları olabilir. Böbrek yetmezliği olan bir hastaya böbrekten atılan bir ilaç uygun olmayabilir. Yaşlı hastalar hayati organların işlevinde yaşa bağlı azalma nedeniyle birçok ilacın yan etkilerine karşı daha savunmasız oldukları için bu ilaçlar yaşlılar için doz ayarlaması gerektirebilir.

5.5.2.2. Güncel ilaç tedavisi: Mevcut herhangi bir ilaç tedavisi, esas olarak potansiyel ilaç etkileşimleri nedeniyle ilacı veya doz seçimini etkileyebilir.

5.5.2.3. Diğer hasta faktörleri: Hastaların tedaviye uyma ve uyarıları dikkate alması düşük terapötik indeksi olan ve alternatifleri olan ilaçların daha az etkili olduğu varfarin ve insülin gibi ilaçlar için diğer ilaçlardan daha önemlidir. Bazı ilaçların etkilerinin görülebilmesi için uzun dönem kullanım ve takip gerekir. Bu da hastanın tedaviye inancı ve uyumuyla ilgilidir. Hastalar tedaviye başlamadan önce yaşam kalitesinde ani bir iyileşme beklentisinin olmaması ve bazı tedavilerin yararının ancak uzun yıllar tedaviye bağlı kalınarak sağlanabileceği konusunda tam olarak bilgilendirilmelidir. Hastaların yaklaşık yarısı, bu tür tedavilere yeterince uyum sağlamaz. Bu da akılcı ilaç reçetelemede hasta-hekim ortaklığının ne kadar önemli olduğunu vurgular.

5.5.3 İlaç Seçimini Etkileyen Hekimle İlgili Faktörler:

5.5.3.1. Aşinalık: Hekimin her durumda aşına olduğu ilaçlara başvurması olumsuz sonuçların ortaya çıkma olasılığını artırabilir, bu durumun önlenmesi için sürekli mesleki gelişim gereklidir. Bununla birlikte, deneyim eksikliği daha akılcı reçete yazma uygulamalarının başlatılmasına engel olmamalıdır.

5.5.3.2. Takip kolaylığı: Bazı ilaçlar, güvenliğin en üst düzeye çıkarıldığından veya doz titrasyonunun optimal olduğundan emin olmak için dikkatli inceleme gerektirir. Bu durumlarda alternatif tedavi seçenekleri tercih edilebilir (18).

En az sayıda ilaçla yetinilmelidir. Tedavide az sayıda ama özellikleri iyi bilinen ilaçlar kullanılmalıdır. Tedaviye düşük dozda başlanıp doz olabildiğince yavaş artırılmalıdır. Hastanın ilaca yanıtına göre doz ayarlaması gerekebilir (10).

5.6 Reçetenin Yazılması ve Takip:

Hekim belirlediği ilacı uygun bir şekilde reçete eder. Hastaya ilacın hangi yolla alınacağını, hangi dozda ve ne kadar süre ile kullanacağını, olası yan etkilerin neler olduğunu, olası ilaç-ilaç ve ilaç-besin etkileşimlerini açıklar. Hastanın ilacı kullandıktan sonra kontrole gelmesi gerekiyorsa, hastayı bu konuda bilgilendirmelidir. Hastanın uyumunu artırmak için ilaç tedavisi basitleştirilmeli, ilaçların sıvı formülasyonları veya mümkünse günde tek doz uygulama tercih edilmelidir. Hasta ilaç hakkında anlaşılır bir şekilde bilgilendirilmelidir. Anlaşılır bir reçete hazırlanmalı ve hastanın yakınının ilaç kullanımını kontrol etmesi sağlanmalıdır.

Tedavi düzenli olarak gözden geçirilmeli ve gereksiz ilaçlar tedaviden çıkarılmalıdır. Yeni ilaç eklenmesi gerekiyorsa yapılmalıdır, yeni ilaçların yeni sorunlar yaratabileceği unutulmamalıdır. Hasta ya da yakınları ile hekim arasında daima iyi bir iletişim olmalıdır (5).

Kaynakça

1. Döşler A, Ulusoy A. Akılcı antibiyotik kullanımı:İstanbul'dan bir örnek. Türkiye Klinikleri J Pharm Sci 2014; 3(2): 55-64.
2. Shivhare S, Kunjwani H, Manikrao A, Bondre A. Drug hazards and rational use of drugs: A review. J. Chem. Pharm. Res. 2010; 2: 106-12.
3. May F. Whither 'rational' use of drugs? J. Pharm. Pract. Res. 2008; 38: 89-91.
4. Almarsdottir A.B, Traulsen J.M. Rational use of medicines-an important issue in pharmaceutical policy. Pharm. World Sci. PWS. 2005; 27: 76-80.

5. Oktay Ş, Kayaalp SO. Reçete yazma kuralları ve rasyonel ilaç kullanımı, Rasyonel Farmakoterapi Yönünden Tıbbi Farmakoloji. Hacettepe-Taş Kitapçılık, Ankara. 2005; 11: 130 -42.
6. İskit AB. Akılcı ilaç kullanımı. Sürekli Tıp Eğitimi Dergisi (STED). 2012; 15: 4-5.
7. World Health Organization. Teacher's guide to good prescribing. World Health Organization Essential Drugs and Medicines Policy Geneva. 2001 WHO/EDM/PAR/2001.
8. World Health Organization. World Health Organization Policy perspectives on medicines. Promoting rational use of medicines: core components. Geneva, Sep 2002.
9. Aydın B, Gelal A. Akılcı ilaç kullanımı: Yaygınlaştırılması ve tıp eğitiminin rolü. DEU Tıp Fakültesi Dergisi 2012, 26: (1) 57-63.
10. Sağır M, Parlakpınar H. Akılcı ilaç kullanımı. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi 2014; 3 (2): 32-5.
11. Alp H, Türk S, Yılmaz S, Tiryaki UM, Yiğitbaşı M. Akılcı ilaç kullanımı. Mustafa Kemal Univ Tıp Derg. 2018; 9(33): 20-8.
12. T.C. Sağlık Bakanlığı Refik Saydam Hıfzıssıhha Merkezi Başkanlığı Hıfzıssıhha Mektebi Müdürlüğü. Sonuç raporu. Akılcı ilaç kullanımı çalıştayı. 22-23 Aralık 2006, Ankara, Ocak 2007.
13. T.C. Sağlık Bakanlığı Refik Saydam Hıfzıssıhha Merkezi Başkanlığı Hıfzıssıhha Mektebi Müdürlüğü .Hekimlerin akılcı reçeteleme yaklaşımı. 2011, Ankara.
14. Yılmaz M, Kırbıyıkoglu Fİ, Ariç Z, Kurşun B. Bir diş hekimliği fakültesi hastanesi'ne başvuran bireylerin akılcı ilaç kullanımlarının belirlenmesi. ERÜ Sağlık Bilimleri Fakültesi Derg 2014; 2: 39-47.
15. Akılcı A, Göçmen, Diş Hekimliğinde akılcı farmakoterapi düzenleme süreci. Marmara Pharmaceutical Journal. 2017; 21(3): 436-44.
16. Aksoy M, Alkan A, İslı F. Sağlık Bakanlığı'nın akılcı ilaç kullanımını yaygınlaştırma faaliyetleri. Türkiye Klinikleri J Pharmacol Special Topics 2015; 3: 19-25.
17. Dinç AB, Bireller ES, Şahin E, Ergen A, Çakmakoglu B. Antibiyotiklerin akılcı kullanımının ebeveynler üzerinde araştırılması .Deneyisel Tıp Araştırma Enstitüsü Dergisi .2016; 12(6): 33-44.
18. Maxwell SR. Rational prescribing: the principles of drug selection. Clin Med (Lond). 2016; 16(5): 459-64.
19. Aronson JK. Balanced prescribing. Br J Clin Pharmacol. 2006; 62: 629–32.

BÖLÜM 10

DENTAL LAZERLER VE RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDEKİ KULLANIM ALANLARI

Dental Lasers and Areas of Use in Restorative Dentistry

Sema Yazıcı Akbıyık

(Uzm. Diş Hekimi), Diyarbakır Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi,

e-mail: semadis86@gmail.com

ORCID: 0000-0002-2134-7746

1. Giriş

Lazer, radyasyonun uyarılmış emisyonu ile üretilen yoğun ışınlar olarak tanımlanmakta ve ‘Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation’ kelimelerin baş harflerinden oluşmaktadır (1). Lazerlerin üç karakteristik özelliği şu şekilde açıklanmıştır;

- Monokromatik (tek renkli): tüm dalgalar aynı enerji ve frekansa sahiptir,
- Koherent (tutarlı): tüm dalgalar belirli bir aşamadır ve hem hız hem de zaman açısından birbirleriyle ilişkilidir,
- Düzenlenmiş: yayılan tüm dalgalar neredeyse paraleldir ve ışın sapması çok düşüktür (2).

2. Lazerin Tarihçesi

1917’de Albert Einstein, fotoelektrik amplifikasyonu açıklayarak lazerin icadının temelini atmıştır (3). 1960 yılında, Theodore Maiman lazerin işlevini gösteren ilk bilim insanı olmuştur. Ayrıca koyu kırmızı renkli bir ışın yayan alüminyum oksitten yapılmış “ruby lazer olarak bilinen” bir lazer cihazı geliştirmiştir

(4). Bu buluştan sonra, dental araştırmacıları lazerlerin çeşitli potansiyellerini araştırmaya başlamışlardır.

1965'te Stern ve Sognaes, bir ruby lazerinin diş minesini buharlaştırabileceğini ve diş pulpası üzerinde termal etkileri olduğunu bildirmiştir (4). Sert ve yumuşak doku uygulamasını içeren ilk lazer Patel tarafından 1964'te icat edilen karbondioksit (CO₂) lazer olmuştur. Neodmiyum – yitrium alümiyum garnet lazer (Nd: YAG) ise 1964 yılında, Geusic tarafından geliştirilmiştir. 1970'li yıllarda CO₂ ve Nd: YAG lazer oral yumuşak dokularda kullanımı klinik olarak araştırılmaya başlamıştır (5).

1971'de, endodontide ilk lazer kullanımı Weichman ve Johnson tarafından bulunmuştur ve apikal foramenleri *in vitro* olarak kapamak için yüksek güclü kızılötesi CO₂ lazer kullanılmıştır (5). 1989 yılında Keller ve Hibst, vurumlu erbiyum YAG lazerin mine, dentin ve kemik gibi sert dokuları kesmekte oldukça etkili olduğunu bildirmiştir (6).

Diş hekimliği için özel olarak tasarlanan ilk lazer, 3 Mayıs 1990'da Myers tarafından Amerika Birleşik Devletleri'nde tanıtılmış ve aynı yıl FDA (Food and Drug Administration), dişeti ve mukozal doku cerrahisinde lazer tedavisinin kullanımını onaylamıştır (3).

Er,Cr:YSGG lazeri 1997'de geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde lazer teknolojisi geçmişten günümüze kadar hala gelişmeye devam etmektedir.

3. Lazer-Doku Etkileşimi

Dental lazerde ışık; fiberoptik kablo, dalga kılavuzu, odaklama lensleri ve soğutma sistemi aracılığıyla hedef dokuya ulaşır. Bir lazerden gelen ışık enerjisi, hedef doku ile dört farklı etkileşime geçebilir. Bu etkileşimler, dokunun optik özelliklerine ve kullanılan dalga boyu uzunluğuna bağlıdır (7).

3.1. Geçme (transmission): Lazer enerjisinin hedef dokuda herhangi bir etki yaratmadan doğrudan doku üzerinden iletilmesi söz konusudur. Bu özellik, kullanılan lazer ışığının dalga boyuna bağlıdır. Nd: YAG, Argon ve diyot lazer ışığı su yoluyla iletilirken, doku sıvıları erbiyum lazeri ve diş yüzeydeki CO₂'yi kolayca absorbe eder, böylece komşu dokulara iletilen enerji az olur (8).

3.2. Saçılma (scattering): Lazer ışığının saçılması, enerjinin azalması ve muhtemelen hiçbir yararlı biyolojik etki üretmemesi söz konusudur. Ayrıca, saçılma özelliğinde cerrahi bölgeye komşu dokuya ısı transferi olduğu için istenmeyen hasarlara neden olabilir (4, 8).

3.3. Yansıma (reflection): Lazerin bu özelliği, lazer ışığının hedef dokuya herhangi bir etkisi olmadan kendisini yüzeyden uzaklaştırmasına neden olur. Yansıyan bu ışık, göz gibi hassas ve istenmeyen bir dokuya yönlendirildiğinde tehlikeli olabilir (4).

3.4. Soğurma (absorbition): Lazer dokuya uygulandığında, hedef doku lazer enerjisini soğurma eğilimindedir. Farklı lazer dalga boyları, su, pigment, kan elementleri ve mineral gibi dış dokusu bileşenleri ile farklı absorpsiyon katsayılarına sahiptir. Lazer enerjisi, hedef dokunun bileşimine göre absorbe edilebilir veya iletilebilir. Bu birincil bileşenler, belirli dalga boyundaki lazer ışığını absorbe edebilen kromoforlar olarak adlandırılır. Genel olarak, erbiyum lazer gibi daha uzun dalga boyları, su ve hidroksiapatit ile daha büyük bir affiniteye sahiptir. 10.600 nm dalga boyuna sahip CO₂ lazeri, su iyi absorbe eder ve hedef doku yüzeyinin yalnızca birkaç mikronuna infiltre olur. 500 ila 1000 nm arasında değişen daha kısa dalga boyları, pigmentli doku ve kan bileşenleri tarafından absorbe edilmesi kolaydır (8).

4. Lazerlerin Sınıflandırılması

4.1 Dalga Boyuna Göre (Nanometre)

- UV (ultraviyole) aralık – 140-400 nm
- VS (görünür spektrum) – 400-700 nm
- IR (kızılötesi) aralık – 700 nm den fazla

Çoğu lazer, bu dalga boyu bölgelerinin birinde veya daha fazlasında çalışmaktadır.

4.2 Geniş Sınıflandırma

4.2.1 Sert lazer (Cerrahi İşlemler İçin)

- CO₂ lazerler (CO₂ gaz)
- Nd:YAG lazerler (. Neodmiyum – yitrium alüminyum garnet lazer)
- Argon lazer (Argon iyonları)

4.2.2 Yumuşak Lazer (Biyostimülasyon Ve Analjezi için)

- He-Ne lasers
- Diyot lazerler

4.3 Lazer Aktif Maddesine Göre Sınıflandırma

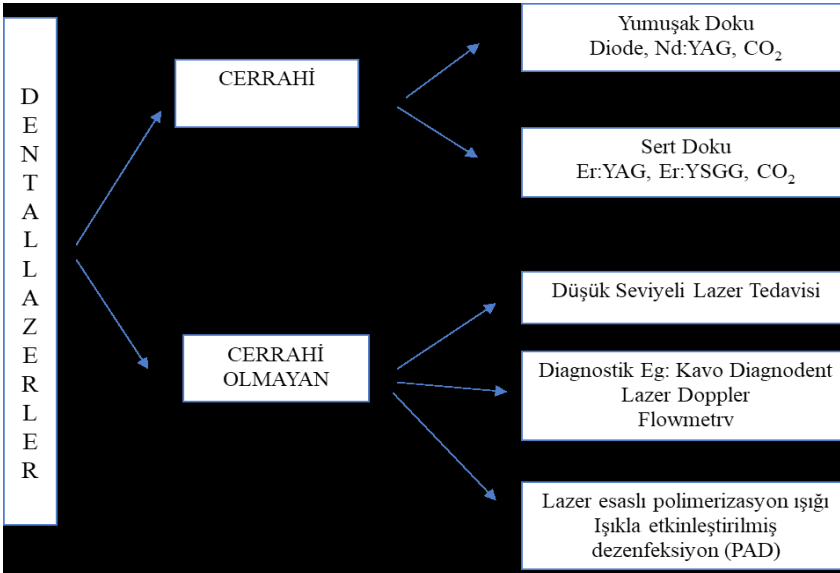
- Katı Lazerler: Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, Ruby, Alexandrite, Er,Cr:YSGG
- Gaz Lazerler: CO₂, Ar/Krypton, Excimer (Excited Dimer), Ultraviolet (UV), He-Ne
- Sıvı Lazerler: Boya (çeşitli) (VIS)
- Elektronik Lazerler: Yarı iletkenler, Diyot Lazerler (infrared-IR)

4.4 Lazer ışığının hareketine göre sınıflandırma

- Sürekli ışık verenler (continuous)
- Atımlı ışık verenler (pulse)

Birçok lazer sınıflandırması olmasına rağmen, Srivastava ve arkadaşları, klinik kullanıma dayalı yeni ve basitleştirilmiş bir lazer sınıflandırması önermiştir. Temel olarak, cerrahi ve cerrahi olmayan kullanım olarak sınıflandırılırken, cerrahi lazerler; sert ve yumuşak doku lazerleri olarak alt grupta sınıflandırılır (9) (Şekil 1).

Şekil 1: Dental lazer sınıflaması



Kaynak: Srivastava ve arkadaşlarının lazer sınıflandırması

5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

5.1. Karbondioksit Lazer (CO₂): Patel ve arkadaşları (1964), elektromanyetik spektrumun kızılötesi aralığında 10.6µ veya 10.600 nanometre derinliğinde

dalga boyuna sahip bir gaz lazeri olan CO₂ lazeri geliőtirmişlerdir (10). CO₂ lazer, ağız boşluğu için kullanılan lazerler arasında doku çıkarmada en hızlı olanıdır (11). Yumuşak doku lazeri olarak kullanılmaktadır. Lazer dalga boyu, yumuşak dokunun kesilmesine ve pıhtılaŐmasına yardımcı olarak net bir operasyon alanı sağlar (4). CO₂ lazerleri, doku renginden bağımsız olarak nemli dokulara affinite gösterir. Suyu absorbe ederek dokuları kolayca karbonize eden ısı üretir ve bu karbonize tabaka biyolojik bir pansuman görevi gördüğu için uzaklaŐtırılmamalıdır (12). Küçük hacimde yüksek absorpsiyon gösterdiğinden 0,2 ila 0,3 mm penetrasyon derinliği oluşturur (13). Ağız aynası gibi dental aletlerden yansiyabilir. Hedef dıŐı dokuya kazara yansımaları, pahalı bir cihaz olması gibi bazı dezavantajlara sahiptir (11).

5.2. Argon Lazerler: Mavi-yeşil görünür spektrumdadır. 488nm (mavi), 496nm (mavi / yeşil) veya 514nm'de (yeşil) alıŐırlar ve iletim esnek bir optik fiber aracılığıyla gerçekleşir (4). Mavi dalga boyu (488nm) kompozit polimerizasyonu için kullanılırken, yeşil dalga boyu (510nm) yumuşak doku prosedürleri için kullanılır (14). Argon lazer, koyu renkli dokulara özellikle hemoglobine affinite gösterir. Bundan dolayı, argon lazer kullanımı hemoraji üzerine odaklanmıŐtır (15). Akut enflamatuvar periodontal hastalık ve hemanjiyom gibi oldukça vaskülerize lezyonların, argon lazer ile tedavisi mümkündür. Sert doku tarafından iyi absorbe edilmez ve operasyon sırasında dişlerin korunması için özel bir tedbir alınmasına gerek yoktur (16). Ağız dokularında yansıma özelliği göstermez, ancak bir miktar saçılma, emilim ve geeme özelliği görülebilmektedir.

5.3. Diyet Lazerler: Diyet lazer, alüminyum (800 nm dalga boyunda) veya indiyum (900 nm), galyum ve arsenik kombinasyonundan yapılan katı yarı iletken kristallerden üretilmektedir. Bu dalga boyları mukozanın derinliklerine penetre olur ve pigmentli doku tarafından absorbe edilir, ancak hemostaz sağlanması argon lazere kıyasla yavaŐtır (17). Diyet lazerler, yumuşak doku cerrahi lazerleridir, dalga boyları diş sert dokusu tarafından zayıf absorbe edildiği için ameliyat güvenli bir Şekilde gerçekleŐtirilebilir. Avantajları; daha küçük boyutlu, taşınabilir bir alettir. Argon lazerler, düşük enerji seviyelerinde fibroblastik proliferasyonu da uyarabilmektedir (18). Dezavantajı ise, sürekli dalga emisyon modu, hedef dokuda hızlı bir ısı artışına neden olabilir. Cerrahi işlem yapılan bölgeyi soğutmak için hava ve su kullanmalıdır.

5.4. Nd:YAG Lazerler: Nd: YAG, neodmiyum: itriyum-alüminyum-granat anlamına gelir ve 1964 yılında Geusic tarafından geliştirilmiştir (4). 1.064 nm dalga boyuna sahiptir (2). Pigmentli doku tarafından absorbe edildiği için, oral yumuşak dokuları kesmek ve pıhtılaşma sağlamak için kullanılmaktadır. Temaslı veya temassız modda çalışır. Temassız, odaklanmamış modda kullanıldığında, birkaç milimetreye kadar nüfuz edebilir, bu özellik aftöz ülser tedavisinde veya pulpal analjezi sağlanmasında yardımcı olur. Ancak pulpa fonksiyonundaki azalma nedeniyle bazen diş pulpasında hasar meydana gelebilir (19).

5.5. Er:YAG Lazerler (Erbium :YAG): Kavite preparasyonunda kullanılmak üzere FDA tarafından onay verilen ilk lazerdir. Er:YAG lazer, kavite preparasyonu sırasında temiz, keskin kenar boşlukları oluşturur. Lazer dalga boyunun penetrasyon derinliği az olduğu için pulpa hasarı minimumdur (20). Çürüğün uzaklaştırılması sırasında, lazerin analjezik etkisi olduğundan, çoğunlukla hastalara lokal anestezi uygulama rutin olarak endike değildir (21). Ayrıca, Er:YAG lazer endotoksinlerin kök yüzeylerinden uzaklaştırılmasına yardımcı olarak antimikrobiyal bir etki sağlar (22). Kemik uzaklaştırılması, hiperplastik dişeti dokusunun çıkarılması, periodontal cerrahi gibi sert ve yumuşak doku cerrahisinde de kullanılmaktadır (11).

5.6. Er-Cr:YSGG Lazerler (Erbiyum, Kromyum: Yitriyum Skandiyum Galyum Garnet): Kavite hazırlığı sırasında lazer, sert diş dokusunda önemli bir çatlamaya neden olmadan adezyon için pürüzlü yüzeyler sağlar (4). Er-Cr:YSGG lazerin, restoratif diş hekimliği için avantajı, diş etine çok yakın olan çürük lezyonun tedavi edilebilmesi ve yumuşak dokunun aynı enstrümantasyonla yeniden şekillendirilebilmesidir. Ayrıca, işlem sırasında minimum ısı transferi olmasından dolayı, implantları ortaya çıkarmak için doku retraksiyonu bu dalga boyu ile güvenle uygulanabilmektedir. Bununla birlikte, pürüzlendirme prosedürleri sırasında oluşturulan pürüzlü yüzey, mine bağlanmasında yeterli görülmemektedir. Bu nedenle, yeterli bağlanma dayanımı elde etmek için, lazer uygulamasının yanısıra asitle pürüzlendirme işlemi de yapılmalıdır (22).

5.7. Ho:YAG Lazerler (Holmium:YAG): Holmium lazer, talyum ve holmiyum katkılı kromla duyarlılaştırılmış YAG kristalidir ve 2,100 nm dalga boyuna sahiptir. Nd: YAG gibi hem temaslı hem de temassız modlarda kullanılabilir. Ho: YAG lazerlerin, beyaz dokulara affinitesi olduğundan dolayı, artroskopik temporomandibular eklem cerrahisinde kullanımı endikedir (14).

5.8. Helyum Neon Lazerler: Spektral bölgede görünür kırmızı renkte, 632nm dalga boyuna sahiptir. Bu lazerin, diş hekimliğinde sadece noktasal ışınlama uygulamalarında yeri vardır. Pigmente lezyonların uzaklaştırılmasında, dentin hassasiyetinin giderilmesinde, kavite sterilizasyonunda kullanılmaktadır (23).

5.9. KTP Lazerler (Potasyum Titanyum Fosfat Lazerler): Esasen Nd:YAG lazerdir, fakat bir dalga boyu değiştirilmiştir. Etki mekanizması Nd:YAG ile benzerdir. Diş beyazlatmasında endikasyonu vardır (23).

6. Restoratif Diş Hekimliğinde Lazerin Kullanım Alanları

6.1. Çürük Teşhisi ve Önlenmesi: Yıllardan beri, dental ayna, sond ve ışık ile yapılan gözle muayene çürüğün klinik teşhisinde kullanılmaktadır. Gözle muayene yönteminin en önemli dezavantajı, oklüzal veya aproksimal yüzeylerde kavitasyon oluşturmayan ancak ilerlemiş lezyonların teşhisinde yeterli olmamasıdır. Günümüzde kullanılan geleneksel çürük tespit yöntemleri yeterince hassas değildir. Mine yüzeyini tahrip ettiği ve kavitasyonlara yol açabildiği için, sond ile diş mine yüzeyinin incelenmesi tavsiye edilmemektedir (24).

Diagnodent, 655 nm diyot lazeridir, yeni başlayan çürüklerin teşhis edilmesine yardımcı olur ve lazer kaynaklı floresans olarak adlandırılır. Lazer dişe uygulandığı zaman, ışık, diş dokularında bulunan organik, inorganik maddeler ve bakteriyel porfirinler gibi metabolitler tarafından absorbe edilir. Çürük lezyon bakteri içerdiğinden dolayı, çürük doku sağlıklı dokuya kıyasla daha fazla floresan sergiler (25). Oklüzal ve interproksimal alanlardaki çürük lezyonları teşhis edebilir veya fissür örtücülerin altındaki gizli çürük lezyonları belirleyebilir. Bununla birlikte, çürükleri tespit etmek için yeterli hassasiyet ve tekrarlanabilirlik sergilemesine rağmen, çürümenin boyutunu belirleyememektedir. Renklenmiş fissürleri fazla skorlama eğilimindedir ve mine çürüklerinin ve oklüzal lezyonların erken belirtilerini tespit etme açısından sınırlıdır (26). Ayrıca, cihazın tek başına kullanılmasının hekimin doğru karar vermesinde yeterli olmayacağı, diğer klinik teşhis yöntemleri ile birlikte yardımcı olarak kullanılmasında fayda olduğu belirtilmektedir. Prosedürün güvenli olduğu düşünülse de, bu yenilikçi teknolojinin yararlı etkilerinin araştırılması için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (25).

Çoğu çalışmada, çürükleri önlemek amacıyla lazer kullanımını araştırılmıştır. Lazer uygulamasının, dental sert dokuların kalsiyum/fosfat oranını değiştirdiğine,

karbonat/fosfor oranını düşürdüğüne ve daha stabil ve asitte daha az çözünür bileşiklerin oluşumuna yol açarak asit saldırısı ve çürüklere duyarlılığı azalttığı söylenmektedir (27). *In vitro* çalışmalarda, lazere maruz kalan mine yüzeylerin, lazer uygulanmayan yüzeylere göre aside daha dirençli olduğu gösterilmiştir (28). CO₂ ve Nd: YAG lazerleri, pit ve fissürlerde bulunan organik ve inorganik debrisleri ortadan kaldıracabileceği bildirilmiştir (11).

Bazı *in vitro* ve *in vivo* çalışmalar, argon lazer uygulamasının, mine çürüklerinin başlamasına ve ilerlemesine karşı belirli bir derecede koruma sağladığını göstermiştir (29). Farklı argon lazer sistemleri de benzer sonuçlar ortaya koymuş ve sağlıklı mine ve beyaz nokta lezyonlarının çürük duyarlılığını azaltmada etkili olduğu bildirilmiştir (30). Topikal asidüle fosfat florür tedavisi ile birlikte argon lazer kullanılması, çürüklere karşı koruyucu bir yüzey kaplaması sağlamak ve lezyon derinliğinde önemli bir azalma ile sonuçlanmaktadır (29). Bununla birlikte, lazer ışınmasıyla asit direncinin gerçek mekanizması hala belirsizdir ve bu iddiaları test etmek için özellikle *in vivo* çalışmalara ihtiyaç vardır.

6.2. Çürük Uzaklaştırılması ve Kavite Preparasyonu: Er: YAG lazerlerin, diş yapısına ve hasta konforuna önemli bir zarar vermeden pediyatrik ve yetişkin hastalarda çürük uzaklaştırılmasında ve kavite hazırlamada güvenli ve etkili olduğu bildirilmiştir (4). Aynı zamanda kompozit restorasyonların uzaklaştırılmasında da etkilidir.

Çürük, sağlıklı diş sert dokularına kıyasla daha fazla su içerir. Çürüğün ablasyon etkinliği sağlıklı dokulara göre daha fazladır. Er: YAG ve Er, Cr: YSGG lazerler, tüm kavite hazırlama sınıflarında başarıyla kullanılmaktadır (31). Çalışmalar, diş sert dokularında, pulpa üzerinde çok az termal etki ile veya hiç termal etki olmaksızın verimli ablasyon gözlendiğini göstermiştir. Er: YAG lazerleri ile kavite hazırlığı sırasında, döner alet kullanımına kıyasla, neredeyse hiç ses oluşturmaz, daha az titreşim gösterir ve lokal anesteziye gerek duyulmamaktadır (32).

Son yıllarda, 2.97µ dalga boyuna sahip Er, Cr: YSGG'nin mine, dentin ve kemiğin kesilmesinde etkili olduğu gösterilmiştir. Bu cihaz, doku arayüzünde lazerlerin su ile etkileşimi sayesinde hassas sert doku kesimleri oluşturur ve hidrokinetik sistem veya HKS olarak adlandırılır (11).

6.3. Minenin ve Dentinin Pürüzlendirilmesi: Lazerle aşındırma, mine ve dentinin asitle aşındırmasına bir alternatif olarak düşünülmüştür. Lazerle pürüzlendirilmiş yüzeyler mikro düzensizlikler göstermiş ve smear tabakası

görülmemiştir (21). Er: YAG lazer, sert doku ablasyonu sırasında oluşan mikropatlamalar sonucu, mikroskobik ve makroskopik düzensizlikler oluşturur (32). Lazerle yüzeyde oluşan pürüzlülüğün, asitle oluşturulan homojen düzensizliklerden farklı olduğu ortaya konmuŐtur. Oluşan pürüzlü yüzeyin, farklı büyüklükte ve Şekilde olduğu görülmüştür (33). Bu mikro düzensizlikler, mine yüzeyini mikro tutucu hale getirir ve asit uygulamaksızın bir adezyon mekanizması sunabildiği söylenmektedir. Bununla birlikte, Er: YAG lazerle pürüzlendirme sonrası dental sert dokulara bağlanmanın, geleneksel asitle pürüzlendirme sonrası elde edilenden daha düşük olduğu gösterilmiştir (32).

6.4. Kavite Dezenfeksiyonu: Photo Activated Disinfection (PAD) tekniği, görünür kırmızı ve kızılötesi lazerleri ve diode lazeri kullanan sistemlerden oluŐmakta ve günümüzde ticari olarak toluidine mavisi (tolonium chloride) kullanılmaktadır. Görünür kırmızı ışığın, dentine penetrasyonu iyi olduğu için çürük lezyonlarda kullanılabilir. PAD'nin başlıca kullanım alanları, periodontal ceplerin, kök kanallarının, derin çürük lezyonların ve periimplantit bölgelerinin dezenfeksiyonunu içermektedir.

6.5. Dentin Hassasiyeti Tedavisi: Dentin hassasiyeti, dental klinik uygulamada en sık görülen Őikayetlerden biridir. Dentin tübüllerinin açağa çıkması, kısa süreli ve keskin ağrılarına neden olmaktadır. Tedavisinde birçok ajanlar kullanılmaktadır. Dentin hassasiyeti tedavisinde, düşük enerjili ve orta enerjili olmak üzere iki grup lazer yer almaktadır. Düşük enerjili lazerler (He-Ne, GaAlAs [Diode]); sinir blokajı yaparak, analjezi etkisi oluşturur ve bu Şekilde diŐteki hassasiyeti önlemektedir. Son yıllarda, bu amaçla diode lazerler kullanıma girmiştir. Nd:YAG, Er:YAG ve CO₂ lazerler, dentin hassasiyeti tedavisinde kullanılan orta enerjili lazerlerdir. Bu lazer çeşitleri ise, dentin tübüllerini tıkayarak ya da direkt sinir analjezisine yol açarak etki etmektedir (34).

6.6. Kompozit Rezinin Polimerizasyonu: Polimerizasyonu başlatmak için, foto-aktifleŐtirilmiŐ dental rezin, kamforokinon gibi bir diketon ve bir üçüncül amin indirgeme maddesi kullanır. Bu foto baŐlatıcı, 480 nm bölgesinde yoğun aktivitesi ile görünür spektrumun mavi ışığına duyarlıdır. Dental rezinlerin polimerizasyonunun baŐlatılması için, argon lazerin 488nm ve 514nm'lik monokromatik dalga boylarının etkili olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte, Argon lazerin maliyeti yüksektir. Plazma ark ve LED gibi daha ucuz polimerizasyon sistemlerinin geliştirilmesi dental kliniklerde lazerin kullanımını azaltmaktadır (35).

6.7. Ağartma Tedavisi: Ağartma tedavisinde lazerin kullanım amacı; herhangi bir olumsuz etkiden kaçınarak ve en verimli enerji kaynağını kullanarak güçlü ağartma sürecini elde etmektir. Hidrojen peroksit molekülünün etkisini başlatmak için enerji kaynağı olarak 488 nm argon lazerin kullanılmasının, diğer cihazlarından daha fazla avantaj sunduğu bildirilmektedir (36). Argon lazer, kararsız ve reaktif olan hidrojen peroksit molekülünü hızla uyarır; enerji daha sonra moleküller arası absorbe edilir. Lazerler, dişlerdeki renkli moleküllerin foto-oksidasyonu veya beyazlatma jelinin bileşenleri ile fotokimyasal reaksiyonlar yoluyla ağartma derecesini artırabilir (4). Ayrıca, ağartma uygulamasında Argon, CO₂ ve GaAlAs diode ve Nd:YAG lazerler de kullanılmakta ve tetrasiklin kaynaklı olanlar dahil tüm renklemeler giderilebilmektedir.

6.8. Pulpa Kaplaması ve Amputasyon: Lazerin dokuyu buharlaştırma, küçük kan damarlarını pıhtılaştırarak kansız bir ortam elde edebilme ve tedavi edilen yara yüzeyinin sterilizasyonunu sağlama özelliğinden dolayı pulpa kaplamasında kullanılması düşünülmüştür. Lazerle ilk pulpa kaplama tedavisi, 1985 yılında Shoji tarafından köpekler üzerinde CO₂ lazer kullanarak gerçekleştirilmiştir (37). Geçmişten günümüze kadar yapılan hayvan çalışmalarında, lazerin uygulanan hedef dokunun altındaki vital dokularda lazer hasarı oluşturmadığı, tersiyer dentin oluşumunu uyardığı ve düzgün bir odontoblast tabakası oluşmasına neden olduğu bildirilmiştir (38).

7. Lazer Kullanımının Avantajları

- Hastalıklı dokularla seçici ve tam etkileşim sağlar.
- Lazerle, elektrocerrahi aletlerine göre daha az termal nekroz oluşturulur.
- Yumuşak doku prosedürleri sırasında çoğunlukla, sütura gerek kalmadan hemostaz elde edilebilir.
- Post-operatif daha az rahatsızlık, ödem, yara izi ve daha az analjezik ihtiyacı duyulur. Yara iyileşmesi daha hızlı gerçekleşebilir.
- Lazerle tedavi sırasında, döner başlıklı cihazlara kıyasla daha az titreşim, gürültü ve koku meydana gelir. Böylece hasta konforu açısından avantajlıdır.
- Lazerler, post-operatif olarak daha az antibiyotik reçete edilmesini gerektirecek şekilde dokular üzerinde bakterisidal özellikler gösterir (39, 40).

8. Lazer Kullanımının Dezavantajları

- Çeşitli klinik uygulamalarda lazer türlerinin kullanılabilmesi için eğitim alınması gereklidir.
- Ekipman satın almak, teknolojiyi uygulamak ve gerekli eğitimi almak yüksek maliyeti gerektirir.
- Yumuşak ve sert doku prosedürleri için farklı dalga boyları gerektiğinden, hekimin birden fazla lazere ihtiyacı olabilir.
- Hekim, yardımcı personel ve hasta lazer kullanımı sırasında dalga boyuna özel koruyucu gözlük kullanmalıdır.
- Dental lazerleri kullanırken, buharlaştırılmış aerosol enfektif doku partikülleri içerebileceğinden, hekim ve yardımcı personelin enfeksiyon kontrol protokolüne uyması ve yüksek hızlı tükürük emici kullanması zorunludur (40).

9. Sonuç

Lazerlerin diş hekimliğinde pek çok alanda kullanıldığı görülmektedir. Uygun endikasyonlarda, geleneksel yöntemlerle birlikte ya da tek başlarına; çürüğün teşhis edilmesi, uzaklaştırılması, kompozit rezinlerin polimerizasyonu, dentin hassasiyeti ve ağartma tedavisi gibi restoratif diş hekimliği alanında kullanılmaktadır. Lazerler, hasta konforu açısından büyük avantaj sağlasa da pahalı cihazlardır ve klinik kullanımları çok fazla yaygınlaşmamıştır. Lazer teknolojisinin önümüzdeki yıllar içinde diş hekimliği uygulamalarında daha fazla yer alması beklenmektedir.

Kaynakça

1. Convissar RA. Principles and Practice of Laser Dentistry- E-Book: Elsevier Health Sciences; 2015.
2. Mishra B.M, Mishra Sh. Lasers and its Clinical Applications in Dentistry. *Int J Dent Clin.* 2011; 3(4):35-38.
3. Eslami H, Eslami K. Laser application on oral surgery. *Eur J Pharm Med Res.* 2016;3(11):194-198.
4. David CM, Gupta P. Lasers in Dentistry: A Review. *International Journal of Advanced Health Sciences;* 2015; Vol 2 Issue 8.
5. Yamamoto H, Sato K. Prevention of dental caries by acoustooptically Q-switched Nd: YAG laser irradiation. *J Dent Res* 1980;59:137.

6. Parker S. Verifiable CPD paper: introduction, history of lasers and laser light production. *Br Dent J* 2007;202(1):21-31.
7. Verma S, Maheshwari S, Singh R, Chaudhari P. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *Natl J Maxillofac Surg.* 2012;3(2):124-132.
8. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dent Clin North Am* 2004;48:751-70, v.
9. Srivastava VK, Srivastava SM, Bhatt A, Srivastava A. Lasers classification revisited. *Famdent Practical Dentistry Handbook.* 2013;13(5): 1-5.
10. Krishna V, Rai NP, Sharma A, Kumar P. Advancements in lasers: A revolutionary tool in periodontics. *Int J Oral Care Res* 2015;3(4): 96-100.
11. Maheshwari S, Jaan A, Vyaasini CVS, Yousuf A, Arora G, Chowdhury C. Laser and its Implications in Dentistry : A Review Article. *CMRO* 2020; 03 (08), 579-588.
12. George R. Laser in dentistry – Review. *Int J Dent Clin* 2009;1(1): 13-19.
13. Julian J. Lasers in implant dentistry. Principles and practice of laser dentistry 2011: 114-38.
14. Sharma AJ, Kumari R, Lahori M. The evolution of lasers : A delight in dentistry. *Guident J* 2019;12(8): 1-6.
15. Vitruk P, Minst P, Dabls C, Levine R. Hemostasis and coagulation with ablative softtissue dental lasers and hot-tip devices. *Inside Dent* 2016;12(8): 1-4.
16. Hedge MN, Garg P, Hedge ND. Lasers in dentistry : an unceasing evolution. *J Otolaryngol ENT Res* 2018;10(6): 422-26.
17. Moritz A, Gutknecht N, Doertbudak O, Goharkhay K, Schoop U, Schauer P, et al. Bacterial reduction in periodontal pockets through irradiation with a diode laser: A pilot study. *J Clin Laser Med Surg* 1997;15:33-7.
18. Coluzzi DJ. Lasers and soft tissue curettage: An update. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23:1104-11.
19. White JM, Goodis HE, Sectos JC, Eakle WS, Hulscher BE, Rose CL. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *J Am Dent Assoc* 1993;124:45-50.
20. Karic V, Mulder R, Melman G. Cavity preparation using hard tissue lasers in operative dentistry. *South Africa Dent J* 2017;72(4): 182-83.

21. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr: YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: Ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg* 1999;17:155-9.
22. Frentzen M, Hoort HJ. The effect of Er: YAG irradiation on enamel and dentin. *J Dent Res* 1992;71:571.
23. Moritz A, Schoop U, Strassl M, Wintner E. Cavity preparation. In: Moritz A, ed. *Oral Laser Application*. 1st ed. Berlin: *Quintessenz Verlags*; 2006. p.75-138.
24. Lussi A. Comparison of different methods for the diagnosis of fissure caries without cavitation. *Caries Res* 1993;27 (5):409-16.
25. El-Housseiny AA, Jamjoum H. Evaluation of visual, explorer, and a laser device for detection of early occlusal caries. *J Clin Pediatr Dent* 2001;26:41-8.
26. Shi XQ, Welander U, Angmar-Mansson B. Occlusal caries detection with KaVo DIAGNOdent and radiography: an in vitro comparison. *Caries Res* 2000;34(2):151-8.
27. Arimoto N, Suzaki A, Katada H and Senda A (2001). Acid Resistance in Lased Dentine. *6th International Congress on Lasers in Dentistry*, 61-62.
28. Watanabe H, Yamamoto H, Kawamura M, Okagamv Y, Kataoka K and Ishikawa I (2001). Acid Resistance of the Human Teeth Enamel Irradiated by Er: YAG Laser. *6th International Congress on Lasers in Dentistry*, 68-69.
29. Westerman GH, Flaitz CM, Powell GL, Hicks MJ. Enamel caries initiation and progression after argon laser irradiation: In vitro argon laser systems comparison. *J Clin Laser Med Surg* 2002;20(5):257-62.
30. Hicks MJ, Flaitz CM, Westerman GH, Blankenau RJ, Powell GL, Berg JH. Enamel caries initiation and progression following low fluence (energy) argon laser and fluoride treatment. *J Clin Pediatr Dent* 1995;20(1):9-13.
31. Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh JT Jr. The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Assoc* 1993;124(2):65-70.
32. Moriya K, Kato J. The morphological changes of deciduous tooth structure by Er: YAG laser irradiation. *J Jpn Soc Laser Dent* 1996;7:6-11.
32. Martinez-Insua A, Dominguez LS, Rivera FG and Santana-Penin UA (2000). Differences in bonding to acid-etched or Er: YAG – laser – treated enamel and dentine surfaces. *J Prosthet Dent*, 84: 280-288.

33. Hobson RS, Rugg-Gunn AJ, Booth TA. Acid etch patterns on the buccal surface of human permanent teeth. *Archives of Oral Biology* 2002; 47: 407-412.
34. Kimura Y, Wilder-Smith P, Yonaga K, Matsumoto K. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. *J Clin Periodontol* 2000; 27: 715-721.
35. Knezevic A, Ristic M, Demoli N, Tarles Z, Music S, Mandic VN. Composite photopolymerization with diode laser. *Oper Dent* 2007;32(3): 279-84.
36. Myers TD. The pulsed Nd:YAG dental laser: Review of clinical applications. *J Calif Dent Assoc* 1991; 19: 25- 29.
37. Shoji S, Nakamura M, Horiuchi H. Histopathological changes in dental pulp irradiated by CO2 laser: a preliminary report on laser pulpotomy. *J Endod* 1985;11 (9):379-84.
38. Dang J, Wilder-Smith P, Peavy GM. Clinical preconditions and treatment modality: effects on pulp surgery outcome. *Laser Surg Med* 1998;22(1):25-9.
39. Green J, Weiss A, Stern A. Lasers and radiofrequency devices in dentistry. *Dent Clin North Am* 2011;55(3):585- 97, ix.
40. Martens LC. Laser physics and a review of laser applications in dentistry for children. *Eur Arch Paediatr Dent* 2011;12(2):61-7.

B Ö L Ü M 1 1

ÇÜRÜK TEŞHİS YÖNTEMLERİNE KAPSAMLI BAKIŞ; TEŞHİSİN DÜNÜ VE BUGÜNÜ

*A Comprehensive Overview of Caries Diagnosis
Methods; Past and Present of Diagnosis*

Simge Gümüş

(Arş. Gör.) Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

e-mail: dtsimgegumus@gmail.com

ORCID: 0000000311534545

1. Genel Tanımı ile Çürük

Çürük; diş yüzeyindeki biyofilm tabakasında meydana gelen metabolik olaylar sonucu yaşanan kimyasal çözünmenin belirti, semptom ve sonuçlarını tanımlayan bir terimdir¹. Diş dokusunda yıkım ve fonksiyonel kaybın yanı sıra estetik kayba da sebep olan çürük, toplumda en sık karşılaşılan kronik hastalıklardandır². Diş çürüğü dental plağın, konakçı faktörler ve diyet ile etkileşim sürecini içeren multifaktoriyel bir hastalık şeklinde de ifade edilebilir³.

2. Etkilenen Sert Dokulara Göre Yapılan Çürük Sınıflandırılması

2.1 Mine Çürüğü

Minedeki erken çürüğünün, klinikte tespit edilebilen en erken belirtisi *white spot* olarak da adlandırılan beyaz nokta lezyonlarının oluşumudur. Beyaz nokta lezyonları genelde, bukkal ve lingual yüzeylerde görülür. Aynı zamanda,

proksimal yüzeylerin kontakt noktası altında yer alan düz yüzeylerde de gözlenir^{4,5}. Bu lezyonlar, hava ile kurutulduğunda artan opak-beyaz görünümü ve komşuluğundaki sağlam mineden daha poröz ve yumuşak olması ile ayrılır⁶. Bu tip lezyonlardan alınan kesitsel görüntüde çürüğe, plak kaynaklı asit oluşumunun sebep olduğu, sağlam yüzeyel tabaka altında mineral kaybı olduğu gösterilmiştir⁷.

Polarize ışık mikroskobu ile yapılan incelemelerde, başlangıç mine çürüğünün 4 katmandan oluştuğu ifade edilmiştir. İçten dışa doğru bu tabakalar şöyle sıralanmıştır;

Saydam tabaka: Mine dokusunun tamamen bozulduğu, lezyonun dentine doğru ilerleyen kısmında bulunan mine lezyonuna ait derin tabakadır.

Karanlık tabaka: Mineye ait kristalin ve por yapısının hasar gördüğü, polarize ışık altında izlenmeyen tabakadır. Bu tabakada yer alan porların farklı ebatlarda olması ve önceden karanlık tabakanın olmadığı lezyonlarda remineralizasyonu takiben bu tabakanın görülmesi, oluşumunda remineralizasyonun etkisi olduğunu düşündürmektedir. Bu tabakanın genişliği, lezyondaki remineralizasyonun göstergesi olarak yorumlanır.

Lezyon gövdesi: Lezyonun en hacimli kısmını oluşturan bu tabaka yüksek porozitesi sebebiyle mineral kaybının en fazla görüldüğü tabakadır. Lezyon gövdesinde Retzius çizgilerinin izlenebildiği bildirilmiştir.

Yüzeyel tabaka: Mikroorganizmaların lezyona girdiği ilk tabaka olmasına rağmen çürük ataklarından etkilenmemiş olup sağlam dokuya yakın bir sertliğe sahip bir tabakadır⁸.

2.2 Dentin Çürüğü

Minedeki demineralizasyonun sebep olduğu, artan porözite ile birlikte pulpo-dentinal bölgede reaksiyon gelişmesi beklenen bir tablodur. Dentin çürüğünün anlaşılmasında, çürük ilerleme sürecinin minede oluşturduğu değişiklikleri değerlendirmek önemli bir yere sahiptir. Çürük atakları karşısında pulpo-dentinal yapının savunma amacıyla sıklıkla oluşturduğu mekanizma, tübül içerisinde mineral birikimi olarak da ifade edilen “tübüler skleroz”dur. Minede yer alan lezyonunun, dentin ile birleşimine henüz ulaşmadığı durumlarda da dentinde başlangıç aşamasında tübüler skleroz oluşabilmektedir. Minedeki lezyon, mine-dentin birleşimine uzandığında ise dentin çürüğünün ilk klinik bulgusu olan sınır

boyunca kahverengi tonlarındaki renk değişikliği gözlenmiştir⁹. Mine-dentin birleşimi çürük atakları karşısında oldukça zayıf ve korunaksız bir alandır. Bu bölgeye ulaşan çürük, geniş bir alanda dentini de içine alarak lateral şekilde ilerler. Dentinde meydana gelen dejeneratif ve yıkıcı olaylar; zayıf organik asitler tarafından dentinin demineralizasyonu, organik içeriğın özellikle kollajen yapının bozulması, mikroorganizma invazyonu sonrasında gelişen devamlılığın kaybıdır⁵.

Yapılan mikroskobik araştırmalar sonucunda, dentin çürükleri tabakalara ayrılarak incelenmiştir. Çürüğün dentinde ilerleme ve duraklama döngüsüne bağlı olarak farklı genişlikte tabakalanma olabileceği bildirilmiştir¹⁰.

Normal dentin: Kollojen yapı ile apatit kristal formu düzenli yapıda ve düzgün odontoblast uzantılı kanallara sahip olan bu tabaka en derinde bulunan normal dentindir. İntertübüler kanalda mikroorganizmaya rastlanmaz¹¹.

Subtransparan dentin: İntertübüler dentin yapısında mineral kaybının başladığı bu tabaka mikroorganizma içermez ve remineralizasyon potansiyeli mevcuttur¹¹.

Transparan dentin: Normal dentine nazaran daha yumuşak olan tabakadır. Tübüllerindeki kristal yapı ve intertübüler dentinde yüksek oranda yoğun demineralizasyon gözlenmektedir. Transparan dentin tabakasının kendini onarabilme potansiyeli vardır ve pulpanın vitalitesini sağlar¹¹.

Bulanık dentin: Dentin tübüllerinde mikroorganizma invazyonunun olduğu tabakadır. Bulanık tabakada, kanalların düzensiz seyrettiği ve genişlediği bildirilmiştir. Çürüğün bu tabakasında tamir kapasitesi yoktur ve kavite preperasyonu sırasında mutlaka uzaklaştırılmalıdır¹¹.

Enfekte dentin: Mikroorganizma içeriği yoğun, dejenere dentin içeren bu tabaka çürüğün en yüzeysel tabakasıdır. Dentin yapısı belirsizdir, kollojen ve mineral bulunmaz. Enfeksiyonun yayılmasının önlenmesi, pulpal sağlığın korunması ve başarılı bir restorasyon yapılabilmesi için bu tabakanın uzaklaştırılması zorunludur¹¹.

3. Çürük Teşhis Yöntemleri

Diş çürüklerinin erken tanı ve teşhisi, dişte meydana gelebilecek geri dönüşü olmayan sert doku kayıplarını, tedavi maliyetlerini ve dişlerin restorasyonu için gereken süreyi azaltır. Diş çürükleri genellikle dişin oklüzal yüzeyindeki fissürlerden başlar. Çürük teşhisi için geleneksel muayene, öncelikle görsel

inceleme, yüzeysel doku değerlendirilmesi ve radyografiler kullanılarak yapılır. Bu yöntemler kavitasyonun olduğu lezyonların teşhisinde tatmin edici sonuçlar verirken, genellikle başlangıç lezyonlarının teşhis edilmesinde yetersizdir. Bu eksiklikler nedeniyle, teknolojinin de hızla gelişmesiyle doğru tanı konulması amacıyla yeni teşhis yöntemleri geliştirilmiştir. İdeal bir çürük teşhis yönteminde olması gereken kriterler şöyle sıralanabilir;

- İdeal çürük tespit yöntemi, en erken aşamadan kavitasyon aşamasına kadar tüm çürük gelişimini yakalamalı
- Doğru olmalı
- Kesin ve net olmalı
- Kolay uygulanabilir olmalı
- Restorasyona komşu çürük yüzeyler dahil dışın tüm yüzeyleri için kullanışlı olmalı
- Lezyonun aktivitesini değerlendirmeli
- Hassas olmalı, lezyonların erken teşhisine imkan vermelidir ^{12,13}.

3.1 Geleneksel Çürük Teşhis Yöntemleri

3.1.1 Görsel Muayene ile Teşhis

Diş hekimleri tarafından uygulanan en yaygın tanı yöntemlerinden biridir. Doğru bir değerlendirme yapabilmek için dişlerin temiz, kuru olması ve bir ışık kaynağı altında incelenmesi gerekir. Görsel muayenede çözünen, beyaz nokta lezyonları, renk değişikliği, yüzey pürüzlülüğü ve kavitasyon varlığı gibi diş dokusundaki değişiklikler değerlendirilir ¹³. 2002 yılında İskoçya’da düzenlenen Uluslararası Çürük Klinik Araştırmaları Uzlaşılı Çalıştayında çürüğün erken teşhis edilmesinin önemi vurgulanmış ve Uluslararası Çürük Tespit ve Değerlendirme Sistemi’nin (ICDAS) geliştirilmesi fikri öne sürülmüştür. 2005 yılında ICDAS kriterleri revize edilmiş ve ICDAS II olarak yayınlanmıştır ¹⁴. Yapılan araştırmalara göre ICDAS, erken çürük lezyonlarının ve uzun dönemde meydana gelen değişikliklerin belirlenmesinde güvenilir ve doğru sonuçlar vermektedir¹⁵.

Tablo 1: ICDAS II Kriterleri

Skor 0	Sağlıklı diş yüzeyi (5 sn süreyle hava ile kurutmanın ardından bulgu olmaması)
Skor 1	Mine yüzeyinde ilk görsel değişiklikler (nemliken görünmeyen, diş kurutulduğunda gözlenen renk değişiklikleri ve opak görünüm)
Skor 2	Mine yüzeyinde belirgin değişiklikler (nemli ve kuruyken gözlenen renk değişimi ve opak görünüm)

Skor 3	Dentinin görünmediği çürüğe bağlı bölgesel mine yıkımı (nemli ve kuruyken görünebilen fissürler ve pite göre geniş yayılım gösteren renk değişimi ve opak görünüm)
Skor 4	Dentinde gözlenebilen koyu renkli gölgelenme (mine yıkımı yok)
Skor 5	Dentini de içeren gözle görülen kavitasyon (deminerizasyonun ve açığa çıkan dentinin çıplak gözle görülebilmesi)
Skor 6	Dişin yarısından fazlasını kapsayan dentinin gözlendiği geniş kavite varlığı

3.1.2 Ayna-Sond ile Teşhis

Diş dokusunda oluşan yüzey değişikliklerinin teşhisinde sond ve diş ipi kullanılmaktadır. Ancak sondun çürük teşhisinde kullanılması aőaĐıda sıralanan nedenlerden dolayı günümüzde tercih edilmemektedir;

- Sondun keskin ucu mine yüzeyinde travmatik kusurlar oluşturabilir,
- Karyojenik bakteriler bir diş yüzeyinden diğerine taşınabilir,
- Sondalama yeni başlayan lezyonlarda kavitasyon ve kırılmaya neden olabilir,
- Sondlar, başlangıç lezyonları teşhis edemeyecek kadar düşük hassasiyete sahiptir¹⁶.

Pickard, çürük tespiti için daha güvenilir olduğu için diş ipi kullanılmasını önermektedir¹⁷.

3.1.3 Radyografik Teşhis

Radyografik incelemeler, özellikle klinik olarak tespit edilemeyen çürük lezyonların teşhisinde büyük öneme sahiptir. Düşük çürük popülasyonunda florür kullanımının bir sonucu olarak mine bütünlüğü bozulmaz ve bu durum çürük tespitini zorlaştırır. Son yıllarda, bu tür lezyonların görölme sıklığı dramatik bir şekilde artmıőtır¹⁸. Yapılan araştırmalara göre, bite-wing radyografinin, proksimal çürük tespitinde etkili bir yöntem olduğu kanıtlanmıőtır¹⁹. Avantajlarının yanı sıra, radyografilerin de bazı sınırlamaları vardır. Bu nedenle, radyografik görüntüleme ile birlikte klinik değerlendirmenin kullanılması tavsiye edilir. Radyografinin dezavantajları şu şekilde sıralanabilir;

- Proksimal temasların görüntüde çakıőması
- Angulasyondan dolayı lezyonun olduğundan derin görünebilmesi ve yanlış tanıya yol açabilmesi

- Bukkal ve lingual tüberküllerin süperpozisyonundan dolayı oklüzal lezyonların tespit edilememesi ihtimali
- Radyolüensinin gerçek nedeninin çürük, rezorpsiyon veya aşınmaya bağlı olup olmadığının belirlenememesi
- Bukkal ve lingual yüzeylerin yüzeysel demineralizasyonunun proksimal çürük gibi görünebilmesi
- Aktif ve durmuş çürüklerin radyografilerde ayırt edilememesi
- Radyografilerin, “Mach bandı etkisi” adı verilen bir fenomen nedeniyle yanlış pozitif sonuçlar verebilmesi (bu algısal fenomende, koyu ve açık renkli alanlar arasındaki kontrast artar ve karanlık bir sınır çizgisi oluşmasına neden olur. Bu etki dentin mine birleşiminde radyolüsent alan oluşmasına neden olur),
- Radyografilerin “Servikal burn-out” olarak isimlendirilen başka bir optik fenomen de yanlış pozitif sonuçlar verebilmesidir (bu fenomende ise alveol kemik ile sement-mine birleşimi arasında kama şeklinde bir radyolüsent alan görünür ve bu etki, doku yoğunluğu ve X-ışınlarının servikal bölgeye düşük penetrasyonundan kaynaklanır)^{13,20}.

Dezavantajlarına rağmen radyografiler en sık kullanılan teşhis yöntemi olup, yeni tekniklerin gelişmesiyle birlikte uygulama sırasında karşılaşılan birçok sorun destekleyici metotlarla çözümlenir²¹.

3.2 Güncel Çürük Teşhis Yöntemleri

3.2.1 Çürük Tespit Boyaları

Dentindeki çürüğün tespiti amacıyla kullanılan boyalar, sıklıkla propilen glikol içeren solvent birleşiminden oluşmaktadır.

Fusayama ve ark, yaptıkları çalışmalarda çürük tespit boyası olarak propilen glikol içerisinde çözünmüş %0,5 bazik fuksin kullanmış ve enfekte dentin tabakasını ayırt edebildiğini ifade etmişlerdir^{22,23}. Molekül ağırlığı düşük solventlerin, yüksek molekül ağırlıklı olanlara oranlara, geçirgen yüzeylerde daha derine penetre olduğu öngörülmektedir. Bu etki düşünülerek, polipropilen glikol içerisinde %1 acid red bulunan farklı çürük tespit boyası hazırlanmıştır. Rutin tespit boyalarındaki propilen glikol ile karşılaştırıldığında, bu boyada bulunan yüksek molekül ağırlıklı solventin dentin tübüllerine penetrasyonu azaltılarak, dentinin gerektiğinden fazla uzaklaştırılmasını engellediği savunulmaktadır²⁴.

3.2.2 Dijital Radyografi

Geleneksel radyografi yönteminden farklı olarak banyo solüsyonu gerektirmeyen bu yöntem, anında görüntü oluşturan bir dizi sensör ile bilgisayar destekli görüntüleme sisteminden oluşur²⁵.

Dijital görüntüleme sisteminin geleneksel görüntülemeye göre avantajları şöyle sıralanabilir;

- Kullanılan radyasyon miktarı yaklaşık %60-90 daha düşüktür
- Görüntü reseptörü sıklıkla daha büyüktür
- Görüntü anında oluşur ve elektronik ortamda aktarılabilir
- Parlaklık, büyütme ve kontrast ayarlanabilir
- Banyo solüsyonu gerektirmez, çevreyi korur ve maliyetleri düşürür^{13,17}.

3.2.3 Fiber Optik Transilimünasyon Yöntemi (FOTI- DIFOTI)

Bu yöntemde soğuk ışık kaynağından gelen yüksek yoğunluğa sahip beyaz ışık, dişin bukkal ya da lingual yüzeyine, ince bir fiber optik uç yardımıyla uygulanır²⁶. Sağlam mine, içerdiği yoğun dizilmiş modifiye hidroksiapatit kristallerinden dolayı neredeyse tamamen saydam olarak izlenirken, dentin dokusu ise mineye komşu gri, turuncu ya da kahverengi olarak izlenebilir²⁷. Dişlerin okluzal yüzeyi incelendiğinde, mine ve dentindeki demineralizasyon bölgelerinde ışığın daha çok kırılması nedeniyle oluşan koyu gölgeler erken mine ve dentin lezyonlarının varlığı anlamına gelir. Özellikle ara yüz çürüklerinin teşhisinde başarılı olan bu yöntem, ICDAS skorlama sistemi gibi güncel çürük derecelendirme skalaları ile birlikte kullanılması güvenilir bir yöntem olarak değerlendirilebilir^{28,29}.

Ekonomik ve basit bir sistem olan FOTI, subjektif olması, görüntünün kaydedilememesi, düşük hassasiyet değerleri ve veri çıktısı alınamaması gibi dezavantajlara sahiptir³⁰. İnsan gözü yerine CCD sensörü kullanılarak dijital fiberoptik sistem (DIFOTI) geliştirilmiştir²⁷. Dijital kamera ile görüntülerin bilgisayar ekranına aktarılması ve kaydedilmesi sağlanmıştır. Non-iyonize radyasyon kullanılması, eş zamanlı sonuç elde edilmesi, film gerektirmemesi, lezyonların erken teşhisinde daha yüksek sensitiviteye sahip olması yöntemin avantajları arasında sayılmaktadır³¹.

3.2.4 Lazer floresans yöntemi (DIAGNOdent, DIAGNOdent pen)

Güncel ve non-invaziv çürük tespit yöntemleri arasında en sık başvuru alan yöntem floresans sistemleridir³². Bu sistemin çalışma prensibi, lezyonunun çevre sağlam dokuya kıyasla lazer ışınını farklı oranda absorbe etmesi ve farklı

oranda saçmasıdır. Burada amaçlanan okluzal çürüklerin teşhisi ve objektif olarak ölçülmesidir³³. Klinikte sık kullanılan cihazlardan biri olan DIAGNOdent (KaVo, Bieberach, Almanya) bu prensip ile çalışır. X ışını içermemesi, tespit edilmesi zor olan fissür çürüklerinin erken teşhisine imkan vermesi, non-invaziv olması ve tekrarlanabilirliği, ağrısız teşhis ile hekime güveni arttırması yöntemin avantajlarıdır³⁴. Bununla birlikte, yüksek maliyeti, derin dentin çürüklerinde ayırıcı tanı koyamaması, sekonder çürük tespitinde yetersizliği, restorasyonlu ve restorasyona komşu dişlerde teşhis koyamaması, dental plak ya da diş taşı varlığına oldukça hassas olup mine ya da dentin yapısında değişiklik algılayarak sinyal verebilmesi (yanlış pozitif tespit) dezavantajları arasında yer almaktadır. Bunun yanı sıra, çürük doku haricindeki renk değişikliklerinin de floresans sinyaline neden olması hala çözüm bekleyen başka bir problemdir³⁵.

Belirli dalga boyunda ışık diş yüzeyine uygulandığında, çürük diş dokularının ışığı yansıtma özelliği sağlıklı dokulara nazaran yüksek olur. DIAGNOdent sisteminde fiber demetinden geçen 655 nm dalga boylu kırmızı diod lazer ışını, özel uç yarımı ile dişin okluzaline taşınır. Diş dokularınca absorbe edilen ışın, floresans fotonları şeklinde yansır. Fiberin etrafına saçılan ışığın absorpsiyonu için bir filtre yerleştirilmiştir. Filtreden geçen floresans sinyalleri toplanarak bir fotodiyod tarafından matematiksel olarak ölçülür ve monitöre ulaştırılır. Geri toplanan ışının yoğunluğu lezyonun derinliği ile pozitif korelasyona sahiptir. Sistem, kalibre edilirken sağlıklı mine dokusu dikkate alınmıştır³³. Bu sistemde iki farklı tipte fiber optik uç kullanılır: konik şekilli uç okluzal yüzeyler için kullanılırken düz uç ise düz yüzeylerde kullanılır. Diş yüzeyinin temizliğini gerektiren bu sistem, diş yüzeyindeki renklemeler ve diş taşı sebebiyle hatalı değer oluşmasına neden olabilir. Cihazın dijital ekranında görüntülenen ve çürüğün derinliğiyle doğru orantılı olarak 0 ile 99 arasında değişen sayısal bir değer elde edilmektedir³⁶.

Diagnodent sistemi ile çürük değerlendirme skorları

0-7	Sağlam diş
7,1-14	Minenin yarısına kadar ilerlemiş çürük
14,1-24	Derin mine çürüğü
>24	Dentin çürüğü şeklinde özetlenebilir ³⁷ .

3. 2. 4. Kantitatif Işık Etkili Floresans Yöntemi (QLF)

Lazer Floresans sisteminin, lazer yerine kantitatif ışık kullanılan şeklidir³³. Bu teknik, ışığın dağıtılması, saçılması ilkesi ile mineral kaybı arasında ilişki

kurarak, dişin mineral içeriği değiştikçe dişin otoflüoresansının da değişmesi prensibine dayanmaktadır. Işık, çürük dokularda sağlam diş dokularına göre çok daha hızlı dağılır, lezyondaki ışığın yolunu kısaltır ve bu bölgedeki absorpsiyon ve floresansı azaltır. Bu, lezyona bağlı mineral kaybının değerlendirilmesinde ışığın saçılmasının kullanıldığı anlamına gelir³⁸. QLF yöntemi, plaktaki mikroorganizmalardan gelen kırmızı floresanı ölçmede de kullanılabilir. Kırmızı floresanın değeri ağız hijyeninin değerlendirilmesinde, protezlerdeki plağın değerlendirilmesinde, enfekte dentinin saptanmasında kullanılabilir³⁹. Bu yöntem sadece erken çürüklerin tespiti için değil, aynı zamanda bir lezyonun ilerlemesini ya da remineralizasyon sürecini izlemek için de etkili bir teknik olarak önerilmiştir³⁸.

3.2.5 Elektriksel İletkenlik Ölçüm Yöntemi (ECM)

Bu yöntem, demineralizasyona bağlı diş dokularında meydana gelen elektriksel iletkenlik değişiminin ölçülmesi prensibiyle çalışan diagnostik bir yöntemidir. Sağlıklı diş dokusu yüksek yalıtkan özellik gösterir. Bununla birlikte, dokuda bozulma gözlenirse de demineralizasyon ile birlikte elektriksel iletkenlik özelliği değişir. Teknik, fissürlerdeki bir alanın veya okluzal yüzün tümünün dişin uzun aksına uygun doğrultuda hava ile kurutulmuş direncin ölçülmesi ilkesiyle çalışmaktadır. İletkenlik ölçümleri pit ve fissürlerde bulunan mine çürüklerindeki iletkenlik artışı kullanılarak yapılır⁴⁰. Bu yöntem kullanılarak yapılan araştırmalarda kabul edilebilir sonuçlara ulaşılmıştır. Okluzal yüzeylerde hassasiyetin yüksek olduğu *in vivo* ve *in vitro* çalışmalarla rapor edilmiştir⁴¹.

3.2.6 Alternatif Akım Empedans Spektroskopisi

Alternatif Akım Empedans Spektroskopisi, diş yüzeyine doğrudan düşük voltajda akımın uygulaması ile mineral yoğunluğundaki değişimlerin değerlendirilmesi prensibine dayanmaktadır. Çürüğün erken teşhisine yardımcı olan bu yöntem ICDAS skalasına göre kavite oluşturmamış çürüklerin tespitinde kullanılmaktadır. Bu yöntemde amaç; gözle görülemeyen başlangıç çürük lezyonları ve dentine ilerleyen mineyle maskelenmiş çürük lezyonlarının daha doğru tespit edilmesidir⁴².

Posterior bölgede okluzal yüzeyde bulunan dentin lezyonlarının tespiti amacıyla geliştirilen bu sistem ile ilgili çok az sayıda klinik çalışma mevcuttur. Bunun yanı sıra, proksimal yüzeyler ve kök çürüklerinin teşhisindeki

yetersizlikleri, süt dişlerinde kullanılamaması, sekonder çürüklerinin ayırt edilememesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır⁴³.

3.2.7 Optik Kohorens Tomografi (OCT)

Bu yöntem, 1310 nm boyunda kızılötesi ışık yardımıyla biyolojik dokuların kesitlerini oluşturabilen non-iyonize bir görüntüleme tekniğidir. Literatürde bu sistemle ilgili *in-vitro* çalışmalar mevcut olup görüntülerin derinlikleri genellikle mineyle sınırlıdır. Bununla birlikte polarize OCT'nin (PS-OCT), lezyon derinliği ve demineralizasyon derecesi ile ilişkilendirilebileceği, klinik olarak da çürük lezyonlarında meydana gelen değişikliklerin görüntülenmesinde yararlı olabileceği bildirilmektedir⁴⁴. Kızılötesine benzer ışıkla görüntüleme ile PS-OCT'nin kombinasyonu sonucu çürük lezyonun derinliği belirlenmiş görüntülerin tespit edilebileceği bildirilmiştir. Bu sistem demineralizasyon ve remineralizasyonun görüntülenmesine imkan sağlamaktadır. Bu yöntemin okluzal ve çığneyici yüzeylerde başarılı sonuçlar verdiğini rapor eden araştırmalar mevcuttur^{45,46}.

3.2.8 Ultrasonik Görüntüleme Sistemi (Sonografi-USG)

Ultrason yönteminin temel ilkesi, probe tarafından oluşturulan yüksek frekanslı dalgaların (1-20mhz) biyolojik dokuya ya da test edilecek materyale uygulanması, geriye dönen dalgaların probe tarafından absorpsiyonu, elektriksel impulslara çevrilmesi ve eko olarak tespit edilmesidir. Her dokunun kendine özel bir akustik bariyeri mevcuttur. Bu özelliği nedeniyle her doku farklı bir iç eko seviyesine sahiptir. Böylelikle dokuya ait eko düzeyinde kaydedilen değişiklikler, dokuda patolojik değişimlerin olduğu anlamına gelir. Tarayıcı ya da probe içerisindeki transducer, elektriksel impulsları ultra yüksek frekanslı ses dalgalarına dönüştürerek dokuya iletir. Probe, yansıyan ses dalgalarını elektrik impulslara dönüştürerek işlemde geçirir ve monitöre gönderir. Ultrason, kavitasyon oluşmamış mine çürüklerinin teşhisinde, iki farklı ortamda ses dalgalarının kat etme süresi farklı olduğu için sağlam ve demineralize mine dokularını kolayca ayırt edebilir. Ultrasonik dalgalar diş yüzeyine dik şekilde uygulanırsa diş dokusunda bulunan defekt daha kolay bir şekilde tespit edilebilir^{47,48}. Ultrasonik sistemlerin erken çürük teşhisinde iyi sonuçlar verdiği yapılan araştırmalar ile rapor edilmiştir⁴⁸.

Sonuç

Çürük teşhis metotları, erken dönemde çürüğün tanısını sağlayarak demineralizasyondan kaviteye kadar uzanan safhaların ortadan kaldırılmasını hedefler. Bununla birlikte, bilinen çürük tanı yöntemlerinden hiçbiri tek başına reversible dinamik çürüğün tanısında yeterli değildir. Teknolojide yaşanan gelişmelere paralel olarak, daha uygun teşhis yöntemlerinin geliştirilmesi ile birlikte sert dokulardaki minimal değişikliklerin tespiti sağlanarak, önleyici/durdurucu yaklaşımlar sayesinde diş hekimliği daha konservatif çizgiye yaklaşacaktır.

Kaynaklar

1. Fejerskov O, Kidd EAM, Nyvad B, Baelum V. Defining the disease: an introduction. In: Fejerskov O, Kidd E, eds. *Dental Caries: The Disease and Clinical Management*. (2nd ed.) Oxford: Blackwell Munksgaard; 2008. p. 3-18.
2. Petersen PE, Bourgeois D, Ogawa H, Estupinan-Day S, Ndiaye C. The global burden of oral diseases and risks to oral health. *Bull World Health Organ* 2005;83(9):661-9.
3. Zero, D.T. (1999). Dental Caries Process. *Dental Clinics of North America*, 43 (4), 635-664.
4. Kidd EAM, Smith BGN. *Pickard's Manual of Operative Dentistry*. (6th Ed), Oxford University Press, Oxford, 1990.
5. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 5th edition. St. Louis: Mosby; 2006. p. 77-107.
6. Robinson C, Shore RC, Brookes SJ, Strafford S, Wood SR, Kirkham J. The chemistry of enamel caries. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000;11(4):481-95.
7. Deery C, Toumba KJ. Diagnosis and prevention of dental caries. In: Welbury R, Duggal MS, Hosey MT, eds. *Paediatric Dentistry*. (3rd ed.) Oxford: Oxford Univ Press; 2005. p. 122.
8. Pitts NB. Are we ready to move from operative or non-operative/preventive treatment of dental caries in clinical practice? *Caries Res*. 2004; 38(3): 294-304.
9. Fejerskov O, Nyvad B, Kidd EAM. Pathology of dental caries. In: Fejerskov O, Kidd E, eds. *Dental Caries: The Disease and Clinical Management*. (2nd ed.) Oxford: Blackwell Munksgaard; 2008. p.19-48.

10. Kidd EA, Banerjee A, Ferrier S, Longbottom C, Nugent Z. Relationships between a clinical-visual scoring system and two histological techniques: a laboratory study on occlusal and approximal carious lesions. *Caries Res.* 2003; 37(2): 125-9.
11. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Karyoloji: Lezyon, etyoloji, önleme ve kontrol (Cariology: The lesion, etiology, prevention and control). In: S. Gürkan and F. Yalcin Cakir. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Ankara: Güneş tıp kitabevleri; 2010. p. 67- 134.
12. Zandona AF, Zero DT. Diagnostic tools for early caries detection. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 1675-84.
13. Garg A, Biswas G, Saha S. Recent Advancements in Diagnosis of Dental Caries, *Lambert Academic Publishing*, 2014.
14. Ismail AI, Sohn W, Tellez M, Amaya A, Sen A, Hasson H, et al. The International Caries Detection and Assessment System (ICDAS): an integrated system for measuring dental caries. *Community Dent Oral Epidemiol* 2007; 35: 170-18.
15. Jablonski-Momeni A, Stachniss V, Ricketts DN, HeinzlGutenbrunner M, Pieper K. Reproducibility and accuracy of the ICDAS-II for detection of occlusal caries in vitro. *Caries Res* 2008; 42: 79-87.
16. Nickerson A, Orton G. Enhancing Caries detection. *J Practical Hygiene* 1997; 21-6.
17. Tandon S. *Textbook of Pedodontics*. (2nd Ed.) Hyderabad: Paras Publication; 2009.
18. Sawle RF, Andlaw RJ 'Has occlusal caries become more difficult to diagnose? A study comparing clinically undetected lesions in molar teeth of 14-16 year old children in 1974 and 1982. *Br Dent J* 1988; 164: 209-11.
19. Bloemendal E, de Vet HCW, Bouter LM. The value of bitewing radiographs in epidemiological caries research : a systematic review of the literature. *J Dent* 2004; 32: 255-64.
20. Hietela-Lenkkeri AM, Tolvanen M, Alanen P, Pienihakkinen K. The additional information of bitewing radiographs in the detection of established or severe dentinal decay in 14 year olds: A cross sectional study in low caries population. *Scientific World Journal* 2014.
21. Sikiri VK. *Textbook of operative dentistry* (2nd ed), Delhi CBS Publishers and Distributors Pvt. Ltd. 2010.

22. Fusayama T, Terachima S. Differentiation of two layers of carious dentin by staining. *J Dent Res* 1972;51(3):866.
23. Fusayama T, Yamada T, Inokoshi S. 'The use of a caries detector dye during cavity preparation'. *Br Dent J* 1993;175(9):312-3.
24. Hosoya Y, Taguchi T, Tay FR. Evaluation of a new caries detecting dye for primary and permanent carious dentin. *J Dent* 2007;35(2): 137-43.
25. Barbat J. (2001). Digital radiography. *Aust Endod J*, 27 (2), 62-65.
26. Mialhe FL, Pereira AC, Meneghim Mde C, Ambrosano GM, Pardi V. The relative diagnostic yields of clinical, FOTI and radiographic examinations for the detection of approximal caries in youngsters. *Indian J Dent Res* 2009;20(2):136-40.
27. Gomez J. Detection and diagnosis of the early caries lesion. *BMC Oral Health* 2015;15 Suppl 1:S3.
28. Strassler HE, Sensi LG. Technology-enhanced caries detection and diagnosis. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29(8):464-5, 8, 70 passim.
29. Pitts N. "ICDAS"--an international system for caries detection and assessment being developed to facilitate caries epidemiology, research and appropriate clinical management. *Community Dent Health* 2004;21(3): 193-8.
30. Vaarkamp J, ten Bosch JJ, Verdonschot EH. Light propagation through teeth containing simulated caries lesions. *Phys Med Biol* 1995;40(8):1375-87.
31. Schneiderman A, Elbaum M, Shultz T, Keem S, Greenebaum M, Driller J. Assessment of dental caries with Digital Imaging Fiber-Optic Transillumination (DIFOTI): in vitro study. *Caries Res* 1997;31(2):103-10.
32. Jablonski-Momeni A, Heinzl-Gutenbrunner M, Klein SM. In vivo performance of the VistaProof fluorescence-based camera for detection of occlusal lesions. *Clin Oral Investig* 2014; 18(7):1757-62.
33. Korkut B, Tağtekin DA, Yanıkoğlu F. Early Diagnosis of Dental Caries and New Diagnostic Methods: QLF, Diagnodent, Electrical Conductance and Ultrasonic System. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2011; 32(1): 55-67.
34. Lussi A, Hibst R, Paulus R. DIAGNOdent: an optical method for caries detection. *J Dent Res* 2004; 83(C): 80-3.
35. Shi XQ, Welander U, Angmar-Mansson B. Occlusal caries detection with KaVo DIAGNOdent and radiography: an in vitro comparison. *Caries Res* 2000; 34(2): 151-8.

36. Lussi A, Hack A, Hug I, Heckenberg H, Megert B, Stich H. Detection of approximal caries with a new laser fluorescence device. *Caries Res* 2006; 40(2): 97-103.
37. Lussi A, Hellwig E. Performance of a new laser fluorescence device for detection of occlusal caries in vitro. *J Dent*. 2006; 34(7): 467-71.
38. Stookey GK. Optical Methods – Quantitative Light Fluorescence, *J Dent Res* 2004; 83: 84- 8.
39. Karlsson L. Caries Detection Methods Based on Changes in Optical Properties between Healthy and Carious Tissue. *Int J Dent* 2010; 20: 1-9.
40. Ricketts DN, Kidd EA, Liepeins PJ, Wilson RF. Histological validation of electrical resistance measurements in the diagnosis of occlusal caries. *Caries Res* 1996; 30(2): 148-55.
41. Ashley PF, Blinkhorn AS, Davies RM. Occlusal caries diagnosis: An in-vitro histological validation of the electronic caries monitor (EC CM) and other methods. *J Dent* 1998; 26(2): 83 8.
42. Huysmans MC, Longbottom C, Pitts NB, Los P, Bruce PG. Impedance spectroscopy of teeth with and without approximal caries lesions: An in vitro study. *J Dent Res* 1996; 75(11): 1871-8.
43. Akgül S. Başlangıç Okluzal Çürük Lezyonlarında Farklı Teşhis Yöntemlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi: *Gazi Üniversitesi* 2015.
44. Jones RS, Darling CL, Featherstone JD, Fried D. Imaging artificial caries on the occlusal surfaces with polarization-sensitive optical coherence tomography. *Caries Res* 2006;40(2): 81 9.
45. Cara AC, Zezell DM, Ana PA, Maldonado EP, Freitas AZ. Evaluation of two quantitative analysis methods of optical coherence tomography for detection of enamel demineralization and comparison with microhardness. *Lasers Surg Med* 2014;46(9):666-71.
46. Fried D, Xie J, Shafi S, Featherstone JD, Breunig TM, Le C. Imaging caries lesions and lesion progression with polarization sensitive optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2002;7(4):618-27.
47. Ng SY, Ferguson MWJ, Payne PA, Slater P.: Ultrasonic studies of unblemished and artificially demineralized enamel in extracted human teeth, A new method for detecting early caries. *J Dent*,16:201-9, 1988.
48. Çalışkan Yanıkoğlu F, Ozturk F, Hayran O, Analoui M, Stookey GK.:Detection of natural white spot lesions by an ultrasonic system. *Caries Res*, 34:225-32, 2000.

BÖLÜM 12

TIBBİ HATA (MALPRAKTİS) VE KOMPLİKASYON İLİŞKİSİ

The Relationship of Medical Error (Malpractice) and Complication

Şeyhmus Bakır

*(Dr. Öğr. Üyesi), Dicle Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, seyhmusbakir@gmail.com
ORCID:0000-0003-2048-3065*

1. Giriş

Insan hayatında telafisi olmayan sonuçlara sebebiyet vermesi bakımından, sağlık hizmetlerinde hataya yer yoktur. Bununla birlikte, sağlık uygulamaları sırasında hastaya zarar verebilecek bazı olumsuz durumlarla karşılaşabilmektedir. “Tıbbi hata (malpraktis)” ve “komplikasyon” eşdeğer kavramlar gibi görünseler de aslında farklı anlam taşımaktadır (1).

Latince “male” ve “praksis” sözcüklerinden türetilmiş olan tıbbi malpraktis; bilgisizlik, deneyimsizlik, tedbirsizlik, dikkatsizlik, beceriksizlik veya ihmal gibi nedenlerle hatalı/kusurlu uygulanan tedaviler ve bunun sonucunda hastaya verilen zararlar manasındadır. Malpraktis olgusu aynı zamanda; tıbbi hata sonucunda sağlık çalışanlarının karşılaşacakları cezai/hukuki sorumluluk ve tazminat yükümlülüğünü de ifade etmektedir (1). Bu durumda, bir yanda zarar verilen hasta, diğer yanda kasıtlı olmasa bile zarar veren ve gerek maddi gerekse de manevi bedel ödeyebilecek hekimin varlığı söz konusudur (2).

Tıbbi hatalar genel itibariyle; hastaya ulaşmayanlar, ulaştığı halde zarar vermeyenler ve zarar verenler şeklinde sınıflandırılmaktadır (3). Tıbbi uygulamalar sonrasında hasta iyileşebileceği gibi, durumunun stabil kalması veya kötüleşmesi de mümkündür. Tedavi sürecinde yapılacak hatalar, hastalığın

seyrinin normalin dışına çıkmasına ve iyileşme süresinin uzamasına neden olabilmektedir (4).

Çoğunlukla hekimlerin ihmali veya yetersizliği sebebiyle gerçekleşen tıbbi hatalar, özellikle hastaların sağlığını ve güvenliğini riske sokmaktadır (5). Hataların birçoğu yanlış teşhis ve tedavi yaklaşımı, araç gereçlerin yanlış kullanılması, dikkat ve özen eksikliği ya da bilgi ve teknik donanım yetersizliği sonucunda meydana gelmektedir. Tıbbi hataları; tanı, tedavi, profilaktik (koruyucu) tedavi ve diğer hatalar olmak üzere dört bölüme ayırarak incelemek mümkündür (6). (Tablo 1).

Tablo 1: Tıbbi Hataların Sınıflandırılması

TIBBİ HATALARIN SINIFLANDIRILMASI	
<p>Tanı Hataları</p> <ul style="list-style-type: none"> - Yanlış tanı - Testlerde başarısızlık - Güncel olmayan test ve tedaviler - Test sonuçlarına uygun davranmama 	<p>Tedavi Hataları</p> <ul style="list-style-type: none"> - Test uygulama sürecindeki hatalar - Tedavi uygulama sürecindeki hatalar - İlaç kullanım dozundaki hatalar <ul style="list-style-type: none"> - Tedavide gecikme - Uygun olmayan tedavi
<p>Profilaktik Hatalar</p> <ul style="list-style-type: none"> - Profilaktik tedaviyi yerine getirememek - Takip ve izleme tedavisinde başarısızlık 	<p>Diğer Hatalar</p> <ul style="list-style-type: none"> - İletişim hataları - Ekipman hataları - Diğer sistem hataları

Personel sayısının azlığına rağmen hasta ve nöbet sayısının fazlalığı (7) çalışma süresinin uzunluğuna bağlı yorgunluk, stres ve endişe (8), görev ve yetkilerin dağılımında yaşanan sıkıntılar, eğitim ve motivasyon eksikliği (9), yetersiz iletişim, mesleki deneyimsizlik ve tedbirsizlikler tıbbi hataların ortaya çıkmasında rol oynayan diğer önemli faktörlerdir (10).

Hasta hakları, insan haklarının sağlık hizmetlerine uyarlanmış şeklidir. Hasta Hakları Yönetmeliğine göre; hastalar ekonomik durumlarından bağımsız şekilde modern tıp bilgi ve teknolojisinin gereğine uygun teşhis, tedavi ve bakım yapılmasını isteme ve bunlardan yararlanma hakkına sahipken, hekimlerin etik ilkelere ve mevzuat hükümlerine aykırı ya da aldatıcı teşhis ve tedavi yapma yetkisi yoktur. Hastaların hekimlerden beklentileri; saygı görmek, doğru bilgilendirilmek, en iyi hizmeti alabilmek, temel gereksinim ve beklentilerinin karşılanması, girişimsel işlemler için onayının alınması, tedavi süresince

mahremiyetinin ve bakımının sağlanması, en önemlisi de hastalığına doğru teşhis koyulmasıdır (11).

Ancak, hekimin teşhis koyarken yüzde yüz isabetli olması gibi bir yükümlülüğü mevcut değildir. Hekimin teşhis aşamasında hata yapmaması için; hastanın Őikayetlerini çok iyi dinlemesi, ayrıntılı anamnez (hastalık öyküsü) alması, n muayeneyi yaptıktan sonra uygun tetkikler istemesi ve uzmanlık alanına girmeyen hususlarda konunun uzmanlarından yardım alması (konsültasyon istemesi) gerekir. Bununla birlikte, amaca hizmet etmeyen aşırı ve gereksiz tetkiklerin istenmesi, hastaya zarar vereceği gibi zaman ve para israfına da yol açacaktır (12).

Tanı hataları genellikle; yanlış test ve tekniklerin uygulanması veya doğru testlerin yanlış yorumlanmasına bağlı olarak ortaya çıkmaktadır. Eldeki imkanlar lsnde üzerine düŐen görevleri yapmayan, bakım standartlarına uymayan, gerekli dikkat ve özeni göstermeyen, ihmal nedeniyle hastalığın teşhisinde eksik kalan veya olmayan bir hastalığa varmıŐ gibi tanı koyan hekimler doğacak zararlardan sorumludur. Bu zararların sebep olan kişi tarafından karşılanması, hukuk devleti olmanın bir gereğidir (6).

Yanlış tanı konulması, hatalı tedaviyle sonuçlanmaktadır. Tedavi hataları ise; tıbbi müdahalenin gerektirdiği bir uygulamanın yapılmaması, yanlış, yetersiz veya geç yapılması, aşırı riskli yöntemlerin kullanılması ya da tedavi sonrası doğru kararların verilmemesi Şeklinde karşımıza çıkmaktadır. Hekimin ameliyat sonrası gerekli kontrolleri yapmayarak hasta vücudunda yabancı madde unutması da tedavi esnasında gelişen başka bir tıbbi hatadır (13).

Hastaya yapılacak müdahalenin tıbben kabul görmüŐ ve güncel olması gerekir. Doğru tedavi uygulamanın yanı sıra, hastanın özelliklerini de göz önünde bulundurarak en düşük riske sahip, en az acıya neden olan, en uygun ve güvenilir yöntemin seçilmesi oldukça önemlidir. Riskin göze alınabilmesi için, uygulamanın faydasının zararından belirgin oranda daha fazla olması gerekir (6).

Profilaktik hatalar; hastalığın kendisi veya tedavi sürecinin takibinde meydana gelen eksikliklerle meydana gelmektedir. Diğer hatalar ise genellikle; ekipman, sistem ve iletişim kaynaklıdır (14). Bu hatalardan bazıları; evrakların karıŐtırılması, yanlış yere müdahale, hatalı ilaç kullanımı veya dozunun yanlış düzenlenmesi, enfeksiyon kurallarına dikkat edilmemesi, gerekli bakım ve kontrollerin yapılmaması, komplikasyonlara zamanında müdahale edilmemesi ve tedavi sonrası hastanın yeterince bilgilendirilmemesidir (15).

Tıbbi hataları önlemek amacıyla alınması gereken tedbirlerin başında; konuyla ilgili eğitim programlarına ağırlık verilmesi, hasta güvenliği kültürünün, klinik uygulama/karar verme rehberlerinin oluşturulması ve hata bildirim sistemlerinin kurgulanması gelmektedir (14). Bununla birlikte tıbbi hatanın ciddiyeti, sorumluluğu, neyin bildirileceği ve bildirimini sağlayacağı fayda konusundaki belirsizlikler hatalı uygulamaların bildirimini zorlaştıran faktörlerdir (6).

Sözlük anlamı karmaşa olan komplikasyon kavramının hukuki zemindeki manası izin verilen risktir. Günümüzün hukuk anlayışında, sağlık çalışanlarının görevlerini izin verilen risk kapsamında yerine getirdikleri görüşü hakimdir. Komplikasyon oluşumu, sağlık personelinin hatasına veya ihmeline bağlı değildir. Bu nedenle, izin verilen risk çerçevesinde oluşabilecek zararlardan hekimler sorumlu tutulamamaktadır (4).

Komplikasyon tabiri tıp literatüründe; her türlü tedbire ve standarda uyumlu müdahaleye rağmen, herhangi bir kusur olmadan teşhis veya tedavi sonrasında ortaya çıkan meydana gelmesi kaçınılmaz durum veya gelişmeler şeklinde tanımlanmaktadır. Sağlık çalışanı, öngörülemeyen bir sonuçtan değil, ancak kendi hatasından sorumlu tutulabilmelidir (16). Türk Ceza Kanununda, hekimin tıbbi müdahaleden sorumlu tutulabilmesi için kusurlu olması şartı aranmaktadır. Bu durumda, komplikasyon hekime mal edilemez ve dolayısıyla yasal bir sorumluluktan söz edilemez (17).

Her tıbbi müdahalenin bir komplikasyon oluşturma riski mevcuttur. Ancak, hekimlerin olası komplikasyonlara karşı tedbirli olma, zararları önleme ve yeterli özeni gösterme mecburiyeti ve sorumluluğu vardır. Komplikasyon ihtimaline karşı hasta gerekli ve yeterli biçimde bilgilendirilmiş mi?, yeterli hazırlık yapılmış mı?, zamanında fark edilmiş mi?, zararlarını yok etmek için müdahale edilmiş mi? sorularından birine bile olumsuz cevap alınıyorsa hekimin komplikasyondan sorumlu tutulması söz konusudur (12).

Komplikasyonun zamanında fark edilememesi, yeterli önlem alınmaması veya iyi yönetilememesi tıbbi hataya dönüşmesine yol açabilmektedir. Bununla birlikte, hekim tarafından komplikasyon olduğu kabul edilen bir sonucun, hasta ve yakınlarınca malpraktis olarak algılanması da söz konusu olabilir. Tanı ve tedavi sürecinde oluşan tıbbi hataların tamamı hastaya zarar verici türden değildir. Sözgelimi, aşırı dozda ilaç verilmesine bağlı bir hata, hastaya zarar vermeyebilmektedir. Oysa bunun aksine malpraktis durumunda, öngörülebileceği ve engellenebileceği halde gereken yapılmadığı için hasta

mutlak surette zarar görmektedir (18). Ameliyat sonrası enfeksiyon oluşması bir komplikasyon iken, profilaktik antibiyotik gerektiği halde verilmemiş olması özen eksikliğine bağlı bir malpraktistir (6). Kısacası, her malpraktis bir tıbbi hata iken, her tıbbi hata malpraktis değildir (19).

Ülkemizde, dava aşamasındaki bir olayın malpraktis mi, komplikasyon mu olduğunun belirlenmesi konusunda asıl sorumluluk; Adli Tıp, Yüksek Sağlık Şurası, Üniversite Hastaneleri veya Tabip Odaları gibi resmi kurumlarda görevli bilirkişilere düşmektedir. Bu kişiler, konuyla ilgisi olanların ifadesi, sağlık kuruluşunun tıbbi kayıtları, hasta film ve laboratuvar incelemeleri veya otopsi bulgularını inceleyerek karar vermekte ve düzenledikleri bilimsel raporlarla hakimlere yardımcı olmaktadır (15). Yargılama aşamasında hakimin kararını etkileyecek en önemli etken bu bilimsel raporlardır. Bununla birlikte, hakimin vereceği karar sadece bilirkişi raporunun içeriğiyle sınırlı değildir. Yasal incelemeye konu edilen vakalarda, hekimin tıp biliminin kuralları çerçevesinde yükümlülüklerini yerine getirip getirmediği bizzat değerlendirilerek karar verilmektedir (6).

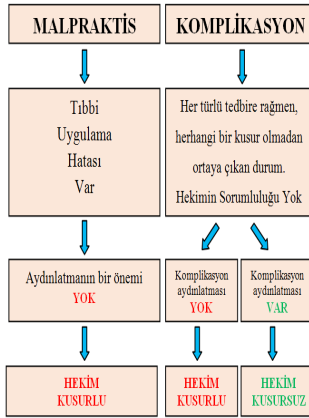
Tıbbi bir müdahaleyle gerçekleşen zararın tıbbi hata veya komplikasyon olup olmadığına karar verilirken, aşağıdaki esasları dikkate alarak hareket etmek gerekir (12).

1. Oluşan zararın öngörülebilir olmaması halinde doğan sonuç komplikasyon olarak nitelendirilir ve hekimin yasal sorumluluğu olmadığı değerlendirilir.
2. Zararın öngörülebildiği, fakat tıbbi imkansızlık sebebiyle önlenemediği sonuçlar komplikasyon kabul edilir ve hekime sorumluluk doğurmaz.
3. Zararın öngörülmesinin yanı sıra hekim tarafından hayati öneme sahip birtakım nedenlerle göze alınarak yapılan tıbbi müdahalelerde ortaya çıkan sonuçlar, izin verilen risk kapsamındadır. Zarar/fayda dengesinin gözetildiği bu durumlarda; müdahale edilmemesinin doğuracağı zarar oluşacak zarardan daha büyük ise, hastanın öngörülen olumsuz netice ve yan etkiler açısından aydınlatılmış onamla önceden bilgilendirilmesi ve yazılı rızasının alınmasının ardından tıbbi müdahale yapılabilir.
4. Hekimin tıbbi müdahale sırasında birtakım zararların oluşabileceğini önceden öngörmesi, fakat olumsuzluğun giderilmesi veya büyümesini önlemek adına gerekli ve yeterli önlemi almış olduğu durumda meydana gelen sonuçlar, komplikasyon olarak kabul görmektedir.

5. Oluşacak zararın öngörülmesine rağmen, gerekli ve yeterli önlemin alınmadığı durumda komplikasyon yerine bir tıbbi hatadan ve dolayısıyla hukuki/cezai sorumluluktan söz edilebilir.

Yukarıdaki ilk 4 maddede oluşan zarar komplikasyon olarak adlandırılmakta, açılacak ceza davası genellikle hekimin beraati ve tazminat talebinin reddedilmesiyle sonuçlanmaktadır. 5. maddede oluşan zarar ise tıbbi hata olarak kabul edilmekte, hekimin hukuki/cezai sorumluluğu ve tazminat yükümlülüğü gündeme gelmektedir (Tablo 2).

Tablo 2: Malpraktis ve Komplikasyonda Hekimin Sorumluluğu



Yargıya intikal eden dosyaların büyük bölümü komplikasyon olarak değerlendirildiği halde, aydınlatılmış onam formuyla hastanın rızasının alınmamış olması hukuki zeminde hekimin aleyhine bir durum olarak değerlendirilmektedir (12). Yapılacak müdahalenin riski mevcutsa, aydınlatılmış onam formları kullanılarak olası komplikasyonların hastaya anlayabileceği bir dille önceden detaylı olarak açıklandığının ve yazılı rızasının alındığının kanıtlanabilir olması gerekir (20, 11). Hastanın aydınlatılmış onamla rızasının alınmasının ardından, ortaya çıkan zararlardan hekimin sorumlu tutulması hakkaniyetle bağdaşmaz (6).

Son yıllarda artış gösteren tıbbi hatalara bağlı hukuksal prosedürler, özellikle hekimlerin performansını olumsuz etkilediği gibi savunma psikolojisiyle defansif tıp uygulamalarına da neden olmaktadır (21). Malpraktis suçlamasından korunmak ve itibarlarını kaybetmek istemeyen hekimler dava edilme endişesiyle hastanın yararına olmayan ilave işlemlere başvurabilmektedir (22, 23). Bununla birlikte bazı hekimler, sorumluluğu üzerlerinden atmak

için yüksek komplikasyon riski taşıyan vakalara müdahaleden kaçınarak (24) hastaları reddetmekte veya başka bir uzman doktora sevk etmektedir (22, 25). Burada esas amaç, yasal süreçlerden uzak kalma isteğidir. Defansif tıp uygulanma seviyesi, malpraktis risk oranıyla alakalıdır. Defansif tıp uygulayan hekimlerin büyük çoğunluğu ise, bunu risk almak istemediklerinden yapmaktadır (26).

Ülkemizde sağlık sektörünün içinde bulunduğu şartlar göz önüne alındığında, sağlık çalışanlarının özellikle yoğun iş yükü veya ekonomik kaygılarla başvurdukları defansif tıp uygulamaları, komplikasyon oluşma riskini artırmaktadır (27). İntörn ve asistan hekimler, tıbbi müdahale esnasında tek başlarına hareket etme hakkına ve özgürlüğüne sahip değildirler. Uzman bir hekimin gözetiminde, onun talimatlarına uygun davranmaları gerekir. Direktiflere uymadıkları taktirde, hukuki/cezai ve tazminat sorumlulukları gündeme gelmektedir (16). Ancak, sağlık çalışanlarının büyük bir bölümünün mesleklerinin gerektirdiği yetki ve sorumluluklarla ilgili yasa ve yönetmelikleri bilmediği görülmektedir (28).

Tıbbi hatalar, kasten (haksız fiil) veya taksirle (ihmal) gerçekleşebileceği gibi defansif tıp uygulamaları sonucunda da ortaya çıkabilmektedir (12). Kasıt durumunda, aykırı davranış sonucunun önceden bilinmesi ve isteyerek hareket edilmesi söz konusudur. Kasıtlı gerçekleşen eylemin sonucunda, hekimin hukuki ve cezai sorumluluğunun yanı sıra tazminat yükümlülüğü de meydana gelmektedir. Kasıtlı bir davranışla hastaya zarar verilmesi kasten yaralama suçuyla, ölümlü sonuçlanması ise kasten öldürmeyle yargılanmaktadır. Netice öngörüldüğü halde böyle bir sonuç arzu edilmese bile, ne olursa olsun yaklaşımları olası kasıt içerisinde değerlendirilmektedir. Tıbbi hatanın ihmal veya özen eksikliğiyle meydana gelmesi durumunda (taksirli suçlarda) ceza, kusurun derecesine göre 1/8 oranında indirilebilmektedir. Hekimin sonucu öngördüğü halde gerçekleşmeyeceği ümidiyle hasta haklarını ihlal hareketine devam etmesi durumunda (bilinçli taksir), cezanın 1/3 veya 1/2 oranında artırılması söz konusu olabilmektedir (16).

Yapılan araştırmalarda, en çok Şikayet edilen sağlık çalışanlarının hekimler olduğu bilgisine ulaşılmıştır (29). Gerçekte, her türlü girişimsel tedavi prosedürü beraberinde belli bir risk taşıdığından oluşabilecek her türlü zararda yalnızca hekimleri mesul görmek yanlış bir tutumdur. Doktorların da sahip oldukları imkan ve kaabiliyetleri de göz önünde bulundurmak gerekir. Sağlık çalışanına bağlı olmayan tıbbi hataların genelinde, bir organizasyon bozukluğu ya da donanım eksikliği göze çarpmaktadır. Bununla birlikte, defansif nedenle yapılan

uygulamaların bir çoğu tedavi işlemlerinin gecikmesine ve sağlık maliyetlerinin artmasına yol açtığı için hekimlerin hastalar tarafından dava konusu edildiklerine sıklıkla şahit olunmaktadır (30).

Günümüzde hızlı bir artış sergileyen malpraktis davaları sağlık çalışanlarının duyduğu mesleki kaygıları artırmıştır. Açılan davalar doktorların aleyhine sonuçlanmasa bile, toplum içerisinde itibarlarının zedelenmesine neden olmaktadır (31). Malpraktis suçlamasına maruz kalan hekimlerde genellikle, suçluluk veya öfke duygusu hakim olmaktadır (32). Tıbbi uygulama hataları için yaptırılan mesleki zorunlu mali sorumluluk sigortalarının primleri, uzmanlık alanı riskine göre belirlenmiştir. Ancak sorumluluk sigortasının yaptırılması da, defansif tıp uygulamalarının gerçekleştirilmesine engel olamamaktadır (33).

Defansif tıp ve tıbbi uygulama hatalarının tamamen ortadan kaldırılması mümkün değil ise de, alınacak bazı tedbirlerle daha düşük seviyelere indirilmesi sağlanabilir. Hataların oluşmadan önlenmesine yönelik çalışmalar yaparak, sağlık sektöründe mezuniyet öncesi ve sonrasında verilen eğitimi ve çalışma koşullarını iyileştirerek, hekimler üzerindeki iş yükünü ve toplumsal baskıyı azaltarak, etik duyarlılığa sahip bilgi ve beceri seviyesi yüksek hekimler yetiştirerek, ister tıbbi hata ister komplikasyon sonucu oluşsun hasta zararlarını karşılayan ve hata bildiriminde bulunan hekimleri bu konudaki çekincelerden ve yüksek tazminat bedeli ödeme stresinden kurtaran yasal düzenlemeler yaparak bu konuda mesafe alınabilir.

Kaynakça

1. Çolak A. Malpractice in Neurosurgery. Türk Nöroşirürji Derg 2002; 12: 94-8.
2. Yılmaz K, Polat O, Kocamaz B. The legal analysis of defensive medicine acts. Türkiye Adalet Akademisi Derg 2014; 5(16): 19-51.
3. Habraken MK, Schaaf TV, Jonge JD, Rutte C. Defining near misses: towards a sharpened definition based on empirical data about error handling processes. Soc Sci Med 2010; 70(9): 1301-8.
4. Çetin G. Tıbbi Malpraktis. İÜ Cerrahpaşa Tıp Fak Sürekli Tıp Eğitimi Etkinlikleri 2006; 48: 31-42.
5. Grober ED, Bohnen JMA. Defining Medical Error. Can J Surg 2005; 48(1): 39-44.
6. Özer Ö, Taştan K, Set T, Çayır Y, Şener MT. Tıbbi hatalı uygulamalar [Malpractise]. Dicle Medical Journal 2015; 42 (3): 394-7.

7. Canatan H, Erdoğan A, Yılmaz S. Hastanelerde yapılan tıbbi hataların türleri ve nedenleri üzerine bir araştırma: İstanbul ilinde özel bir hastane ile ilgili anket çalışması ve konuya ilişkin çözüm önerileri. Sağlık Akademisyenleri Derg 2015; 2(2): 82-9.
8. Flotta D, Rizza P, Bianco A, Pileggi C, Pavia M. Patient safety and medical errors: knowledge, attitudes and behavior among Italian hospital physicians. International Journal For Quality In Health Care 2012; 24(3): 258-65.
9. Top M, Gider Ö, Taş Y, Çimen S. Hekimlerin tıbbi hatalara neden olan faktörlere ilişkin değerlendirmeleri: Kocaeli ilinden bir alan çalışması. Hacettepe Sağlık İdaresi Derg 2008; 11(2): 161-200.
10. Kahriman İ, Öztürk H. Evaluating Medical Errors Made by Nurses During Their Diagnosis, Treatment and Care Practices. J Clin Nurs 2016; 25(19-20): 2884-94.
11. Bakir EP, Bakir S, Unal S, Sonkaya E. Are healthcare professionals sufficiently aware of dental ethics? Fields research in southeast Turkey. Biotechnology & Biotechnological Equipment 2021; 35(1): 325-33.
12. Mevlüt Caymaz M, Demir A. Sağlık personelinin tıbbi uygulama hatalarından doğan cezai sorumluluğu. J of Econ and Soc Res 2014; 1(1): 9-24.
13. Karaoğlu N. Aile hekimlerine tıbbi hatalı uygulamalar hakkında bazı ipuçları. Türk Aile Hek Der 2010; 14: 91-5.
14. Gündoğmuş NÜ. Tıbbi malpraktis iddialarında hekim tutumu. Türkiye Klin Cerr Tıp Bil Derg 2006; 2: 34-8.
15. Polat O, Pakiő I. Tıbbi uygulama hatalarında hekim sorumluluğu. Acıbadem Üni Sağlık Bilimleri Derg 2011; 2(3): 119-25.
16. Gökcan HT. Tıbbi müdahaleden doğan hukuki ve cezai sorumluluk. Seçkin Yayıncılık 2014; Ankara 2. Baskı.
17. Kuzgun Ü. Complication or Malpractice? TOTBİD Derg 2019; 18: 98-101.
18. Özer Ö, Taştan K, Set T, Çayır Y, Şener M. Tıbbi hatalı uygulamalar. Dicle Tıp Derg 2015; 42(3): 394-7.
19. Karataş M, Yakıncı C. Tıbbi hata nedenleri ve çözüm yolları. İnönü Üni Tıp Fak Derg 2010; 17(3): 233-6.
20. Kim YK. Malpractice and complications. J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg. 2017;43(1): 1-2.
21. Catino M. Why do doctors practice defensive medicine? The side-effects of medical litigation. Safety Sci Mon, 2011; 15(4): 1-12.

22. Montanera D. The importance of negative defensive medicine in the effects of malpractice reform. *Eur J Health Econ* 2016; 17(3): 355-69.
23. Sulmasy LS, Weinberger SE. Better care is the best defense: high-value clinical practice vs defensive medicine. *Cleve Clin J Med* 2014; 81(8): 464-7.
24. Antoci A, Maccioni AF, Russu P. The Ecology of defensive medicine and malpractice litigation. *PloS One*, 2016; 11(3): 1-15.
25. Catino M. Blame culture and defensive medicine. *Cognition Technology and Work* 2009; 11(4): 245-53.
26. Reisch LM, et al. Medical malpractice concerns and defensive medicine: a nationwide survey of breast pathologists. *Am J Clin Pathol* 2015; 144(6): 916-22.
27. Healey BJ, Kopen D, Smith J. Physicians, defensive medicine and ethics. *Academy of Health Care Management Journal* 2011; 7(1): 59-78.
28. Kuğuoğlu S, Çövener Ç, Tanır MT, Aktaş E. İlaç uygulamalarında hemşirenin mesleki ve yasal sorumluluğu. *Maltepe Üni Hemşirelik Bilim ve Sanatı Derg* 2009; 2(2): 86-93.
29. Yavuz İ, Çamsarı UM, Arısoy Y. The impact of healthcare reform program on post-graduate-training preferences in Turkey. *Türkiye Klinikleri J Med Sci* 2017; 37(2): 53-60.
30. Schwartz SK. Defensive medicine versus value-based care. *Med Econ* 2016; 93(6): 17-8, 20-2.
31. Keren-Paz T. Liability regimes, reputation loss, and defensive medicine. *Medical Law Review* 2010; 18(3): 363-88.
32. Cunningham W, Wilson H. Complaints, shame and defensive medicine. *BMJ Qual Saf* 2011; 20(5): 449-52.
33. Koç S. Forensic medicine related physician liability and malpractice. *Toraks Bulletin of Thoracic Surgery* 2014; 5(1): 14-22.

BÖLÜM 13

ENDODONTİK VE PERİODONTAL TEDAVİDE BİTKİSEL ÜRÜNLERİN KULLANIMI

Ahmet Mert Nalbantoğlu¹ & Deniz Yanık²

*¹(Dr. Öğr. Üyesi), Antalya Bilim Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi, Periodontoloji Anabilim Dalı, mert.nalbantoglu@
antalya.edu.tr; ORCID: 0000-0002-0505-867X*

*²(Dr. Öğr. Üyesi), Antalya Bilim Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, deniz.yanik@antalya.edu.tr;
ORCID: 0000-0001-5676-0293*

1. Giriş

İnsanlarda görülen hastalıkların tedavisinde, çeşitli kısımları ve ikinci ürün olarak elde edilen etken maddeleri kullanılan bitkilere “tıbbi bitki” denir. Tıbbi bitkiler doğal olarak yetişen bitkilerin toplanmasıyla ya da kültür ortamında yetiştirilmesiyle elde edilirler. Hastalıkların tedavisindeki çözümsüzlükler ya da insanların sadece doğal olduğunu düşündükleri tedavi şekillerine inanmaları hem hekimlerin hem de hastaların alternatif tedavi arayışlarını arttırmaktadır. Doğal ve güvenilir olarak düşünülen bitkisel tedavi yöntemleri halk arasında eski çağlardan beri hastalıkların tedavisinde ve hastalıklardan korunmada kullanılmaktadır. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) tıbbi bitki kullanımının artışı; gelişmekte olan ülkelerde ekonomik sebeplerle gelişmiş ülkelerin ürettiği ilaçlara bağımlılığın azalması ve ülkelerin kendi kültürlerini, doğal ve geleneksel kaynaklarını kullanmaları açısından önemli görmektedir. Bununla beraber gelişmiş ülkelerde geleneksel tıp, alternatif tıp ve tamamlayıcı tıbbi tedaviler

olarak tedavi metotlarını benimsemiş ve uygulamaya koymuştur. DSÖ'ne göre dünya üzerinde yaklaşık yirmi bin tıbbi bitki vardır. Bazı tıbbi bitkilerin yerel kullanımında kalması nedeniyle net sayı bilinmemektedir.^{1,2}

1.1 Tıbbi Bitkilerden Yararlanım Şekilleri

Tıbbi bitkiler ilaç sanayinin büyük bir bölümünün ham maddesini sağlar. Eski zamanlardan beri geleneksel olarak kullanılan tıbbi bitkiler, ilaçların sentetik olarak üretilmesiyle zaman içinde önemini bir miktar kaybetmiş olmalarına rağmen birçok ilacın ham maddesi tıbbi bitkilerden elde edilmektedir. Bu kullanım direkt etken madde olarak kullanımı, yarı sentez etken madde olarak kullanımı, tıbbi bitkilerdeki kimyasal ürünlerden örnek alınması ve koku verici ya da yardımcı etken madde olarak sayılabilir.¹ Halk hekimliğinde yıllardan beri kullanılan tıbbi bitki sayısı ilaç sanayinde kullanılanlardan çok daha fazladır. Bazı sentetik ilaçların kullanımında ortaya çıkan yan etkiler nedeniyle tekrar tıbbi bitki kullanımını artırmıştır. Bazı bitkilerin sedatif etkisi nedeniyle yine tıpta kullanım alanı bulmuştur.

Bitkisel tedaviyi bitkilerin sentezlediği kimyasal maddeler oluşturur. Bitkiler tarafından üretilen metabolitler birincil ve ikincil metabolitler olarak ikiye ayrılır. Işık, su, azot, fosfor, kükürt gibi maddeleri kullanarak üretilen amino asitler, karbonhidratlar, proteinler ve yağlar birincil ürünlerdir. Bu ürünler beslenme açısından önemli ürünlerdir. Bu birincil ürünleri kullanarak üretilen; alkoloitler, fenoller, flavonoidler, glikozidler, steroller, tanenler, terpenoidler ve uçucu yağlar gibi metabolitlerde ikincil ürünlerdir. Bitkilerden elde edilen bu ürünler vücutta birtakım değişiklikler ile hastalıkların iyileştirilmesinde işe yaramaktadır.

Meyve, çiçek ve yaprak gibi çeşitli bölümleri tedavi için kullanılan kurutulmuş bitki kısımlarına drog denir. Herhangi bir drog bitkisel tedavi için kullanılacaksa ülkelerin resmi kodekslerine kayıt edilmelidir. Türkiye'de Sağlık Bakanlığı'nın güncel tıbbi bitki listesine kayıtlı 142 bitki vardır. Bunların dışında halk arasında yaygın olarak kullanılan ve sayıları kodekslere kayıtlı olanlardan çok daha fazla olan droglar da vardır.^{1,2}

Tıbbi bitkilerin toz şeklinde öğütülüp kurutulması, presleme yardımıyla droglardan elde edilen öz sular şeklinde, drogların eter ya da alkol ile hazırlanan şekilleri, öz suların koyulaştırılması ile hazırlanan ekstraktlar şeklinde, öz suyun şeker ile karıştırılmasıyla hazırlanan şuruplar şeklinde macun veya merhem şeklinde, hap ya da granül şeklinde ve bitkisel yağlar şeklinde kullanımları yaygındır.²

1.2 Bitkisel İlaçların Tarihi

DSÖ, bitkisel ilaçları ister ham halde ister bitki müstahzarları olsun, bitkilerin havada (yerüstü) ve yeraltı kısımlarını veya diğer bitki materyalini veya bunların kombinasyonunu aktif bileşenler olarak içeren bitmiş, etiketlenmiş tıbbi ürünler olarak tanımlamaktadır.

İnsanların içgüdü ve hayvanları takip ederek tıbbi bitkilere yönlendiği sonrasında edindikleri tecrübeler, öğrenme ve yaralanmalarla tıbbi bitkileri kullanmayı geliştirdikleri düşünölmektedir. Asur, Sümerler, eski Mısır ve eski Yunan uygarlıklarının tıbbi ve aromatik bitkileri sağlık ve zindelik için kullandığını gösteren belgeler vardır. Ayrıca Yunan tıbbında Hipokrat ve Eskulap tarafından yaklaşık dört yüz şifalı bitki anlatılmıştır. Bitkileri mumyalama işleminde hoş koku vermeleri içinde kullandıkları bilinmektedir.

Milattan önce iki binli yıllarda dört yüz elli kadar hastalık kaydedilmiş ve bu hastalıkları tedavi etme şekilleri kayda geçirilmiştir. Milattan önce üç bin yıllarında Çin'de bitkilerin kullanıldığı birçok ilacın anlatıldığı kitaplarda yaklaşık dokuz yüz farklı bitki ismi geçmektedir. Hindistan'da da yine bitkisel tedavilerin yaygın olarak kullanıldığını gösteren belgelerde yedi yüzden fazla bitkinin sağlık alanında kullanıldığı anlaşılır. 19. yy. dan sonra sağlık alanında kullanılmak üzere klinik ve laboratuvar çalışmaları ile birlikte pek çok ilaç üretilmeye başlanmıştır. Bu çalışmalar sonucunda elde edilen ilaçların yaklaşık dörtte biri bitkilerden köken almaktadır.²

1.3 Bitkisel İlaçların Avantajları

Çoğu bitkisel preparatın sentetik ilaçların güvenliği ve etkililiğine müdahale etme ihtimali azdır. Bu alanında daha fazla yeni araştırma yapılması gerekmektedir. Bitkisel ilaçların geniş bir terapötik aralığı (terapötik ve toksik doz skalası çok geniştir) ve dolayısıyla üstün bir risk-fayda oranına sahiptir. Yakın zamanda yayımlanan bir dizi çalışma, yan etkilere ilişkin hasta raporlarının plasebo için bildirilenlere yakın olduğunu göstermektedir.

Bunların dışında hastalara bir seçenek verildiğinde, bitkisel ilaçları sentetik ilaçlara göre daha kolay kabul etme eğilimindedir ve bu da tedaviye uyumu artırır. Bitkisel ilaçlar bazı geleneksel sentetik ilaçların yerini alabilir. Kronik yorgunluk sendromu ve çoklu morbidite sendromları gibi kronik hastalıkları olan hastaları tedavi etmek için kullanılırlar. Bu önemlidir çünkü sentetik benzerleri genellikle önemli yan etkilere sahiptir.

1.4 Bitkisel İlaçların Dezavantajları

Bitkisel ilaçlar, genellikle ağır hastalıkları tek başına tedavi edecek kadar güçlü değildir. Hastaların kendi kendine reçetesiz bitkisel ilaçları uygunsuz şekilde aldığımda hastalıkların ilerlemesi veya yan etkilerin görülmesi gibi problemlerle karşılaşılabilir.

1.5 Tıpta ve Diş Hekimliğinde Genel Kullanım Alanları

Bitkisel ilaçlar sağlık alanında gastrointestinal hastalıklar, soğuk algınlığı ve grip, karaciğer ve safra kesesi hastalıkları, dolaşım sorunları ve zihinsel performansın azalması, uyku bozuklukları, böbrek hastalıkları ve prostat, kadın genital sistemi hastalıkları, dejeneratif hastalıkların önlenmesi, destekleyici (adjuvan) tedavi, diş eti hastalıkları, ağız lezyonları, diş çürüğü ve endodontik lezyonlar gibi hastalıkların tedavilerinde kullanılmaktadırlar.

2. Tıbbi Bitkilere Periodontal Bakış

2.1 Periodontal Hastalık Patogenezi

Periodontal hastalığı patogenezi, başlangıç yaşına, hastalığın lokalize veya generalize olmasına, bakterilere ve konak cevabına göre değişir. Konak cevabı, periodontal hastalığın ilerlemesini belirleyen birincil faktör olarak tanımlanmıştır. Konak cevabı sistemik hastalıklardan, periodontal hastalık risk faktörlerinden, hormonlardan ve lokal faktörlerden etkilenir. Diş eti iltihabının başlamasını takiben, aktif ve ilerleyen bir iltihaplanma süreci meydana gelir. Bu durum bakteriler tarafından salınan antijenlere ve iritan maddelere konakçı cevabı, antikorların lokal salınımını, lenfosit ve nötrofil aktivasyonunu ve bunların diş eti dokusuna infiltrasyonunu içerir. Lenfositlerin ve nötrofillerin aktivasyonu, savunmaya yöneliktir ve bakteriyel olduğu kadar olası doku yıkımını da içerir. Periodontal hastalığı olan hastalardan elde edilen T ve B lenfositler osteoklastik aktiviteyi indüklediğinden, T lenfositleri periodontal kemik rezorbsiyonunda rol oynar. T hücrelerinden farklılaşan faktörlerin reseptör görevi gördüğü ve osteoklastik aktiviteyi artırdığı bulunmuştur. Lökositler tarafından üretilen sitokinler ve kemokinler, iltihaplanmaya ve kemik kaybına yol açar. İnterlökin 1 (IL-1) ve tümör nekroz faktörünün (TNF) her ikisi de sitokindir ve bunların varlığı, matriksmetalloproteinazın (MMP) uyarılmasına neden olur. Bunu ataçman kaybı ve kemik rezorbsiyonu takip eder.^{3,4}

2.2 Periodontal hastalıklarda kullanılan tıbbi bitkiler

Tıbbi bitkiler, binlerce yıldır ve dünyanın birçok yerinde hastalığın geleneksel tedavisi için kullanılmaktadır. Gelişmekte olan ülkelerin kırsal alanlarında tıbbi bitkiler hala birincil ilaç kaynağı olarak kullanılmaktadır. Gelişmekte olan ülkelerdeki insanların ise yaklaşık %80'i sağlıklı kalmak için geleneksel ilaçlar kullanmaktadır. Mikroorganizmaların neden olduğu hastalıkların tedavisinde kullanılan antibiyotikler ve antiviral maddelere karşı halk arasında artan direnç, yeni antiinfektif bileşiklerin araştırılmasına olan ilgiyi arttırmıştır.

Tıbbi bitkilerin, özellikle *Streptococcus mutans* olmak üzere birçok oral mikroorganizmanın çoğalmasını engellediği ve böylece ağız içi enfeksiyonları önlediği bildirilmiştir. Tıbbi bitkiler halk hekimliğinde binlerce yıldır kullanılmaktadır ve bunların antimikrobiyal ajan kaynağı olduğuna inanılmaktadır.^{5,6}

2.2 *Salvadora Persica L. (Misvak Ağacı)*

Hindistan ve Mısır'a özgü bir bitkidir. *Salvadoraceae* ailesine aittir. Literatürde *Salvadoraceae* kök ekstraktlarının, diş plağına karşı antibakteriyel etkiye sahip olduğunu gösteren çalışmalar vardır.^{7,8} Misvak özütünün nispeten güçlü tadının, tükürük akışını uyardığı düşünülmektedir.⁹ Literatürde, *S. mutans* gibi karyojenik bakteriler ve periodontal patojenler üzerindeki antibakteriyel etkilerini ve diş plağı oluşumu üzerindeki inhibitör etkisini tanımlayan çalışmalar vardır.^{8,10,11} *Staphylococcus aureus*, *S. mutans*, *Enterococcus faecalis*, *Streptococcus pyogenes*, *Lactobacillus acidophilus*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis*, *Haemophilus influenzae* ve *Candida albicans*; misvakın, antibakteriyel ve antifungal özelliklerinden etkilenir. Misvak özütünde bulunan flavonoidler, salvadorin, siyanojenik glikozitler, lignanlar, saponinler, alkaloidler, tanenler gibi kimyasal maddeler ve linoleik asit, stearik asit, C vitamini, silika ve farklı tuzların da önemli antimikrobiyal aktiviteye sahip olduğu kabul edilmektedir.¹² Hem klinik hem de deneysel olarak misvak çiğneme çubuğunun bukkal diş yüzeylerinde plağı azaltmak için diş fırçası kadar etkili ve faydalı olduğu gözlemlenmiştir.¹³ Misvak çiğneme çubukları plak azalması sonucunda diş eti iltihabının da azaltılmasına yardımcı olabilir. Bununla birlikte, uzun süre çiğneme çubuklarının, yanlış veya aşırı kullanımı, oklüzal diş yüzeyi aşınmasına ve diş eti çekilmesine neden olabilir.⁸ Misvak kullanımı mekanik temizleme etkisi ile plak ve gingival

indeks üzerinde olumlu etkileri olabilir. Ekonomik olması, ulaşılabilirliğini arttırmaktadır. Kullanımında travmadan kaçınmak önemlidir.

2.3 *Camellia Sinensis* (Yeşil Çay)

Theaceae ailesine aittir. Yeşil çay Hindistan, Çin, Japonya ve Tayland'da çağlar boyunca tüketilmiştir. Yeşil çay, fermente edilmemiş yapraklardan elde edildiğinden, polifenoller adı verilen yüksek konsantrasyonda güçlü antioksidanlar içerir. Polifenollerin antioksidan etkilerinin, C vitamininden daha fazla olduğu düşünülmektedir. Çaylarda bulunan polifenoller kateşin olarak sınıflandırılır. Yeşil çay ayrıca kafein, teobromin ve teofilin gibi alkaloidlerde içerir. Yeşil çay ayrıca karotenoidler, tokoferoller, askorbik asit (C vitamini), krom, manganez, selenyum veya çinko gibi mineraller ve bazı fitokimyasal bileşikler içerir.¹⁴ Oksidatif stres, periodontal hastalığın patogeneğinde önemli bir rol oynar.¹⁵ Önceki *in vitro* çalışmalar, yeşil çay kateşininin *P. gingivalis*, *Prevotella intermedia* ve *Prevotella nigrescens*'in çoğalmasını engellediğini göstermiştir. Polifenoller bakımından zengin diyet bileşenlerinin diş lekelenmesine neden olduğuna dair kanıtlar vardır. Ancak yeşil çay tüketimi ile diş lekelenmesi arasındaki ilişkiyi ortaya koyan herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Kafeinsiz yeşil çay ürünleri mevcuttur ve tavsiye edilmektedir.¹⁶ Bununla birlikte, farmakolojik ve toksikolojik kanıtlar, yeşil çay polifenollerinin aslında belirli konsantrasyonlarda *in vivo* oksidatif stres ve karaciğer toksisitesine neden olabileceğini göstermektedir. Yeşil çay K vitamini içerdiğinden, varfarin kullanan hastalar yeşil çay içmemelidir. Yeşil çay, trombositlerin pıhtılaşmasını engellediği için aspirinle birlikte alınmamalıdır. Aşırı miktarda kafein (yeşil çaydan elde edilen kafein dahil) içen kişilerde mide bulantısı, kusma, ishal, baş ağrısı ve iştah kaybına neden olabilir ve bu nedenle kaçınılmalıdır.¹⁷ Çeşitli araştırmalar, günlük yeşil çay alımı ile önleyici rolü arasında orta seviyede bir ilişki olduğunu göstermektedir.¹⁸ Yeşil çay ekstraktlarının diş plağı bakteriyel türlerine karşı antibakteriyel etki gösterdiği bildirilmiştir.¹⁹ Yemeklerde yeşil çay içmek, sağlıklı bir periodonsiyumun sürdürülmesi için kolay bir alışkanlık olarak düşünülebilir. Ancak mekanik plak kontrolü, cerrahi olmayan ve cerrahi periodontal tedavi, periodontal hastalığın tedavisinde altın standartlardır.

2.4 *Azadirachta Indica* (Neem Ağacı, Hint Leylağı)

Meliaceae ailesine aittir. Neemdeki biyoaktif bileşikler nimbidin, nimbolide, gedunin ve mahmoodindir. Nimbidin, antiinflamatuvar, antiartritik, antipiretik,

hipoglisemik ve anti-bakteriyel özelliğe sahiptir.²⁰ Neem, sağlıklı dişleri ve diş etlerini korumak için tercih edilen araç olarak Hindistan ve Güney Asya'da binlerce yıldır kullanılmaktadır. Yemekten sonra neem dallarıyla fırçalamak ve neem yapraklarını ve tohumlarını çiğnemek bu alanda geleneksel diş bakımı uygulaması olmuştur. Neem yapraklarının gingivitis ve periodontitis tedavisinde kullanıldığı bilinmektedir.

2.5 *Punica Granatum (Nar)*

Punicaceae familyasına aittir ve Asya'ya özgü bir çalıdır. Antiseptik ve antiviral bir ajan olarak, oral mukozanın enflamatuar tedavilerinde kullanılır. Tükürükteki protein seviyesi, plak oluşturan bakteri içeriği ile ilişkili olarak periodontitis hastalarında daha yüksektir. Nar suyu ile yapılan çalkalama sonrasında tükürükteki protein seviyesinde önemli bir düşüŐ gösterilmiştir.²¹

2.6 *Curcuma Longa (Zerdeçal)*

Zingiberaceae ailesinin çok yıllık bir üyesi olan rizomlardan elde edilen bir Hint baharatıdır. Latince adı, safran anlamına gelen Farsça "kirkum" kelimesinden türemiştir.²² Zerdeçalın birincil aktif bileŐeni ve canlı sarı renginden sorumlu olan, "kurkumin" dir. Zerdeçalın aktif bileşenleri arasında kurkumin, demetoksikurkumin ve bisdemetoksikurkumin olmak üzere üç kurkuminoid bulunur. Ayrıca uçucu yağlar, Őekerler, proteinler bulunur.²³ Kurkumin, antiinflamatuvar, antioksidan, antikarsinojenik, antiviral ve antimikrobiyal etkiye sahiptir. Kurkumin, siklooksijenaz-2, lipoksijenaz ve indüklenebilir nitrik oksit sentaz enzimlerinin aktivitesini düzenleyerek inflamatuvar yanıtı modüle eder ve inflamatuvar sitokinlerin üretimini inhibe eder.²⁴ Antiinflamatuvar etkisini görmek için, mekanik temizlik sonrasında hem jel Şeklinde hem de çalkalama solüsyonu olarak diş eti iltihabının tedavisinde kullanılmıştır. Araştırma sonuçlarına göre plak kontrolü ve antiinflamatuvar etkisi klorheksidin ile benzer bulunmuştur.^{25,26} Literatürde, zerdeçalın kök yüzeyi düzleŐtirmesi ile beraber periodontal tedavide etkili olabileceğini gösteren çalışmalar vardır.^{27,28}

2.7 *Salvia Officinalis (Adaçayı)*

Lamiaceae ailesinin bir üyesidir. Akdeniz bölgesi menŐeli çok yıllık alçak bir çalı olarak bilinen geleneksel Şifalı bir bitkidir.²⁹ Sindirim sistemi ve dolaşım bozuklukları, bronŐit, öksürük, astım, anjin, ağız ve boğaz iltihapları, depresyon, aşırı terleme ve cilt hastalıklarının tedavisinde kullanılmaktadır.²⁹ Adaçayı,

manool, viridiflorol, ökaliptol, borneol ve thujone gibi başlıca terpenleri içerir. Bununla beraber, karnosol, karnozik asit, rosmarinik asit, flavonoidler, polisakaritler, tanik asit, oleik asit, fumarik asit, klorojenik asit, kafeik asit ve östrojenik maddeler adaçayının yapraklarında tanımlanmıştır.³⁰ Adaçayının antibakteriyel, antifungal ve antiviral etkilere sahip olduğuna inanılmaktadır. Adaçayının antimikrobiyal aktivitesinde manoolun önemli bir role sahip olduğunu gösterilmiştir. Adaçayındaki fenolik asitler özellikle *S. aureus*'a karşı etkilidir.³¹

2.8. *Calendula Officinalis L. (Kadife Çiçeği)*

Asteraceae familyasındandır. Orta ve Güney Avrupa, Batı Asya ve Amerika'ya özgü bir bitkidir. Terpenoidler, kinonlar, flavonoidler, kumarinler, uçucu yağ ve karotenoidler içerir.³² Çeşitli araştırmacılar, kadife çiçeğinin antibakteriyel ve antifungal aktiviteye sahip olduğunu göstermiştir.^{33,34} Kadife çiçeği ile hazırlanmış çalkalama solüsyonu ile ağız çalkalamanın, gingival ödeme ve periodontal patojenlere karşı etkili olduğu gösterilmiştir.³⁵

2.9 *Aloe Vera*

Asphodelaceae familyasına aittir. Aloe veranın, antieflamatuar, antibakteriyel, antioksidan, antiviral ve antifungal etkiler gösterdiği bilinmektedir.³⁶ Gingivitis ve periodontitis gibi hastalıkların tedavisinde faydalı olabileceği bildirilmiştir. Subgingival küretajın yapıldığı ceplerde antiseptik olarak kullanılabilceği bildirilmiştir. Aloe barbadensis miller ve Aloe arborescens, çeşitli tıbbi, kozmetik ve farmasötik amaçlar için en çok kabul gören türlerdir. Aloe vera, *S. pyogenes* ve *E. faecalis*'e karşı antimikrobiyal etki gösterdiği bildirilmiştir.³⁷

2.10 *Magnolia Officinalis (Manolya)*

Magnoliaceae familyasından nesli tükenmekte olan yaprak dökken bir ağaçtır. Tıbbi önemi nedeniyle ağaç, değerli kabuğunu elde etmek için aşırı hasat edilmiştir. Manolyanın fenolik bileşenleri magnolol ve lignan yapıları honokioldir. Manolya gargarasının plaseboya kıyasla gingival indeksi önemli ölçüde azalttığı gösterilmiştir.³⁸ Manolya ve ksilitol çiğneme sakızı ile yapılan çalışmada plak pH'ını ve gingival kanama indeksini iyileştirdiği gösterilmiştir.³⁹

2.11 *Matricaria Chamomilla (Alman Papatyası)*

Asteraceae familyasındandır. Avrupa'nın doğu ve güney bölgelerine özgü çok yıllık bir bitkidir. Papatya çiçeğinde çok sayıda fitokimyasal bileşen

tanımlanmıştır. Bunların en önemlileri apigenin, a-bisabolol ve siklik eterler, umbelliferon ve chamazulendir.⁴⁰ Papatya özü ile hazırlanan gargara ile yapılan çalışmada, plak indeksini ve gingival kanama indeksini azaltmada, klorheksidin ile yakın düzeyde sonuçlar elde edilmiştir.⁴¹

2.12 *Ocimum Spp. (Fesleğen):*

Lamiaceae bitki ailesine aittir. Fesleğen cinsinin Afrika, Asya ve Güney Amerika'nın özellikle Brezilya'nın tropikal bölgelerine özgü yaklaşık otuz türü vardır. Yaprakların uçucu yağı, öjenol ve metil öjenol, karvakrol ve bir seskiterpen hidrokarbon, karyofilen içerir.⁴² Fesleğenin gingivitis tedavisinde, gingival kanama indeksi ve plak indeksinde klorheksidin ile benzer seviyelerde etki ettiği gösterilmiştir.⁴³

2.13 *Polih herbal Preparatlar:*

Triphala; üç ana bileşen, *Terminalia bellirica*, *Terminalia chebula* ve *Phyllanthus emblica* L. içeren geleneksel çok bileşenli bir bitkisel preparattır. Triphala gargarası; plak indeksi, gingival indekste klorheksidinle benzer bir etkinlik gösterdiği bildirilmiştir.⁴⁴

Centella asiatica (gotu kola), *Echinacea purpurea* ve *Sambucus nigra* gibi bitkilerin bir karışımını içeren Miscellaneous preparatı bitkisel periodontal pat uygulaması ile gingival indeks ve diş eti oluşu sıvısındaki β -glukuronidaz enzimatif aktivitesini azaltmada klinik olarak etkili olduğu gösterilmiştir.⁴⁵randomized, placebo-controlled, double-masked, longitudinal phase II trial involving participants with clinically diagnosed gingivitis. Participants who were enrolled in the study received either THPPs or placebo patches (PP

3. Tıbbi Bitkilere Endodontik Bakış

Endodontik tedavi, ileri çürük bulunan ve iltihaplı dişlerin tedavi edilerek fonksiyonuna devam etmesini sağlar. Çürük lezyonunun dişin sinir ve damar paketi olan pulpaya ulaştığında, pulpa travmaya veya enfeksiyona bağlı canlılığını yitirdiğinde veya dişin sinirleri travmaya bağlı açığa çıktığında uygulanır. Endodontik tedavi, pulpa dokusunun uzaklaştırılması ve kanal sisteminin antimikrobiyal ajanlarla kemomekanik temizliğinin ardından biyoyumlu materyaller ile sızdırmaz bir şekilde doldurulması ile karakterizedir.

Tedavinin başarısı, kök kanalındaki tüm enfekte pulpa dokusunun tam olarak uzaklaştırılmasına bağlıdır. Bu yüzden endodontik tedavinin en önemli basamaklarından birisi kök kanal sisteminin antimikrobiyal özellik gösteren solüsyonlarla irrigasyonudur.

Bitkisel ürünlerin endodonti pratiğinde kullanımı uzun yıllardır araştırılmaktadır. Özellikle yan etkilerin şiddeti sebebiyle mevcut antibakteriyel ajanların doğal ürün alternatifleri incelenmektedir. Diş hekimliğinde bitkisel ürünlerin kullanımı, doğal bir alternatif oluşturduğu gibi, geleneksel tıbbi ürün ve ilaçların sürdürülebilir olmayan petrole dayalı üretimlerine, endüstriyel bazdaki biyo-refinasyon süreçleriyle doğa dostu, yeşili koruyan ve sürdürülebilir bir yaklaşım oluşturur.⁴⁶ Bitkisel ürünler endodonti alanında çok farklı amaçlarla kullanılır. Bunların en önde geleni antimikrobiyal kontroldür. Endodonti rutininde en sık kullanılan antimikrobiyal irrigasyon solüsyonu, sodyum hipoklorit antimikrobiyal etkisinin yanında kuvvetli bir organik doku çözücüdür. Yan etkileri, istenmeyen koku ve tadı dolayısıyla sodyum hipoklorite her zaman bir alternatif aranmıştır. Çeşitli bitkisel ürünler endodontide irrigasyon ajanı olarak incelenmekte ve konuda çok sayıda araştırma yapılmaktadır. Antibakteriyel kullanım dışında, smear tabakasının uzaklaştırılması ve kanal dolgu çözücüsü gibi amaçlarla bitkisel içerikli ürünler endodonti kullanımına girmiştir.

İdeal bir kanal içi irrigasyon ajanı kuvvetli ve geniş spektrumlu antibakteriyel, antiviral ve antifungal etkisinin yanında, kabul edilebilir tat ve kokuya da sahip olmalıdır. Dahası, irrigasyon ajanlarının oral dokularla olan kuvvetli teması düşünüldüğünde, bu ajanların biyoyumlu olması, toksik ve sitokastik özelliklerinin düşük olması istenir. En sık kullanılan, geçerliliği yıllardan beri yapılan çalışmalarla kanıtlanan sodyum hipoklorit kuvvetli bir antibakteriyel ajandır. Kanal için enfeksiyon kontrolündeki başarısı yüksektir. Fakat bu ajanın, kanal dışındaki dokularla teması istenmeyen etilerle sonuçlanır. Sodyum hipokloritin, irrigasyon sırasında periapikal dokulara ulaşması veya kazayla oral mukozasıyla teması hemoraji, amfizem ya da mukoza irritasyonu gibi durumlarla sonuçlanır. Sodyum hipokloritin sadece istenmeyen durumlardaki etkisi sebebiyle değil, gelişen alerji dolayısıyla da kullanımı kısıtlanabilmektedir. Sodyum hipoklorite karşı alerji klinikte sık karşılaşılan bir durumdur. Bu durumda bu ajanın kullanımı söz konusu olamaz ve enfeksiyon kontrolü, endodontideki diğer enfeksiyon control ajanlarıyla gerçekleştirilir. Sodyum hipoklorit, endodontik tedavide enfeksiyon kontrolünün vazgeçilmezlerinden biri olarak kabul edilse de her zaman bir alternatif arayışı devam etmiştir.⁴⁷

Endodontide irrigasyon ajanı olarak, çeşitli bitkisel ekstraktların antibakteriyel, antiviral ve antifungal etkisi incelenmiştir. Kanal içi enfeksiyondaki geniş bakteriyel spektrum dűřünüldüğünde, kullanılacak bitkisel ekstraktın etkisi iyi incelenmelidir. Farklı konsantrasyonlardaki ve içerikteki bitkisel irrigasyon ajanları literatürde sıklıkla araştırılmaktadır. Kanal içinde enfeksiyona sebep olan bakteriler planktonik olarak bulunmazlar. Kullanılan antimikrobiyal ajanların etkisinin değişmesine sebep olan biyofilm içinde bulunan bakteriler, ajanların antibakteriyel etkisinden daha az etkilenirler. Bu yüzden ideal bir irrigasyon ajanının, antibakteriyel etkisi olması yetmez aynı zamanda organik doku çözücü etkisinin de olması gerekmektedir. Bu özellik irrigasyon ajanının, enfekte vital veya nekrotik pulpa dokusunun tam olarak uzaklaşmasını sağladığı gibi, biyofilm içindeki bakteri popülasyonuna olan etkisini de arttıracaktır. Bu yüzden yapılan çalışmalarda kanal içinde kullanılacak bitkisel ekstraktın sadece planktonik bakterilere etkisinin incelenmesi yetmez. İn *vitro* koşullarda planktonik bakterilere karşı etkili olduğu gösterilen bir ekstraktın, biyofilm formasyonundaki etkisi de mutlaka incelenmelidir. Ayrıca kanal içindeki bakteri çeşitliliğine etkisi ve kullanım konsantrasyonu da araştırılmalıdır.

Kanal içinde tekrarlayan enfeksiyonların en sık karşılaşılan etkeni *E. faecalis*'tir. Kullanılan irrigasyon ajanlarının bu bakterinin suşlarına etkili olması beklenir. Bitkisel içerikli solüsyonların *E. faecalis*'e etkinliğinin gösterildiği çalışmaların, bakterinin planktonik hali üzerinde mi yoksa *E. faecalis* biyofilmi üzerinde mi etkili olduğu iyi incelenmelidir. Kanal sistemi komplike bir sistemdir. Kanal içi enfeksiyona sebep olan bakteriler, dentin tübüllerine penetre olur. Bu durumda yüzey enerjisi yüksek olup, dentin tübüllerine penetre olmayan antibakteriyel ajanların bu bölgedeki bakterilere etki göstermesi beklenemez. Ayrıca ajanın, etkili bir enfeksiyon kontrolü için biyofilm yapısına penetre olabilmesi gerekmektedir. Bu yüzden sadece planktonik mikroorganizmalara etkisinin yanında fiziksel etkilerinin de incelenmesi gerekmektedir.

Endodontide enfeksiyon kontrolünde birden fazla irrigasyon ajanı kullanılmaktadır. Kullanılan ajanların kök kanal sisteminde farklı etkileri bulunur. Örneğin sodyum hipoklorit organik doku çözücü etkiliyken, etilendiamin tetra asetik asit (EDTA) smear tabakasını uzaklaştırır yani inorganik doku çözücü etkilidir. Endodontik tedavi sırasında farklı etkilerinden yararlanabilmek için birden fazla türde irrigasyon ajanı kullanılır. Bu ajanların kanal sisteminde bir araya gelmeleri bazı durumlarda etkilerini arttırdığı gibi, bazı durumlarda, klorheksidin ve sodyum hipoklorit kombinasyonundan oluşan

para kloroanilin gibi zararlı olabilecek bileşiklerin oluşumuna sebep olabilir. Bu yüzden bitkisel içerikli irrigasyon ajanlarının halihazırda kullanımda olan farklı etkili irrigasyon ajanlarıyla kombine kullanımdaki veya kök kanal sisteminde bir araya geldiklerindeki etkilerinin de ayrıca incelenmesi gerekmektedir.

Endodontik tedavi sırasında, kanal sisteminin irrigasyonu belli bir zaman diliminde gerçekleştirilir. Bu yüzden bitkisel ürünlerin potansiyel kullanımlarının incelendiği çalışmalarda, minimum kontakt süresinin de incelenmesi gerekmektedir. Bazı bitkisel ürünler, kuvvetli antimikrobiyal etkilerini uzun sürede gösterebilirler. Minimum kontakt sürelerinin bilinmesi, bitkisel ürünlerin endodontideki kullanım şeklini etkilemektedir. Uzun sürede etkisini gösteren bitkisel içerikli bir madde, irrigasyon solüsyonu olarak kullanımı yerine, kök kanal sistemiyle daha uzun süre etkileşimde kalacağı kanal içi pat olarak uygulanabilir. Etkisini daha kısa sürede gösterebilen içerikler ise, irrigasyon solüsyonu olarak rahatlıkla kullanılabilir.⁴⁸

3.1 *Schisandra Chinensis* (Şizandra Üzüümü, Beş-lezzet Meyvesi)

Schisandra chinensis, Çin ve Kore kökenli bir bitkidir. Mor ve kırmızı meyveleri bulunan bu bitkinin; tatlı, acı, sert, tuzlu ve ekşi tadı nedeniyle 'beş-lezzet meyvesi' olarak adlandırılır. Geleneksel Çin tıbbında ve fitoterapide uzun yıllardan beri çeşitli tedaviler için kullanılmaktadır. Şizandra üzümünün içinde birden fazla etken madde bulur ve nitric oksit, prostaglandin E₂ gibi inflamatuvar mediatörlerin inhibisyonunu sağlayarak antiinflamatuvar özellik gösterir.⁴⁹ Mitokondride solunum zinciri sonucu oluşan ve toksik özellik gösteren reaktif oksijen bileşenlerinin inaktivasyonunda rol oynayarak antioksidan özellik gösterir. Bu bitkinin içeriğinde bulunan Schisandrin C isimli doğal madde, inflamasyonu azalttığı ve mitokondriyal biogenesisi arttırdığı için, pulpitis gibi oral infalamasyonların tedavisinde kullanıma potansiyeline sahiptir.⁵⁰

3.2 *Azadirachta Indica* (Neem Ağacı, Hint Leylağı)

Azadirachta indica, maun ailesine ait bir bitkidir, endodontide antibakteriyel ve antiviral özelliğinden yararlanır. Neem bitkisi; nimbin, flavonoidler, tanenler ve alkaloidler gibi terpenoidler içerir. Neem bitkisinde bulunan acı bir içerik olan nimbidin, bitkinin antibakteriyel ve antiinflamatuvar özelliğinden sorumludur.⁵¹ Neem bitkisinin acı bir tadı vardır, solüsyon olarak kullanımlarında yapay tatlandırıcılarla tadı dengelenebilir. Neem bitkisindeki fitokimyasallar,

bakterinin hücre duvarına bağlanarak, hücre fonksiyonlarının inaktivasyonuna neden olur. Gram pozitif ve gram negatif bakterilere etkisinden dolayı endodontide irrigasyon solüsyonu olarak kullanımın etkileri araştırılmıştır. Neem ağacı ekstresinin kanal sistemindeki endotoksinleri uzaklaştırma potansiyeli gösterilmiştir.⁵²prospective, double-blinded, randomized controlled trial with allocation ratio 1:1 was conducted in the out-patient clinic of the Endodontic Department, Faculty of Dentistry, Cairo University, Egypt. Fifty healthy patients with mandibular molars with necrotic pulps were randomly assigned into two equal groups using computer software. In the intervention group, root canals were irrigated using Neem; whilst 2.5% NaOCl was used in the control group. A standard root canal treatment was performed in two-visits using ProTaper Next rotary files, with no intracanal medication. Pain intensity was assessed using a numerical rating scale (NRS Ayrıca, kanal içi tekrarlayan enfeksiyonların en sık görülen etkeni olan *E. faecalis* bakterisine karşı etkisi, en kuvvetli kanal içi irrigant olan sodyum hipoklorit ile karşılaştırılmış ve kabul edilebilir sonuçlar göstermiştir. *E.faecalis*'e etkinliğinin olmadığını gösteren çalışmalar da vardır.^{53,54}

3.3 *Morinda Citrifolia* (Noni, Hint Dutu)

Morinda citrifolia, Asya kökenli, meyve veren bir bitkidir ve immün sistemi güçlendiren etkisi dolayısıyla Polinezyalılar tarafından 2000 yıldır kullanılmaktadır. Antibakteriyel, antiviral ve antifungal özelliklerinin yanında antihelmintik ve analjezik etkileri de bulunmaktadır. İçeriğindeki L-asperulosit ve alizarin isimli antibakteriyel ajanların, endodontide antibakteriyel irrigasyon solüsyonu olarak kullanılan klorheksidinden daha etkili olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır.^{51,53} Smear tabakasını uzaklaştırmadaki etkisini inceleyen ve sodyum hipoklorit ve klorheksidinle kullanımını araştıran bir çalışma, %6 konsantrasyondaki *M. citrifolia* suyunun smear tabakasını uzaklaştırma özelliklerinin %6'lık hipoklorit ile benzer %2'lik klorheksidinden daha fazla olduğunu göstermiştir. Ayrıca, *M. citrifolia* suyu ve klorheksidin kanal içinde, birbirinin etkisini nötrleştirdiği için kombine kullanılmamalıdır.⁵⁵

3.4 *Syzygium Aromaticum* (Karanfil)

Syzygium aromaticum, *Myrtaceace* ailesine ait, Endonezya adalarına özgü aromatik bir baharat ağacıdır. Bu baharat, ticarete değeriyle dünyanın

pek çok yerinde yetiştirilmeye başlanmıştır. Karanfilin farmakolojik etkilerinden en önemlisi antibakteriyel etkidir. Karanfil yağının antimikrobiyal aktivitesi içeriğinde bulunan; öjenol, 2-heptanon, metil salisilat, kaempferol, izoeugenol ve oleanolik asit gibi etken maddelerin varlığına bağlıdır.⁵⁶ *S. aureus*, metisiline dirençli *S. aureus*, *E. faecalis* ve çeşitli candida türlerine karşı etkili olduğu gösterilmiştir.⁵⁷ Karanfil yağı içeriğindeki öjenol gibi fenolik bileşenlerin etkisine bağlı antioksidan etki gösterir. Karanfil yağının antifungal etkinliği de gösterilmiştir. Özellikle insanda patojenik özellik gösteren *Candida* türlerinden *C. albicans*, *C. tropicalis*, *C. guilliermondii* mantarlarına karşı etkili olduğu görülmüştür. Karanfil yağının antifungal etkisinin içeriğindeki öjenol ve karvakrol gibi fenolik komponentlerin mantarların hücre zarına özgü bir yapı olan ergosterol miktarını azaltmasıyla ilgili olduğu bildirilmiştir. Bunun yanında, karanfil yağının antiinflamatuvar ve antipiretik özelliklerinin olduğu; nötrofillerde azalma oluşturarak ve makrofajlardan interlökin gibi inflamasyon mediatörlerinin üretimini azaltarak iltihabi kontrolde etkili olduğu gösterilmiştir.⁵⁶

3.5 *Moringa Oleifera* (*Moringa Ağacı*)

Moringa oleifera, tropik iklimde yetiştirilen bir bitki türüdür. Geleneksel tıpta genellikle bakteriyel, mantar enfeksiyonlarının ve iltihabın tedavisinde kullanılır. *Moringa* bitkisinin içeriğindeki lektin gibi peptitler bitkinin antimikrobiyal özelliğinden sorumludur. *E. faecalis* üzerindeki etkinliği, sodyum hipokloritle karşılaştırıldığında, *moringa* bitkisinin antimikrobiyal özelliğinin güçlü olduğu gösterilmiştir.⁵⁸

3.6 *Ocimum Sanctum* (*Tulsi, Kutsal Fesleğen*)

Ocimum sanctum, *Lamiaceae* ailesine ait aromatik bir bitkidir. Ayurveda yaşam şekline ‘doğanın ana ilacı’ olarak geçmektedir. Geleneksel tıpta anksiyete, astım ve diyare tedavisinde kullanılmaktadır. *Tulsi* bitkisinin etkisinden sorumlu aktif bileşenlerini; öjenol ve metilöjenolden oluşan esansiyel yağlar ve tanenler oluşturmaktadır. İçeriğindeki tanenlerin antimikrobiyal mekanizmasını mikroorganizmaların hücre zarı üzerindeki etkisi ve mikroorganizmaların işlev görmeleri için ihtiyaç duydukları enzimler veya substratlar ile birleşip etkisizleştirme yeteneklerinden kaynaklanmaktadır. *O. sanctum*’un oral patojenlerden *S. mutans*, *S. aureus* ve endodontik enfeksiyonların en önemli

etkenlerinden biri olan *E. faecalis*'e karşı etkili olduğu bilinmektedir.⁵⁹ Tulsı bitkisinin, ayrıca *E. faecalis*'in biyofilmine etkili olduğu gösterilmiştir.⁴⁸ Kanal içinde biyofilm formasyonunda bulunan bakterilere etkinliğinin gösterilmesi klinik açıdan önemlidir.

3.7 *Cinnamomum Zeylanicum* (Tarçın)

Cinnamomum zeylanicum, *Lauraceae* ailesine ait, Sri Lanka'ya özgü, yaprak dökmeyen bir ağaçtır. Yüzyıllardır dünyanın farklı yerlerinde yaygın olarak baharat olarak kullanılan tarçın, ağacın i kabuklarından elde edilir. Baharat olarak kullanımının dışında, geleneksel tıpta da enfeksiyöz veya kronik hastalıkların tedavisinde kullanılır. Tarçın, antibakteriyel, antifungal ve antiinflamatuvar özellik gösteren aktif madde olarak; alkaloid, flavonoid, tannin ve kinon içerir. İçeriğindeki etken maddelerin varlığına bağı geniş spektrumdaki gram pozitif ve gram negative mikroorganizmalara etkilidir. Tarının, *S. mutans*, *S. mitis*, *S. salivarius* gibi oral mikroorganizmalara etkinliği bildirilmiştir.⁶⁰ Tarının, *E. faecalis*'in hem planktonik hem de biyofilm formlarına etkili olduğu gösterilmiştir. Ancak biyofilm formundaki bakterilere etkinliği sodyum hipokloritte olduğu gibi hızlı olmamaktadır. Biyofilm formasyonundaki etkisi yavaş olsa da tarçının kanaldaki bakteriyel içerikte %80 – %85 oranında azalma sağladığı görülmüştür.⁴⁸ Tarının %20'lik etanoldeki zeltisinin *E. faecalis*'e %3'lk sodyum hipoklorite benzer özellikte etkili olduğu bildirilmiştir.⁶¹

3.8 *Camellia Sinensis* (Yeşil ay)

Camellia sinensis, dünyada sudan sonra en sık tüketilen bir içecektir. EŐsiz fitokimyasal ve farmakolojik etkilere sahiptir. Özellikle antiinflamatuvar, antikarsinojenik, antioksidan ve antikarsinojenik etkileri belirgindir. Bu etkileri içeriğindeki, kuru ağırlığının %30'unu oluşturan kateşin gibi polifenoller sayesinde oluşturur. *C. sinensis* içeriğindeki bir kateşin olan epigallocatechin gallate, oral kanserlerde, epidermal büyüme faktörü reseptörlerinin üretimini azalttığı gösterilmiştir.⁶²(- MMP enziminin inhibisyonu sağladığı ve osteoklast formasyonunu azalttığı dolayısıyla alveolar kemiğin rezorpsiyon sürecini yavaŐlattıĐı gösterilmiştir.⁶³ MMP inhibitörleri aynı zamanda, adeziv sistemlerin bağlantı kuvvetini arttırır. Yeşil ayın, MMP üzerindeki inhibisyon etkisine bağlı bu alandaki potansiyel kullanımından bahsedilebilir.⁶⁴ Avlse diŐteki periodontal ligament hücrelerinin canlılığı üzerindeki etkisini değerlendiren bir çalışmada,

yeşil çayın hücrelerin canlılığı üzerinde Hank'ın dengeli tuz solüsyonuna benzer etkisi olduğu gösterilmiştir.⁶⁵ Yeşil çay polifenollerinin, *E. faecalis* biyofilmine karşı etkili olduğu gösterilmiştir.⁶⁶

3.9 *Arctium Lappa* (Dul Avrat Otu)

Arctium lappa, genellikle Avrupa'da ekilen ve antimikrobiyal özellikleriyle ön plana çıkan bir bitkidir. Ayrıca, antifungal, antioksidan, anksiyolitik ve platelet agregasyonunda inhibisyon oluşturma gibi etkileri bulunur. Gram pozitif ve gram negative bakteri türlerine etkili olduğu bilinmektedir. *A. lappa*'nın endodontik enfeksiyonlarda bulunan bakteriler üzerinde antimikrobiyal etkili olduğu gösterilmiştir.⁶⁷ *A. lappa*'nin kanal içi medikament olarak kullanımını inceleyen bir çalışma, etkisini kalsiyum hidroksit ile karşılaştırmış, 7 günde orta seviyede, 14 günde güçlü seviyede kanal içi bakteriyel içerikte inhibisyon yaptığını göstermiştir.⁶⁸

4. Sonuç

Bitkisel içerikli irrigasyon ajanları ucuz ve ulaşması kolay, üretimlerinde endüstriyel süreçlerin daha az olduğu, doğa dostu, toksik özellikleri düşük olmasının yanında, oral mikrobiyotaya olan antimikrobiyal ve analjezik özellikleri çeşitli çalışmalarla kanıtlanmıştır. Fakat bitkisel ajanların içeriğinde birden fazla etken madde bulunur. İstenilen etkiyi oluşturan etken maddenin ayrıştırılarak iyi tespit edilmesi ve tam etki için konsantrasyonunun doğru ayarlanması klinik kullanımda yer bulabilmesi için büyük önem taşımaktadır. Bu amaçlar, bitkisel ajanların klinik kullanıma girebilmeleri için her bitkisel ajanın içeriğindeki etken maddelerin özelliklerinin kapsamlı ve planktonik veya biyofilm formundaki oral flora bileşenlerine etkilerinin bireysel olarak değerlendirildiği daha fazla klinik çalışmalara ihtiyaç vardır. Yapılan çalışmalar dahilinde, bitkisel içerikli ajanların çeşitli oral hastalıkların tedavisinde kullanılma potansiyellerinin olduğu söylenebilir.

Periodontal hastalıklar genellikle etkene bağlı oluşan ve ilerleyen kronik hastalıklardır. Tedavisinde diş hekimleri tarafından profesyonel olarak yapılan mekanik temizleme işlemleri altın standart olarak kabul edilmektedir. Kimyasal temizleme uygulamaları ise mekanik tedaviye ek olarak düşünülen tedavi şekilleridir. Tıbbi bitkiler yardımıyla periodontal hastalık semptomlarını iyileştirmek daha ekonomik ve ulaşılabilir olabilir.

Kaynakça

1. Baytop T. *Türkiyede bitkiler ile tedavi (geçmişte ve bugün)*. İstanbul Üniversitesi; 1984.
2. Bascom A. *Incorporating Herbal Medicine into Clinical Practice*. FA Davis; 2002.
3. Graves DT, Cochran D. The contribution of interleukin-1 and tumor necrosis factor to periodontal tissue destruction. *J Periodontol*. 2003;74(3):391-401. doi:10.1902/jop.2003.74.3.391
4. Taubman MA, Valverde P, Han X, Kawai T. Immune response: the key to bone resorption in periodontal disease. *J Periodontol*. 2005;76(11 Suppl):2033-2041. doi:10.1902/jop.2005.76.11-S.2033
5. Firatli E, Unal T, Onan U, Sandalli P. Antioxidative activities of some chemotherapeutics. A possible mechanism in reducing gingival inflammation. *J Clin Periodontol*. 1994;21(10):680-683. doi:10.1111/j.1600-051x.1994.tb00786.x
6. Prabu GR, Gnanamani A, Sadulla S. Guaijaverin -- a plant flavonoid as potential antiplaque agent against *Streptococcus mutans*. *J Appl Microbiol*. 2006;101(2):487-495. doi:10.1111/j.1365-2672.2006.02912.x
7. Chelli-Chentouf N, Tir Touil Meddah A, Mullié C, Aoues A, Meddah B. In vitro and in vivo antimicrobial activity of Algerian Hoggar *Salvadora persica* L. extracts against microbial strains from children's oral cavity. *J Ethnopharmacol*. 2012;144(1):57-66. doi:10.1016/j.jep.2012.08.025
8. Almas K, Skaug N, Ahmad I. An in vitro antimicrobial comparison of miswak extract with commercially available non-alcohol mouthrinses. *Int J Dent Hyg*. 2005;3(1):18-24. doi:10.1111/j.1601-5037.2004.00111.x
9. Amoian B, Moghadamnia AA, Barzi S, Sheykholeslami S, Rangiani A. *Salvadora Persica* extract chewing gum and gingival health: Improvement of gingival and probe-bleeding index. *Complement Ther Clin Pract*. 2010;16(3):121-123. doi:10.1016/j.ctcp.2009.11.002
10. Quinlan R, Robson G, Pack AR. A study comparing the efficacy of a toothpaste containing extract of *Salvadora persica* with a standard fluoride toothpaste. *J N Z Soc Periodontol*. 1994;(77):7-14.
11. Sofrata A, Lingström P, Baljoon M, Gustafsson A. The Effect of Miswak Extract on Plaque pH. *Caries Res*. 2007;41(6):451-454. doi:10.1159/000107931

12. AbdELRahman HF, Skaug N, Whyatt AM, Francis GW. Volatile Compounds in Crude *Salvadora persica* Extracts. *Pharm Biol.* 2003;41(6):399-404. doi:10.1076/phbi.41.6.399.17826
13. Batwa M, Bergström J, Batwa S, Al-Otaibi MF. The effectiveness of chewing stick miswak on plaque removal. 2006;18(3):9.
14. Nugala B, Namasi A, Emmadi P, Krishna PM. Role of green tea as an antioxidant in periodontal disease: The Asian paradox. *J Indian Soc Periodontol.* 2012;16(3):313-316. doi:10.4103/0972-124X.100902
15. Chapple ILC. Reactive oxygen species and antioxidants in inflammatory diseases. *J Clin Periodontol.* 1997;24(5):287-296. doi:https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.1997.tb00760.x
16. Proctor GB, Pramanik R, Carpenter GH, Rees GD. Salivary proteins interact with dietary constituents to modulate tooth staining. *J Dent Res.* 2005;84(1):73-78. doi:10.1177/154405910508400113
17. Sarma DN, Barrett ML, Chavez ML, et al. Safety of green tea extracts : a systematic review by the US Pharmacopeia. *Drug Saf.* 2008;31(6):469-484. doi:10.2165/00002018-200831060-00003
18. Sakanaka S, Aizawa M, Kim M, Yamamoto T. Inhibitory effects of green tea polyphenols on growth and cellular adherence of an oral bacterium, *Porphyromonas gingivalis*. *Biosci Biotechnol Biochem.* 1996;60(5):745-749. doi:10.1271/bbb.60.745
19. Cho Y-S, Oh JJ, Oh K-H. Antimicrobial activity and biofilm formation inhibition of green tea polyphenols on human teeth. *Biotechnol Bioprocess Eng.* 2010;15(2):359-364. doi:10.1007/s12257-009-0195-8
20. Biswas K, Chattopadhyay I, Banerjee RK, Bandyopadhyay U. Biological activities and medicinal properties of neem (*Azadirachta indica*). *Curr Sci.* 2002;82(11):1336-1345.
21. DiSilvestro RA, DiSilvestro DJ, DiSilvestro DJ. Pomegranate extract mouth rinsing effects on saliva measures relevant to gingivitis risk. *Phytother Res PTR.* 2009;23(8):1123-1127. doi:10.1002/ptr.2759
22. Chaturvedi TP. Uses of turmeric in dentistry: an update. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res.* 2009;20(1):107-109. doi:10.4103/0970-9290.49065
23. Jurenka JS. Therapeutic applications of pomegranate (*Punica granatum L.*): a review. *Altern Med Rev J Clin Ther.* 2008;13(2):128-144.

24. Jurenka JS. Anti-inflammatory properties of curcumin, a major constituent of *Curcuma longa*: a review of preclinical and clinical research. *Altern Med Rev J Clin Ther.* 2009;14(2):141-153.
25. Kandwal A, Mamgain RK, Mamgain P. Comparative evaluation of turmeric gel with 2% chlorhexidine gluconate gel for treatment of plaque induced gingivitis: A randomized controlled clinical trial. *Ayu.* 2015;36(2):145-150. doi:10.4103/0974-8520.175537
26. Mali AM, Behal R, Gilda SS. Comparative evaluation of 0.1% turmeric mouthwash with 0.2% chlorhexidine gluconate in prevention of plaque and gingivitis: A clinical and microbiological study. *J Indian Soc Periodontol.* 2012;16(3):386-391. doi:10.4103/0972-124X.100917
27. Behal R, Mali AM, Gilda SS, Paradkar AR. Evaluation of local drug-delivery system containing 2% whole turmeric gel used as an adjunct to scaling and root planing in chronic periodontitis: A clinical and microbiological study. *J Indian Soc Periodontol.* 2011;15(1):35-38. doi:10.4103/0972-124X.82264
28. Da R. Curcumin: A Herbal Approach in the Management Of Gingivitis. 2016;(2394):5.
29. Jakovljević M, Jokić S, Molnar M, et al. Bioactive Profile of Various *Salvia officinalis* L. Preparations. *Plants.* 2019;8(3):55. doi:10.3390/plants8030055
30. Gericke S, Lübken T, Wolf D, Kaiser M, Hannig C, Speer K. Identification of New Compounds from Sage Flowers (*Salvia officinalis* L.) as Markers for Quality Control and the Influence of the Manufacturing Technology on the Chemical Composition and Antibacterial Activity of Sage Flower Extracts. *J Agric Food Chem.* 2018;66(8):1843-1853. doi:10.1021/acs.jafc.8b00581
31. Mendes FSF, Garcia LM, Moraes T da S, et al. Antibacterial activity of *salvia officinalis* L. against periodontopathogens: An in vitro study. *Anaerobe.* 2020;63:102194. doi:10.1016/j.anaerobe.2020.102194
32. Muley BP, Khadabadi SS, Banarase NB. Phytochemical Constituents and Pharmacological Activities of *Calendula officinalis* Linn (Asteraceae): A Review. *Trop J Pharm Res.* 2009;8(5). doi:10.4314/tjpr.v8i5.48090
33. Chakraborty G. Antimicrobial activity of the leaf extracts of *Calendula officinalis* (Linn.). *J Herb Med Toxicol.* 2008;2.

34. Gazim ZC, Rezende CM, Fraga SR, Svidzinski TIE, Cortez DAG. Antifungal activity of the essential oil from *Calendula officinalis* L. (asteraceae) growing in Brazil. *Braz J Microbiol Publ Braz Soc Microbiol.* 2008;39(1):61-63. doi:10.1590/S1517-838220080001000015
35. Iauk L, Lo Bue AM, Milazzo I, Rapisarda A, Blandino G. Antibacterial activity of medicinal plant extracts against periodontopathic bacteria. *Phytother Res PTR.* 2003;17(6):599-604. doi:10.1002/ptr.1188
36. Bhat G, Kudva P, Dodwad V. Aloe vera: Nature's soothing healer to periodontal disease. *J Indian Soc Periodontol.* 2011;15(3):205-209. doi:10.4103/0972-124X.85661
37. Grindlay D, Reynolds T. The Aloe vera phenomenon: a review of the properties and modern uses of the leaf parenchyma gel. *J Ethnopharmacol.* 1986;16(2-3):117-151. doi:10.1016/0378-8741(86)90085-1
38. Hellström M-K, Ramberg P. The effect of a dentifrice containing Magnolia extract on established plaque and gingivitis in man: a six-month clinical study. *Int J Dent Hyg.* 2014;12(2):96-102. doi:10.1111/idh.12047
39. Campus G, Cagetti MG, Cocco F, et al. Effect of a sugar-free chewing gum containing magnolia bark extract on different variables related to caries and gingivitis: a randomized controlled intervention trial. *Caries Res.* 2011;45(4):393-399. doi:10.1159/000330234
40. Singh O, Khanam Z, Misra N, Srivastava MK. Chamomile (*Matricaria chamomilla* L.): An overview. *Pharmacogn Rev.* 2011;5(9):82-95. doi:10.4103/0973-7847.79103
41. Goes P, Dutra CS, Lisboa MRP, et al. Clinical efficacy of a 1% *Matricaria chamomile* L. mouthwash and 0.12% chlorhexidine for gingivitis control in patients undergoing orthodontic treatment with fixed appliances. *J Oral Sci.* 2016;58(4):569-574. doi:10.2334/josnusd.16-0280
42. Vieira RF, Simon JE. Chemical Characterization of basil (*Ocimum Spp.*) found in the markets and used in traditional medicine in Brazil. *Econ Bot.* 2000;54(2):207-216. doi:10.1007/BF02907824
43. Pereira SL da S, Praxedes YCM, Bastos TC, Alencar PNB, da Costa FN. Clinical effect of a gel containing *Lippia sidoides* on plaque and gingivitis control. *Eur J Dent.* 2013;7(1):28-34.
44. Bajaj N, Tandon S. The effect of Triphala and Chlorhexidine mouthwash on dental plaque, gingival inflammation, and microbial growth. *Int J Ayurveda Res.* 2011;2(1):29-36. doi:10.4103/0974-7788.83188

45. Grbic J, Wexler I, Celenti R, Altman J, Saffer A. A phase II trial of a transmucosal herbal patch for the treatment of gingivitis. *J Am Dent Assoc* 1939. 2011;142(10):1168-1175. doi:10.14219/jada.archive.2011.0086
46. Namita P, Mukesh R. Medicinal plants used as antimicrobial agents: a review. *Int Res J Pharm*. 2012;3(1):31-40.
47. Kaufman AY, Keila S. Hypersensitivity to sodium hypochlorite. *J Endod*. 1989;15(5):224-226. doi:10.1016/S0099-2399(89)80241-9
48. Gupta D, Bhaskar DJ, Gupta RK, et al. Effect of Terminalia chebula extract and chlorhexidine on salivary pH and periodontal health: 2 weeks randomized control trial. *Phytother Res PTR*. 2014;28(7):992-998. doi:10.1002/ptr.5075
49. Guo LY, Hung TM, Bae KH, et al. Anti-inflammatory effects of schisandrin isolated from the fruit of Schisandra chinensis Baill. *Eur J Pharmacol*. 2008;591(1-3):293-299. doi:10.1016/j.ejphar.2008.06.074
50. Takanche JS, Lee Y-H, Kim J-S, et al. Anti-inflammatory and antioxidant properties of Schisandrin C promote mitochondrial biogenesis in human dental pulp cells. *Int Endod J*. 2018;51(4):438-447. doi:10.1111/iej.12861
51. Bhardwaj A, Ballal S, Velmurugan N. Comparative evaluation of the antimicrobial activity of natural extracts of Morinda citrifolia, papain and aloe vera (all in gel formulation), 2% chlorhexidine gel and calcium hydroxide, against Enterococcus faecalis: An in vitro study. *J Conserv Dent JCD*. 2012;15(3):293-297. doi:10.4103/0972-0707.97964
52. Hosny NS, El Khodary SA, El Boghdadi RM, Shaker OG. Effect of Neem (Azadirachta indica) versus 2.5% sodium hypochlorite as root canal irrigants on the intensity of postoperative pain and the amount of endotoxins in mandibular molars with necrotic pulps: a randomized controlled trial. *Int Endod J*. Published online April 21, 2021. doi:10.1111/iej.13532
53. Babaji P, Jagtap K, Lau H, Bansal N, Thajuraj S, Sondhi P. Comparative evaluation of antimicrobial effect of herbal root canal irrigants (Morinda citrifolia, Azadirachta indica, Aloe vera) with sodium hypochlorite: An in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2016;6(3):196-199. doi:10.4103/2231-0762.183104
54. Hugar S, M Patel P, Nagmoti J, Uppin C, Mistry L, Dhariwal N. An in vitro Comparative Evaluation of Efficacy of Disinfecting Ability of Garlic Oil, Neem Oil, Clove Oil, and Tulsi Oil with autoclaving on Endodontic

- K Files tested against *Enterococcus faecalis*. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2017;10(3):283-288. doi:10.5005/jp-journals-10005-1451
55. Murray PE, Farber RM, Namerow KN, Kuttler S, Garcia-Godoy F. Evaluation of *Morinda citrifolia* as an endodontic irrigant. *J Endod*. 2008;34(1):66-70. doi:10.1016/j.joen.2007.09.016
56. Yang Y-C, Lee S-H, Lee W-J, Choi D-H, Ahn Y-J. Ovicidal and adulticidal effects of *Eugenia caryophyllata* bud and leaf oil compounds on *Pediculus capitis*. *J Agric Food Chem*. 2003;51(17):4884-4888. doi:10.1021/jf034225f
57. Warnke PH, Becker ST, Podschun R, et al. The battle against multi-resistant strains: Renaissance of antimicrobial essential oils as a promising force to fight hospital-acquired infections. *J Cranio-Maxillo-fac Surg Off Publ Eur Assoc Cranio-Maxillo-fac Surg*. 2009;37(7):392-397. doi:10.1016/j.jcms.2009.03.017
58. Noushad MC, Ashraf K, Suneetha MP. Antibacterial Efficacy of Muringa Seed Extract and Potato Peel Extract Against *Enterococcus faecalis*. *Contemp Clin Dent*. 2020;11(4):327-331. doi:10.4103/ccd.ccd_223_19
59. Mistry KS, Sanghvi Z, Parmar G, Shah S. The antimicrobial activity of *Azadirachta indica*, *Mimusops elengi*, *Tinospora cardifolia*, *Ocimum sanctum* and 2% chlorhexidine gluconate on common endodontic pathogens: An in vitro study. *Eur J Dent*. 2014;8(2):172-177. doi:10.4103/1305-7456.130591
60. Zainal-Abidin Z, Mohd-Said S, Adibah F, Majid A, Mustapha WAW, Jantan I. Anti-Bacterial Activity of Cinnamon Oil on Oral Pathogens. *Open Conf Proc J*. 2013;4(1). Accessed May 6, 2021. <https://benthamopen.com/ABSTRACT/TOPROCJ-4-2-12>
61. Panchal V, Gurunathan D, Muralidharan NP. Comparison of antibacterial efficacy of cinnamon extract, neem extract as irrigant and sodium hypochlorite against *Enterococcus faecalis*: An in vitro study. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res*. 2020;31(1):124-128. doi:10.4103/ijdr.IJDR_177_18
62. Belobrov S, Seers C, Reynolds E, Cirillo N, McCullough M. Functional and molecular effects of a green tea constituent on oral cancer cells. *J Oral Pathol Med Off Publ Int Assoc Oral Pathol Am Acad Oral Pathol*. 2019;48(7):604-610. doi:10.1111/jop.12914

63. Yun J-H, Pang E-K, Kim C-S, et al. Inhibitory effects of green tea polyphenol (-)-epigallocatechin gallate on the expression of matrix metalloproteinase-9 and on the formation of osteoclasts. *J Periodontal Res.* 2004;39(5):300-307. doi:10.1111/j.1600-0765.2004.00743.x
64. Maske TT, Kuper NK, Cenci MS, Huysmans M-CDNJM. Chlorhexidine, a Matrix Metalloproteinase Inhibitor and the Development of Secondary Caries Wall Lesions in a Microcosm Biofilm Model. *Caries Res.* 2019;53(1):107-117. doi:10.1159/000490195
65. Hwang JY, Choi SC, Park J-H, Kang SW. The use of green tea extract as a storage medium for the avulsed tooth. *J Endod.* 2011;37(7):962-967. doi:10.1016/j.joen.2011.03.028
66. Prabhakar J, Senthilkumar M, Priya MS, Mahalakshmi K, Sehgal PK, Sukumaran VG. Evaluation of antimicrobial efficacy of herbal alternatives (Triphala and green tea polyphenols), MTAD, and 5% sodium hypochlorite against *Enterococcus faecalis* biofilm formed on tooth substrate: an in vitro study. *J Endod.* 2010;36(1):83-86. doi:10.1016/j.joen.2009.09.040
67. Perin FM, França SC, Saquy PC, Sousa-Neto MD. 2002. In vitro antimicrobial of aqueous herbal extracts for endodontics. *J Dent Res* 81: 157.
68. Gentil, M., Pereira, J. V., Sousa, Y. T. C. S., Pietro, R., Neto, M. D. S., Vansan, L. P., & de Castro França, S. (2006). In vitro evaluation of the antibacterial activity of *Arctium lappa* as a phytotherapeutic agent used in intracanal dressings. *Phytotherapy Research: An International Journal Devoted to Pharmacological and Toxicological Evaluation of Natural Product Derivatives*, 20(3), 184-186.

BÖLÜM 14

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE 3 BOYUTLU YAZICI UYGULAMALARI

Gülbahar Erdinç

(Dr. Öğr. Üyesi), Karabük Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi AD. E-Mail: gbaharerdinc@gmail.com

Orcid No: 0000-0002-0883-9834

Giriş

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisi (computer aided design/computer aided manufacture, CAD/CAM), diş hekimliğinde 1980’li yıllardan beri yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Optik tarayıcılar kullanılarak elde edilen veriler bilgisayar yazılımları sayesinde üç boyutlu tasarımlara dönüştürülür. Üretim bilgisayar programı kontrolünde, hazırlanan alt yapı tasarımı veya restorasyonun üretici firmalar tarafından hazırlanan prefabrike bloklar kullanılarak kazıma cihazında elde edilmesi ile gerçekleştirilir.^{1,2} CAD/CAM sistemleri “eksiltme yöntemi” ile çalıştığı için üretilmesi planlanan üründen daha çok materyal kullanılmasına neden olmakta ve maliyetler yükselmektedir. Bu soruna bir çözüm olarak “ekleme yöntemi” geliştirilerek maliyetler düşürülmeye çalışılmıştır.¹ Bu yöntemde üretilen nesne 3 boyutlu olarak planlanır ve tabaka tabaka birbiri üzerine yığılarak üretim yapılır. Bu üretim yöntemine “hızlı prototipleme (rapid prototyping)” adı verilmiştir.³ “Üç boyutlu (3D) üretim, 3D baskı» terimleri de bu yöntemleri tarif etmek için kullanılmaktadır.⁴

Tabakalı üretim olarak da bilinen 3 boyutlu baskı (3BB) günümüzde dijital diş hekimliğinin öncüsüdür. 3BB bir teknik olarak, 1980’lerde ortaya çıkmıştır ancak yalın metodolojiler daha yakın zamanda 21. yüzyılda prototip oluşturmaya

başladığından beri ana akım haline gelmiştir.⁵ Ortaya çıkışı, Charles Hull'un 1983'te ilk 3B yazıcıyı kullanarak bir 3B nesneyi ilk kez yazdırmasıyla başladı.^{5,6} 3BB, küçük hacimli elemanları birleştirerek, bağlayarak, sinterleyerek veya polimerize ederek bir 3B yazıcı tarafından STL formatında (surface tessellation language file or standard triangulation language file) dijital bir dosyadan 3B nesnelere üretilme işlemidir.⁷

3BB Uygulama Alanları

3D baskı teknolojisi ile 3D görsel modelleri birleştirmek teşhis sürecine fayda sağlayan, uygulanabilir ve kullanıcı dostu bir teknik sağlayarak diş hekimlerine kolaylık sağlamaktadır. Dental 3D baskı diş hekiminin çeşitli ürün kategorileri için özelleştirilmiş tasarımlar üretmesine olanak tanır. 3D dental baskı, bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM), oral tarama, tasarım ve 3D baskının kombinasyonunu içerir. Üreticilerin çoğu 3D baskı tekniklerini kullanarak dental cihazlar geliştirme yollarını değiştirmekte diş hekimliğine birçok yenilikler sunmaktadır.⁸

Uygulamaları tıbbi modelleme, cerrahi kılavuzların imalatı, protez, restoratif diş hekimliği, ortodonti, implantoloji ve alet imalatı alanlarına yayılır. Bu alanlardaki kullanımların yaygınlaşması BT taramaları gibi uygun fiyatlı üst düzey görüntüleme teknolojilerindeki gelişmelerden kaynaklanmaktadır. Ayrıca mevcut bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli imalat frezeleme tekniklerine göre kendine özgü avantajlarından dolayı kullanımı da yaygınlaşmıştır.

Pöröz titanyum implantlar 3BB kullanılarak kolaylıkla üretilebilir. Metal parçacıkları bir toz yatağı üzerinde birleştiren yüksek güçlü bir lazer ışını istenen implant tasarımını katman katman oluşturur.⁹according to a three-dimensional (3D Ayrıca implantolojide geniş kullanım alanı bulur. Diş hekimliğindeki diğer uygulamalar kuron kopingleri, parsiyel protez iskeletleri, cerrahi aletler, oral ve maksillofasial implantlar, adli odontoloji ve eğitim için üretilen simülasyon modellerinin imalatında ortaya çıkar.⁵

Yöntemler

Üretim tekniğinde üç ana adım vardır; verinin tedariki, işleme ve katkı maddeleri kullanarak gerçek imalat. Protetik diş tedavisinde ekleme yöntemi ile üretimde kullanılan yöntemler^{1,2} ve kullanılan materyaller Tablo1'de gösterilmiştir. Ekleme yöntemi ile üretim teknolojilerinde birçok çeşit vardır. Tablo 2'de ise 3B

baskı tekniklerinden yaygın kullanılan sistemler ve bu yaygın olarak kullanılan sistemlerin en önemli özellikleri özetlenmiştir.¹⁰

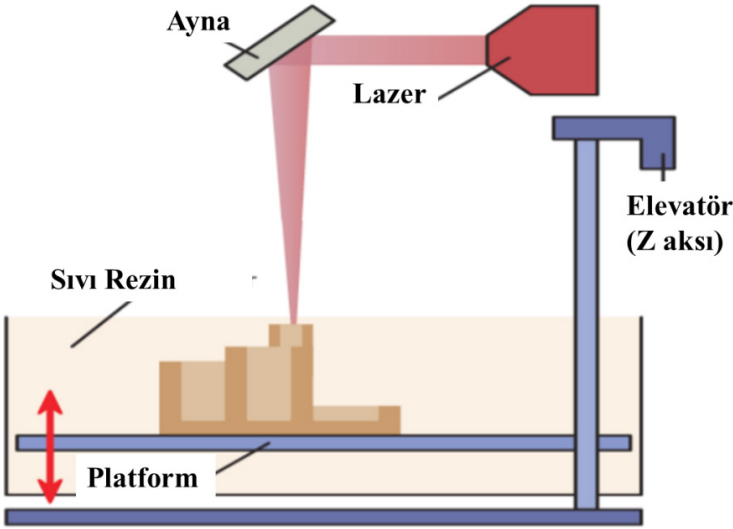
Tablo 1. Eklemeli üretim teknikleri ve kullanılan materyaller

Üretim Tekniği	Kullanılan Materyaller
Stereolitografi (SLA)	IŞıkla polimerize olan rezin
Eriyik Yığma Modelleme (FDM)	Termoplastik polimerler (mum, akrilonitril butadien stiren, ışıkla polimerize olan rezin, polilaktik asit) Seramik
Seçici Elektron IŞınlı Ergitme (SEBM)	Metal (tityum ve Cr-Co alaşımları)
Seçici Lazer Sinterleme (SLS) Seçici Lazer Ergitme (SLM)	Seramik (alümina porselen, zirkonya) Metal (Cr-Co, nikel alaşımları, tityum) Mum
Mürekkep Baskı Tekniği (IPT)	Alçı Seramik Rezin Renk ajanları
Tabakalı Nesne üretimi (LOM)	Kâğıt Plastik köpük Seramik Metal tozu emdirilmiş malzeme

Stereolitografi (SLA)

Stereolitografinin tarihi 1980 yılına dayanır ve Charles Hull tarafından tanıtılmıştır. UV ile serleşebilen fotopolimerin ince katmanlarının tabaka tabaka art arda basılması ile katı nesnelere yapma ilkesidir.¹¹ Üretilecek nesnenin 3B modeli CAD programında hazırlanır ve model ince tabakalara ayrılır. Tank içerisindeki hareketli platform sayesinde lazer ile taranarak tabakalar halinde üretim yapılır. Tabakalama bittikten sonra ürünün yıkanıp UV fırınında tamamen serleştilir.³ Protetik diş tedavisinde geçici kron ve köprüde, kayıp mum tekniğinde kullanılacak rezin modelde, cerrahi plak üretiminde, kulak muflasında, ağız koruyucularında, okluzal splintlerde ve model elde edilmesinde kullanılmaktadır.¹ Polimerize edilen tabakanın sertleşme süresi ve kalınlığı, tüm prosedürün içerdiği dinamiklerden etkilenir. Kinetik, ışık kaynağının gücü, tarama hızı ve monomer ve foto başlatıcıların

kimyası ve miktarı ile kontrol edilebilir. Ek olarak, polimerizasyon derinliğini kontrol etmek için reçineye UV emiciler eklenebilir. SLA'nın ana dezavantajı, uygun SLA işleme özelliklerine sahip biyouyumlu reçinelerin azlığıdır. Ayrıca sitotoksik olabilen (uzun işlem süreleriyle) foto başlatıcıların ve radikallerin kullanılması, tepkimeye girmemiş monomerin ve artık foto başlatıcının tuzağa düşürülmesi gibi dezavantajları da vardır.^{4,11} Sistemin çalışma prensibi şematik olarak Şekil 1'de gösterilmiştir.¹¹



Şekil 1: SLA sisteminin şematik çalışma prensibi

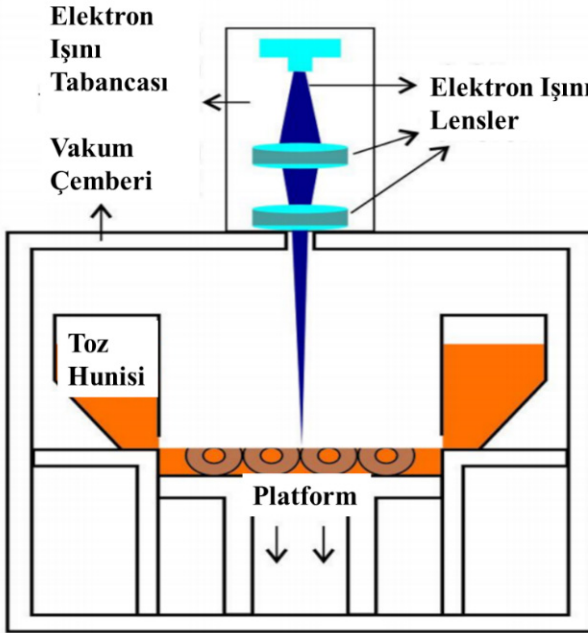
Eriyik Yığılma Modelleme (FDM-Fused Deposition Modelling)

En eski 3B yazdırma teknolojilerinden biridir. Schott Crump tarafından 1980'lerde geliştirilen eriyik yığılma modelleme yönteminde birkaç teknik mevcuttur.³ Termoplastik bir filament malzeme, sıcaklık tarafından kontrol edilen bir nozülde ekstrüde edilir ve malzeme ekstrüzyondan hemen sonra (1 saniye içinde) sertleşir. Nozül kafasının hareketi bir işlemci tarafından kontrol edilir ve malzemeyi son derece ince bir tabaka halinde izler ve yardımcı bir platforma yerleştirir. Küçük damlaların nozülden çıkması ve çıkar çıkmaz sertleşmesi yoluyla tabakalar oluşur. Başka bir yaklaşım ise materyalin bir haznedan enjektör aracılığıyla beslenmesidir.¹² Doğruluk, ekstrüderin hareket hızının yanı sıra malzeme akışına ve boyutuna bağlıdır. Bu yöntem çoğu düşük maliyetli ev tipi 3D yazıcılar tarafından kullanılan işlemdir. Dişsiz mandibula gibi ham anatomik modellerin çok fazla

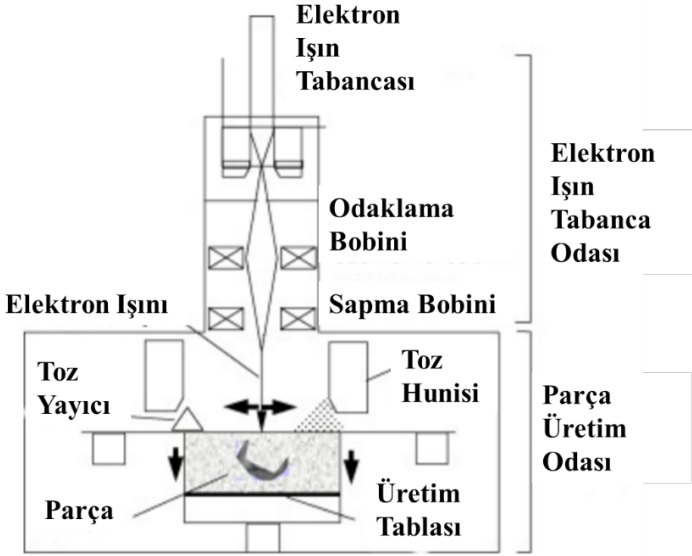
karmaşıklık olmadan basılmasına izin verir.^{11,13} Protezde döküm öncesi mum örnek üretiminde, anatomik model elde edilmesinde, kulak mufasında, kişisel kaşık yapımında ve yüz rekonstrüksiyonunda cerrahi model elde edilmesinde kullanılmaktadır.¹ Sistemin çalışma prensibi şematik olarak Şekil 2’de gösterilmiştir.¹

Seğici Elektron Işınlı Ergitme (SEBM-Selective Electron Beam Melting)

ARCAM firması tarafından 1997’de ilk cihaz piyasaya sürülmüştür. Metal parça üretiminde kullanılmaktadır. Sistem metal tozunun yüksek vakum altında elektron ışınıyla ergitilmesi şeklinde çalışmaktadır. 3 boyutlu modeli hazırlanan nesne yazılım ile ince tabakalara ayırır. Toz parçacıklar yönlendirilen elektronlar sayesinde eritilir ve platform aynı aşamalar tekrar edilerek tabaka kalınlığı kadar aşağı hareket eder. Model tamamlanır ve soğuması beklenir ardından üzerindeki artıklar üretimde kullanılan aynı toz kullanılarak basınçla temizlenir.¹⁴ Protetik diş tedavisinde çene yüz rekonstrüksiyonunda kullanılan implantlarda ve kron/köprü altyapılarında kullanılmaktadır.¹⁵ Sistemin çalışma prensibi şematik olarak Şekil 3’de gösterilmiştir.¹⁶



Şekil 2: FDM sisteminin çalışma prensibi



Şekil 3: SEBM sisteminin şematik çalışma prensibi

Seçici Lazer Sinterleme (SLS-Selective Laser Sintering) ve Seçici Lazer Ergitme (SLM-Selective Laser Melting)

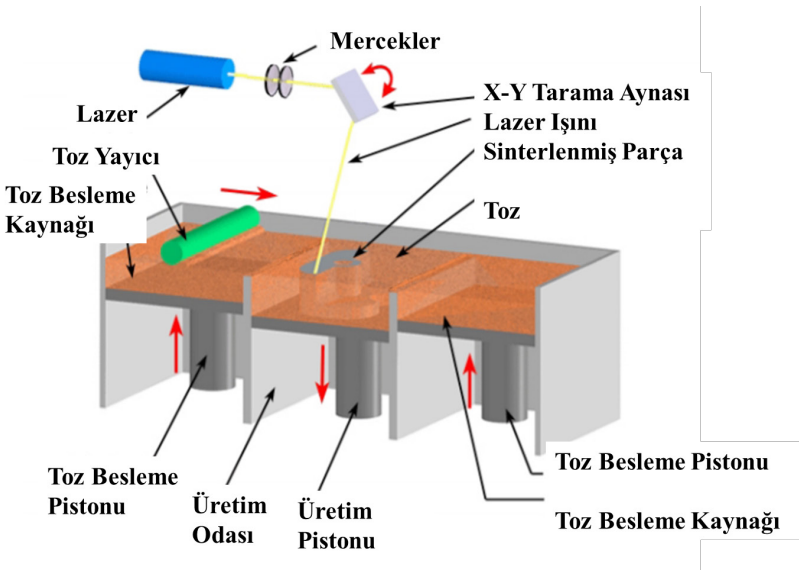
SLM tekniği Dieter Shwarze ve Matthias Fockele tarafından 1995'te, SLS tekniği ise 1988'de, Joe Beaman ve Carl R. Deckard tarafından bulunmuştur.¹⁷ Her iki yöntemin çalışma prensibi temelde lazerin aynalar aracılığı ile toz formundaki materyale yönlendirilmesidir.

SLS yönteminde CO₂ lazer ışınının oluşturduğu ısı enerjisi ile tabaka şeklinde üst üste yığılan toz formundaki materyal birbirine bağlanır. Tabakalama bir piston sayesinde her sinterlemeden sonra sistemin yeni bir katman tabakası kadar aşağı inmesi ve yeni bir toz katmanı ile kaplanmasıyla yapılır. İstenilen model elde edilene kadar toz katmanları tabaka halinde sinterlenir.¹⁸ Sinterizasyon tamamlanınca ardından bir süre sinterleme istasyonunun soğuması için beklenir. Soğuma gerçekleşince, tezgâh üretim tablasından uzaklaştırılır ve doğal destek görevi gören tozlar, fırça ya da vakumlu süpürge ile kaldırılır.¹⁶

SLM yöntemi ile SLS yöntemi oldukça benzerdir. İki sistemi birbirinden ayıran özellik SLS sisteminin daha yüksek yoğunluklu enerji kullanması ve partiküllerin tamamen erimesine yol açmasıdır. Böylelikle SLS yöntemi ile daha yüksek yoğunlukta materyaller üretilmektedir.^{2,18} SLS ile üretilen objeler yalnızca tek materyal içerirken SLM yöntemi ile üretilen objeler birden fazla materyal içerebilirler.¹⁹ Bu yöntemlerin sınırları konusunda fikir birliğine varılamadığı

için polimer ve seramik materyallerinden ürünlerin elde edilmesi için SLS teriminin ve metal ürünlerin üretilmesi için ise SLM teriminin kullanılması fikri ortaya çıkmıştır.²⁰ SLM tekniğinde metal ve metal alaşımları ile üretim yapıldığında “direkt metal lazer sinterleme (direct metal laser sintering) terimi de kullanılabilir.¹

Yöntemlerin avantajları kullanılan malzemelerin kolay otoklavlanması, büyük hacimlerde kullanıldığında maliyeti düşürmesi ve üretilen nesnelere tam mekanik işlevselliğidir. Kullanılan tozların inhalasyon riski ve teknolojinin pahalı olması ise sistemin dezavantajlarıdır.²¹ a comprehensive study of the design and 3-dimensional (3D Döküm öncesi mum örnek üretimi, kron ve köprü alt yapısı, dental implantlar ve hareketli bölümlü protez iskeleti üretimi protetik diş tedavisindeki kullanım alanlarıdır.^{1,3} SLS sisteminin çalışma prensibi şematik olarak Şekil 4’te gösterilmiştir.¹⁶



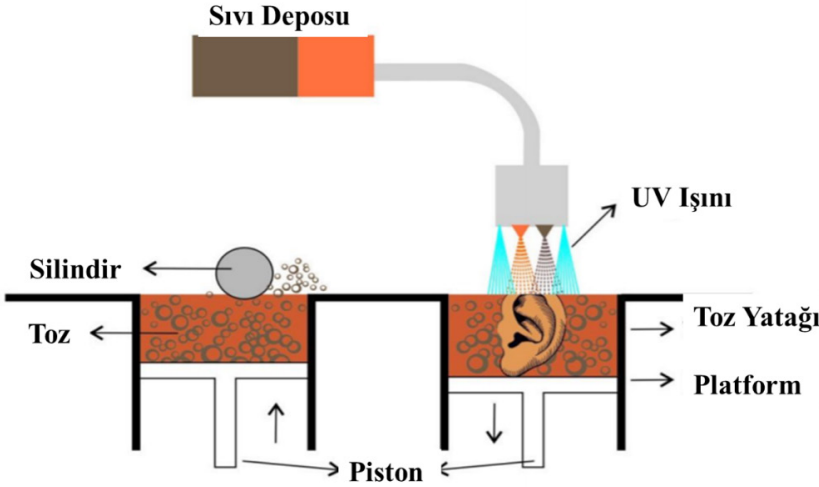
Şekil 4: SLS sisteminin şematik çalışma prensibi

Mürekkep Baskı Tekniği (IPT-İnkjet Printing Tecniqe)

1867 yılında ilk kez patenti alınan mürekkep baskı cihazı Lord Kelvin tarafından tasarlanmıştır.²² Bu yöntemde malzeme renklendirici ajan (mürekkep) ve bir bağlayıcı solüsyonu kullanılmaktadır. Küçük bir kanaldan basınç ya da vibrasyonla mürekkep püskürtülür ve süspansiyon materyaline yapışır. Kullanılan materyale göre ısı iletimi, UV, kimyasal reaksiyon, kurutma ya da kimyasal reaksiyonla materyal tabaka tabaka katılaştırılarak üretim yapılır.¹⁻³

Başka bir yöntem ise SLS ve SLM tekniğine benzer şekilde ince bir toz tabakası kullanılmasıdır. Ancak bu yöntemde bağlayıcı lazer yerine mürekkep püskürtücü ile gönderilmektedir.²⁰ Rezin materyal kullanıldığında yöntem “photopolymer jetting”²⁴ veya “polyjet printing”²³ isimlendirilmektedir. “Toz bağlayıcı baskı” ya da “powder binder printing” ise toz katmanının üzerine sıvı püskürtülmesi yöntemidir.¹

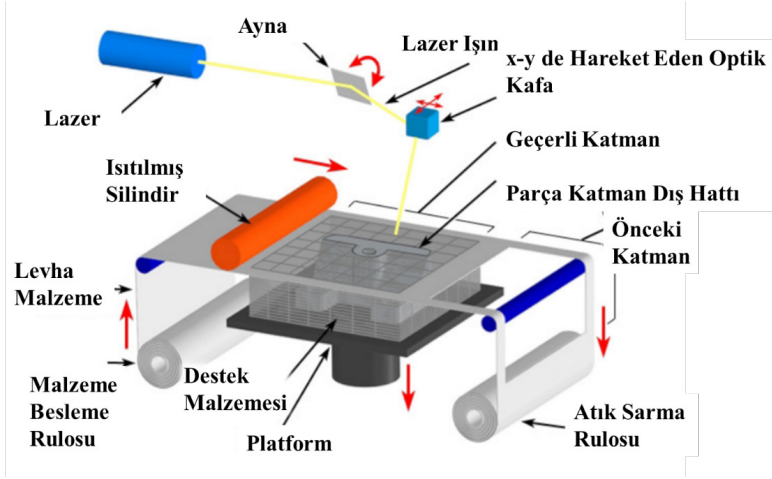
Mürekkep baskı tekniğinin protetik diş tedavisinde kullanıldığı alanlar model elde edilmesi, epitezler, implant uygulanmasında kullanılan cerrahi rehberler, seramik alt yapılar, ağız koruyucuları ve uyku apnesinde kullanılan apareylerdir.^{1,3} Sistemin çalışma prensibi şematik olarak Şekil 4’te gösterilmiştir.¹



Şekil 5. IPT sisteminin şematik çalışma prensibi

Tabakalı Nesne Üretimi (LOM-Laminated Object Manufacturing)

Sistem levha şeklindeki malzeme bu levhayı alt tabakaya bağlamak için ısıtılmış bir silindir ve üretilen her katmanın dış sınırını şekillendiren bir lazerden meydana gelmektedir. Üretim lazerle kesilmiş ve yapışkan bir şekilde kaplanmış levhanın ısı ve basınçla bir önceki katmana yapıştırılması şeklindedir. Lazer kesim işleminden sonra platform levha kalınlığı kadar aşağı iner ve besleme mekanizması sayesinde yeni levha getirilir. Ardından platform yükselir basınçla yeni katmanı yapıştırır, lazer ise dış hattı şekillendirir. İşlem üretilecek obje 3 boyutlu olarak elde edilene kadar tekrar eder. Kullanılan malzemelerin ucuz ve kolay temin edilebilir olması sistemin avantajlarından. Sistemin çalışma prensibi şematik olarak Şekil 5’te gösterilmiştir.¹⁶



Şekil 6: LOM sisteminin şematik çalışma prensibi

Protetik Diş Tedavisinde Eklemeli Yöntem ile İlgili Yapılan Çalışmalar

Stereo litografi maksillofasial protezlerde, obturatörlerde, cerrahi stentlerde, protez duplikasyonunda ve yanık stentlerinde kullanılmaktadır. Schneider ve ark. tarafından yapılan sistematik derlemede, farklı klinik koşullarda bir yıllık klinik gözlemden sonra değişken düzeylerde kanıtlarla %4,6 postoperatif komplikasyonla %96 sağkalım oranı gözlenmiştir. Ancak araştırmacılar güvenlik, morbidite, verimlilik veya maliyet faktörlerine dayanan bilgisayar destekli ameliyatları önermek için hala güçlü kanıtlar olmadığını bildirmişlerdir.²⁴ Cho ve ark. sabit protez üretimi için geleneksel yöntem ve SLA ile alçı model hazırlayarak, modellerin doğruluğunu kıyaslamışlar ve restorasyon yapılacak bölgede (yan yüzeyler ve kenar bitim çizgisi) bir fark olmadığı ancak modelin tamamında geleneksel yöntemin daha doğru sonuç verdiğini bildirmişlerdir.²⁵ Dehurtevent ve ark. alümina seramiğin SLA ve eksiltme yöntemiyle üretimi sonucu anizotrop büzülme, yoğunluk ve bükülme dayanımı gibi özelliklerini değerlendirmişler ve her iki yöntemin benzer sonuçlar verdiğini göstermişlerdir.²⁶ SLA ile ilgili bir başka çalışmada da SLA ile üretilen okluzal splint bilgisayarda hazırlanan 3D model ile karşılaştırılmış ince kenar ve keskin köşelerde 1 mm'lik boyutsal hata saptanmıştır.²⁷

Lazerle sinterizasyonla ilgili yayınlanmış birçok çalışma bulunmaktadır. Xu ve ark. ile Quante, metal altyapıların porselene bağlanma mukavemeti, marjinal ve iç uyumunu değerlendirmiş ve geleneksel tekniklere kıyasla lazerle sinterlenmiş krom kobalt kronların gelişmiş ve karşılaştırılabilir marjinal uyumu

olduğunu bulmuşlardır.^{28,29} Eswaran ve arkadaşları, doğrudan metal lazerle sinterlenmiş kuronlarla, 3B baskıları ve mum modelajları kullanarak döküm yapılan kronları kıyaslamış ve doğrudan lazerle sinterlenmiş kronlarda olumlu sonuçlar bulmuşlardır.³⁰ Bununla birlikte Akova ve Park tarafından yapılan araştırmalar, direkt lazer sinterizasyonda geleneksel döküm tekniğine kıyasla porselen fırınlamadan sonra artan marjinal boşluk olduğunu göstermektedir.^{31,32}

Metal alt yapı üretiminde SLM ile döküm yönteminin kıyaslandığı bir çalışmada SLM yönteminde mikroyapının homojenliği, akma dayanımı, çekme dayanım sınırı ve uzamanın döküme göre daha fazla olduğu gösterilmiştir.³³ Bir başka çalışmada da Cr-Co-Mo alaşımı kullanarak SLM ile üretim yapıldığında diğer yöntemlere göre daha homojen mikroyapı ve daha yüksek sertlik elde edildiği gösterilmiştir.³⁴ Dzhendov ve ark. SLM ile döküm alt yapıları kıyasladığında SLM ile üretilen Cr-Co alt yapıların döküme göre 4 kat fazla yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğunu ve böylece porselen bağlantısının arttığını bildirmişlerdir.³⁴ Benzer şekilde Ren ve ark. ise SLM ile üretilen alt yapılarda porselen bağlantısını daha iyi olduğunu saptamışlardır.³⁵ Köprü restorasyonlarının marjinal uyumlarının değerlendirildiği bir çalışmada döküm tekniği, eksiltme yöntemi ve SLM yöntemi kıyaslanmış ve SLM ile üretilmiş 4 üyeli Cr-Co köprünün en iyi marjinal uyumu gösterdiği bulunmuştur.³⁶ SLM ile dökümün kıyaslandığı bir başka çalışmada ise tam protez için her 2 farklı yöntemle iskelet hazırlanmıştır, çalışmanın sonucunda SLM ile üretimde daha yüksek sertlik değeri olduğu ve mikroyapısında pöröz olmadığı gösterilmiştir.³⁷

Seçici elektron ışınli ergitme ile ilgili bir çalışmada bu yöntem ile üretilen dental implantların mekanik özelliklerinin ve korozyon direncinin, kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımları ile kıyaslanabilir olduğu bulunmuştur.³⁸ Ye ve ark. SEBM, SLM ve geleneksel yöntem ile titanyumdan yapılan tam protez iskeletlerini mikro yapı ve uyum açısından karşılaştırmışlardır. SEBM grubunda model ile iskelet arasında en fazla boşluk gözlenmiştir. SLM'nin ise geleneksel yöntem ve SEBM yöntemine göre daha uniform ve kompakt mikroyapıda olduğu gösterilmiştir. Araştırmacılar çalışmanın sonucunda SEBM tekniğinin henüz tam protez yapımında yeterli düzeyde olmadığını belirtmişlerdir.³⁹

Chen ve ark. FDM yöntemiyle ve konvansiyonel yöntemle üretilmiş şahsi kaşıkların hassasiyetini değerlendirmişler ve FDM ile hazırlanan kaşıkların daha hassas olduğunu bildirmişlerdir.⁴⁰ FDM yöntemiyle ilgili bir başka çalışmada hastanın mevcut obturatörü taranarak bu yöntemle üretilen obturatörlerin daha

hassas olduğunu belirtmiş ve acil vakalarda kısa sürede uygun bir çözüm olarak tavsiye etmişlerdir.⁴¹

Molinero ve ark alçı modelleri tarayarak polilaktik asit ile 3B baskılı geçici diş kronları üretmişler ve bunların iyi marjinal uyum ve başarılı sonuçlar sergilediğini gözlemlemişlerdir.⁴² Dijital ölçüleri ve geleneksel ölçüleri karşılaştıran bir çalışmada, dijital olarak üretilmiş geçici restorasyonların daha az marjinal ve internal uyumsuzluğa sahip olduğunu gösterilmiştir.⁴³

Mai ve ark basınçla ve milledme yöntemi ile şekillendirilmiş geçici kronlar ile mürekkep baskı tekniği ile üretilmiş kronları uyum açısından kıyaslamışlar, milledme ve mürekkep baskı gruplarında proksimal ve marjinal bölgede uyumun daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir.⁴⁴

Kaynaklar

1. Özyemişçi Cebeci N, Hancı Tokmakcıoğlu H. Protetik diş tedavisinde ekleme yöntemi ile üretim. Sağlık Akad Kastamonu. 2018;3(1):66-86.
2. Kanat Ertürk B, Dündar Çömlekoğlu M, Çömlekoğlu E, Güngör MA. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan güncel tasarım ve üretim yöntemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2015;25(1):135-43.
3. Van Noort R. The future of dental devices is digital. Dent Mater. 2012;28:3-12.
4. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. Br Dent J. 2015;219(11):521-9.
5. Prasad S, Kader NA, Sujatha G, Raj T, Patil S. 3D printing in dentistry. J 3D Print Med. 2018:89-91.
6. Zaharia C, Gabor A-G, Gavrilovici A. Stan AT, Idorasi L, Sinescu C, Negruțiu ML. Digital dentistry- 3D printing applications. J Interdiscip Med. 2017;2(1):50-3.
7. Mahamood S, Khader MA, Ali H. Applications of 3-D printing in orthodontics: a review. Int. J. Sci. Stud. 2016;3:267-70.
8. Lin L, Fang Y, Liao Y, Chen G, Gao C, Zhu P. 3D printing and digital processing techniques in dentistry: a review of literature. Advanced Engineering Materials. 2019;21(6):1801013.
9. Mangano F, Chambrone L, Van Noort R, Miller C, Hatton P, Mangano C. Direct metal laser sintering titanium dental implants: A review of the current literature. International Journal of Biomaterials. 2014.
10. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry-state of the art. Oper Dent. 2020;45(1):30-40.

11. Jain R, Supriya BS, Gupta K. Recent trends of 3-d printing in dentistry-a review. *Ann Prosthodont Rest Dent*. 2016;2(1):101-4.
12. Zein I, Hutmacher DW, Tan KC, Teoh SH. Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications. *Biomaterials*. 2002;23(4):1169-85.
13. Subburaj K, Nair C, Rajesh S, Meshram SM, Ravi B. Rapid development of auricular prosthesis using CAD and rapid prototyping technologies. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007;36(10):938-43.
14. Attar E. (2011). Simulation of selective electron beam melting processes. Doctoral thesis, Technical Faculty of University of Erlangen-Nuremberg, Germany.
15. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS. Selective laser melting technique of co-cr dental alloys: a review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. *J Prosthodont*. 2015;24(4):303-12.
16. Çelik İ, Karakoç F, Çakır MC, Duysak A. Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilim Enstitüsü Derg*. 2013;(031):53-70.
17. Deters J. (2017). 3D-printing impacts on systems engineering in defense industry. In Badiru A. B., Valencia V. V., Liu D. (Eds.), *Additive Manufacturing Handbook: Product Development for the Defense Industry* (1st ed., p. 21). Florida, USA: CRC Press.
18. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Mach Tools Manuf*. 2006;46(12-13):1459-68.
19. Kruth JP, Mercelis P, Van Vaerenbergh J, Froyen L, Rombouts M. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping Journal*. 2005.
20. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*. 2012;28(1):3-12.
21. Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang C, Zhang G, Xu Z. Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1088-95.
22. Cahill V. J. (n.d.). A Short History and Current Development of UV-Curing for Ink Jet Printing. <http://www.vcesolutions.com/wp-content/>

- uploads/2014/09/AShort-History-and-Current-Development-of-UV-Curing-for-Ink-JetPrinting.pdf. İndirilme tarihi: 06.07.201.
23. Grant G. T. (2015). Direct Digital Manufacturing. In Masri R. & Driscoll C. F. (Eds.), *Clinical Applications of Digital Dental Technology* (1st ed., p. 53). Massachusetts, USA: Blackwell Publishing.
 24. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:73-86.
 25. Cho SH, Schaefer O, Thompson GA, Guentsch A. Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2015;113(4):310-5.
 26. Dehurtevent M, Robberecht L, Hornez JC, Thuault A, Deveaux E, Béhin P. Stereolithography: a new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dental materials* 2017;33(5):477-85.
 27. Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, Ingman T, Mäkitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *J R Soc Interface.* 2013;10(84):20130203.
 28. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting–fabricated metal crowns: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014;112(6):1437-40.
 29. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater.* 2008;24(10):1311-5.
 30. Eswaran, B. Comparative evaluation of the marginal gap and internal gap of Co-Cr copings fabricated by different techniques: An In Vitro study. *Diss. Ragas Dental College & Hospital, Chennai, 2012.*
 31. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley W. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater.* 2008;24(10):1400-4.
 32. Park J, Lee W, Kim H, Kim W, Kim J. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *The journal of advanced prosthodontics*,2015;7(2):122.
 33. Takaichi A, Suyalatu, Nakamoto T, Joko N, Nomura N, Tsutsumi Y, Migita S, Doi H, Kurosu S, Chiba A, Wakabayashi N, Igarashi Y, Hanawa T. Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser meltin. 2013;21:67-76.

34. Dzhendov D, Dikova T. Application of selective laser melting in manufacturing of fixed dental prosthesis. *Journal of IMAB*. 2016;22(4):1414-17.
35. Ren XW, Zeng L, Wei ZM, Xin XZ, Wei B. Effects of multiple firings on metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 2016;115(1):109-14.
36. Pompa G, Di Carlo S, De Angelis F, Cristalli MP, Annibali S. Comparison of conventional methods and laser assisted rapid prototyping for manufacturing fixed dental prostheses: an in vitro study. *Biomed Res Int*. 2015;1-7.
37. Kanazawa K, Iwaki M, Minakuchi S, Nomura N. Fabrication of titanium alloy frameworks for complete dentures by selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1441-47.
38. Koike M, Martinez K, Guo L, Chahine G, Kovacevic R, Okabe T. Evaluation of titanium alloy fabricated using electron beam melting system for dental applications. *J Mater Process Technol* 2011;(8):1400-8.
39. Ye Y, Xiong YY, Zhu JR, Sun J. Comparison of adaptation and microstructure of titanium upper complete denture base fabricated by selecting laser melting and electron beam melting. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi= Zhonghua kouqiang yixue zazhi= Chinese journal of stoma* 2017;52(6):346-50.
40. Chen H, Yang X, Chen L, Wang Y, Sun Y. Application of FDM threedimensional printing technology in the digital manufacture of custom edentulous mandible trays. *Sci Rep*. 2016;6:1-6.
41. Elbashti M, Hattori H, Sumita Y, Aswehlee A, Yoshi S, Taniguchi S. Creating a digitized database of maxillofacial prostheses (obturators): A pilot study. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(3):219-23.
42. Molinero-Mourelle P, Canals S, Gómez-Polo M, Solá-Ruiz M, del Río Highsmith J, Viñuela A. Polylactic acid as a material for three-dimensional printing of provisional restorations. *Int j prosthodont*. 2018;31(4).
43. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(2):184-90.
44. Mai HN, Lee KB, Lee DH. Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *J Prosthet Dent*. 2016;118(2):208-15.

Tablo 2: 3B baskı teknikleri ve en önemli özellikleri

	SLA/DLP	PJ/MJ	BJ	SLS/SLM	FFF
İlaveli üretim prosesi	Fotopolimerizasyon	Materyal püskürtme	Püskürtme	Toz yatağı füzyonu	Materyal ekstrüzyonu
Materyal	Fotopolimer rezin	Fotopolimer rezin	Toz formda (metal, seramik, plastik)	Toz formda (Co-Cr, titanyum, PEEK, poliamid)	Termoplastik filament (PLA, ABS, TPU, ASA)
Ortalama tabaka kalınlığı (µm)	25-100	16	50-100	30-100	178 veya 254
Ortalama xy rezolüsyonu (µm)	30-150	42	60-100	200	200-400
Maliyet	\$-\$\$	\$\$\$	\$\$	\$\$\$\$	\$
Diş hekimliğindeki uygulamaları	Model, döküm, cerrahi rehber, splint, tray, geçici restorasyon, gingiva mask, protez	Model, döküm, cerrahi guide	Model	Kron, implant, parsiyel protez	Model
Çok renkli	Hayır	Evet	Evet	Hayır	Evet
Altyapı desteği ihtiyacı	Evet	Evet	Hayır	Hayır	Evet
Avantaj	Yumuşak yüzey, iyi detay, çok materyal	Yumuşak yüzey, iyi detay, çok renkli	Düşük maliyet, çok renkli, büyük hacimde üretim, hızlı, altyapı ihtiyacı yok	Yüksek detay, artmış mekanik özellikler ve yoğunluk, altyapı ihtiyacı yok	Düşük maliyet, Çok renkli
Dezavantaj	Sadece fotopolimer, göreceli olarak kırılman, güneş kırılman, güneş ışığına ve ısıya karşı savunmasız	Sadece fotopolimer, göreceli olarak kırılman, fotopolimer baskısında yüksek maliyet, güneş ışığına ve ısıya karşı savunmasız	Düşük mekanik özellikler, düşük detay	Yüksek maliyet, özel CAD yazılımı ihtiyacı, rough surface	Kırılman materyaller, pürüzlü yüzey ve düşük detay, anizotropik mekanik özellikler

Kısaltmalar: SLA, stereolithography; DLP, digital light processing; PJ, photopolymer jetting; MJ, material jetting; BJ, binder jetting; SLS, selective laser sintering; SLM, selective laser melting; FFF, fused filament fabrication; PLA, polylactides; ABS, acrylonitrile-butadiene-styrene; TPU, Thermoplastic Polyurethane; ASA, Acrylonitrile Styrene Acrylate; CAD, computer-aided design.

