

Ortodontik Braketler; Bölüm I

Orthodontic Brackets; Part I

ÖZ

Modern ortodontik uygulamalarda en fazla kullanılan eleman olma özelliğini elinde bulunduran ortodontik braketlerin, ortodonti pratiğinde uzun bir kullanım geçmişi mevcuttur. Braket üretiminde kullanılan alaşımlara yenilerinin eklenmesi, biyomekanik ve estetik gelişmelerin sürekliliğini beraberinde getirmiştir. Değişen ve gelişen braket üretim materyalleri ortodontistler için farklı alternatifler ve ilave avantajlar oluştursa da bu değişimlerin birtakım dezavantajları da görülmektedir. Braketlerin her bir çeşidi için tedavi süresince karşılaşılan durumlar ve tedaviye etkisiyle ilgili çeşitli çalışmalar yapılmıştır ve yapılmaya da hâlâ devam edilmektedir. Sunulan çalışmada, sabit ortodontik tedavide kullanılan braketlerin üretiminde kullanılan hammaddeler, üretim teknikleri, braketlerin çeşitleriyle ilgili çalışmalar incelenmiş ve konu derlenmiştir.

Anahtar sözcükler: Braket, Ortodonti, Ham madde, Alaşım, Sınıflandırma .

ABSTRACT

Orthodontic bracket that holds the characteristic of being the most used material in orthodontics has a long history in modern orthodontic practice. The addition of novelties to alloys used in the production of bracket materials has brought about the enduring renewal of biomechanical and aesthetic developments. Although varying and evolving bracket materials provide appliance alternatives and advantages for orthodontists, there are some disadvantages to these changes. Various studies have been carried out and still continue regarding the treatment situations and treatment effects for each type of bracket material. In the present study, studies related to raw materials, production techniques, classification and identification of brackets used in fixed orthodontic treatment were collected and topics were revised.

Key words: Bracket, Orthodontics, Raw material, Alloy, Classification.

Orhan ÇİÇEK

Nurhat ÖZKALAYCI

Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı,
Zonguldak, Türkiye



Geliş tarihi / Received: 04.01.2018

Kabul tarihi / Accepted: 05.02.2018

DOI: 10.21306/jids.2018.121

GİRİŞ

Ortodontik tedavilerde ideal sonuçların elde edilmesi büyük oranda hasta uyumuna ve ortodontik ataşmanların tedavi süresince hem ortodontik hem de okluzal kuvvetler karşısında dayanabilme yeteneğine bağlı olmaktadır. Braketlerin doğrudan dişlerin minesine, konservatif ve/veya protetik restorasyonlara bağlanması bu yüzeylerin özellikleri, yüzey hazırlık işlemleri, kullanılacak adeziv tip, braketin dizayn ve şeklinden etkilenmektedir (1,2).

Metal, seramik ve plastik materyaller başta olmak üzere braket yapımında farklı tip materyaller kullanılmaktadır. Bu farklı tip materyaller arasında fiziksel özelliklerinin iyi olması, korozyona dirençli olması ve ekonomik

İletişim Adresi/Corresponding Adress:

Orhan ÇİÇEK

Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı,
Zonguldak, Türkiye

E-posta/e-mail: ortorhancicek@gmail.com

olması nedeniyle en çok kullanılan materyal paslanmaz çelik braketlerdir (3). Bununla birlikte bahsi geçen değişik materyaller kullanılarak üretilmiş braketler kendi yararları ve sınırlamalarıyla birlikte modern ortodontik uygulamalarda kullanılmaktadır.

İdeal braket materyalinde olması gereken özellikler;

- Ağız ortamına biyolojik olarak uyumlu olmalı
- Düşük maliyetli olmalı
- Yüksek elastiklik modülü olmalı
- Yüksek korozyon direnci olmalı
- Manyetik özellik taşımamalı.
- Ark teli ve braket etkileşiminde sürtünme olmamalı
- Uygun dayanım ve sertlikte olmalı.
- Ağız ortamında lekelenme ve renk değişimine dirençli olmalı
- Plak birikimine dirençli olmalı
- Hastanın estetik taleplerini karşılamalıdır, şeklinde sıralanabilmektedir.

Ancak braket üretiminde kullanılan güncel materyallerin hiçbiri yukarıda belirtilen özelliklerin hepsini birden karşılayamamaktadır (4).

ORTODONTİK BRAKETLERİN ÜRETİM TEKNİKLERİ

Ortodontik metal braketler çoğunluklu döküm, çekme ve metal enjeksiyonla kalıplama teknikleriyle imal edilmekle birlikte bunun dışında sinterleme, seramik veya plastik enjeksiyonla kalıplama teknikleri de mevcuttur (5,6).

a) Döküm tekniği

Döküm tekniği prosedürüyle genellikle braketlerin kompleks parçaları olan braket tabanı örgüsü ve braket kanatlarının üretimi yapılmaktadır. Bu teknikte braket tek parça halinde de üretilebilmektedir. Döküm braketler çekme braketlere göre daha yumuşaktır ve genellikle aynı tip çelikle metal enjeksiyonla kalıplama tekniğiyle üretilen braketlerden daha güçlüdürler (7).

b) Çekme veya frezleme tekniği

Çekme ya da frezleme tekniğinde genellikle aşınmaya dirençli kesici döner aletler kullanılmaktadır. Bu prosedürde metal hammaddeye önceden tasarlanan braket formu verilmektedir. Çekme tekniği ile braketler tek parça halinde üretilebileceği gibi tek tek parçalar şeklinde üretim yöntemi de sıklıkla kullanılmaktadır. Braketlere son şekli verilirken materyalde %50-75 arasında kayıp olmasından dolayı ortodontik braketlerin

frezlenmesi metal enjeksiyonla kalıplama işlemine göre daha pahalı olmaktadır. Ayrıca çekme işlemi, üreticiden kaynaklı hatalara da eğilimli olma özelliği göstermektedir (4).

Modern ortodontik metal braketler, bilgisayar kontrollü (CNC) frezleme işlemiyle tek parça olarak üretilir ve braketin oluşturulması için gerekli kesme ve form verme işlemi yine bilgisayar kontrollü makineler ile yapılmaktadır (5).

c) Metal enjeksiyonla kalıplama tekniği (MIM)

Metal enjeksiyonla kalıplama tekniği, 1980'li yılların başında ABD'de geliştirilmiş bir toz metalürjisi işlemidir. Bu teknikte CAD/CAM teknolojisi kullanılmaktadır. Bu işlemde 15 mikrona kadar küçük parçacık boyutlu ince metal toz hammadde, plastikleştiriciler, organik bağlayıcılar, kayganlaştırıcılar ve dağıtıcılarla kombine edilerek homojen bir karışım elde edilmektedir (6). Hammadde enjeksiyonlu kalıplama makinesiyle belirli şekillerde kalıplanmaktadır. Yeşil gövde veya yeşil kısım olarak adlandırılan kırılğan özellikli yeni üretilmiş ürün son üründen %17-22 daha büyüktür. Yeşil kısım işlenerek aynı boyutta kahverengi parça olarak adlandırılan gözenekli yapıya dönüştürülmektedir. Daha sonra kontrollü veya vakumlu ortamda 1400 derece sıcaklık altında sinterleme sürecine tabi tutulan kahverengi parçada artık uzaklaştırılmaktadır. Böylece %17-22 oranında büzülme gerçekleşerek son ürün oluşturulmaktadır (5). Metal enjeksiyonla kalıplama tekniğinde metal tozu hammaddesi olarak paslanmaz çelik, titanyum ve kobalt-krom kullanılmaktadır. Son yıllarda yüksek kalitede braketlerin üretimi çoğunlukla bu teknikte gerçekleştirilmektedir (8,9).

Metal enjeksiyonla kalıplama tekniğinin avantajları (4,10,11):

- Braket yüksek hassasiyetle tek parça halinde üretilebilme
- Lehimleme işlemi gerektirmediğinden düşük sitotoksite ihtimali
- Dayanıklı braket kanatları
- Ucuz üretim maliyeti.
- Yüksek korozyon direnci
- Düşük korozyon riski
- Düşük nikel alerjisi oranı
- Düşük yüzey pürüzlülüğü ve
- Düşük sürtünme

Metal enjeksiyonla kalıplama tekniğinin sınırlamaları (5,10,12);

- Sinterleme sırasındaki büzülme
- Yüzeyde porozite oluşumu
- Mekanik dayanımın azalması
- Yüzey düzeltme işlemi gerekliliği
- Düşük Vickers sertlik derecesi

d) Sinterleme tekniği

Sinterleme, atomik difüzyon prensibine dayanılarak toz halindeki materyallerden çeşitli nesnelere üretmek için kullanılan bir işlemdir. Bu teknikte, toz haline getirilmiş materyal bir kalıpta bulunmakta ve erime noktasının altındaki bir sıcaklığa kadar ısıtılmaktadır. Partiküllerdeki atomlar partiküllerin sınırları boyunca yayılmakta ve böylece çeşitli parçacıkların bir araya gelmesiyle tek bir katı ünite oluşmaktadır. Hem metal hem de seramik braketlerin üretiminde sinterleme işlemi kullanılmaktadır (4,13).

Modern braketlerin üretiminde kullanılan bu teknik, braket olukları ve kanatları gibi önemli bölümlerin hassas ve pürüzsüz olarak elde edilebilmesini sağlamaktadır (14).

e) Seramik enjeksiyonla kalıplama tekniği (CIM)

Seramik braketlerin üretiminde kullanılan CIM tekniği metal enjeksiyon kalıplama tekniğine benzemektedir. Teknolojik olarak farklılık yoktur. Metal tozu yerine seramik tozu kullanılmasının dışında tek fark ise sinterleme sıcaklığının 2000 C_ olmasıdır (4,15).

f) Plastik enjeksiyonla kalıplama tekniği (PIM)

Plastik braketlerin üretiminde kullanılan en sık yöntem PIM tekniğidir (4). Plastik braketlerin yapımında polikarbonat materyali kullanılmaktadır. Estetik olmaları ve seramik braketlere kıyasla düşük maliyetlere üretilmelerini başlıca avantajlarıdır. Ancak şeffaf olan braketler zamanla sıvı absorpsiyonu nedeniyle renk değişikliğine uğramaktadırlar. Plastik braketlerin slotlarının yeterince hassas üretilmemesine bağlı olarak özellikle planlanan tork değerlerini tam olarak elde etmek zorlaşabilmektedir. Bu sorunu ortadan kaldırmak amacıyla plastik yapıya metal oluk eklenmiştir. Pürüzsüz oluk yüzeyine sahip gibi görünmelerine rağmen bazı durumlarda ortaya çıkan yüksek sürtünme değerleri nedeniyle bu braketlerin kullanımı gittikçe azalmaktadır (14).

ORTODONTİK BRAKETLERİN ÇEŞİTLERİ

METAL BRAKETLER

Modern ortodontide kullanılan 4 tip metal braket mevcuttur:

1. Paslanmaz çelik braketler
2. Kobalt-krom braketler
3. Titanyum braketler
4. Değerli metal braketler

a) Paslanmaz çelik braketler

Metalürjide, 'inox çeliği' olarak da bilinen paslanmaz çelik, kütlece en az %10,5 krom içeriğine sahip alaşımdır. Paslanmaz çelik kristal yapının tiplerine göre sınıflandırılabilir ve alaşımdaki elementlerin bileşimine göre her bir paslanmaz çelik tipine SAE (Society of Automotive Engineers) veya AISI (American Iron and Steel Institute) numarası verilmektedir (16). Düşük numaralar yumuşak ve daha az ilave metal alaşım olunduğunu belirtirken, yüksek AISI numaraları daha fazla sertlik ve artmış korozyon direncini belirtmektedir (4).

Ortodontik braketler kuvvetin tellerden dişlere aktarılabilmesi için uygun sertliğe ve dayanıma sahip olmalıdır (17,18). Ortodontik braketlerin çoğu, bir ortodontik braket için en uygun özellikleri taşıyan paslanmaz çelikten üretilmektedirler (19,20).

- Paslanmaz çeliğin üretiminde alaşıma ilave edilen temel elementler (4):

Karbon: Sertlik ve dayanım seviyesini yükseltmektedir. Karbon içeriğinin artması sertliği arttırmakla birlikte ağız sıvılarında lokalize korozyona bağlı krom karbür oluşumunu artırma riskini de arttırmaktadır.

Krom: Oksitlenme direncini yükseltmektedir. Paslanmaz çeliğin yüzeyinde pasif krom oksit tabakası oluşturarak oksijen difüzyonunu ve dolayısıyla yüzey korozyonunu engellemektedir.

Nikel: Paslanmaz çeliğin ostenitik fazının stabilizasyonunu sağlayan nikel, korozyon ve oksidasyon direncini arttırmaktadır. Nikel atomları arasında güçlü bağlar olduğundan ağız ortamına nikel iyonlarının salınım ihtimali yüksektir. Nikele karşı aşırı duyarlılık reaksiyonlarını en aza indirmek ve alaşımdan nikel iyon salınımını kontrol etmek için paslanmaz çeliğin korozyon direncinin yüksek seviyede olması gerekmektedir.

Manganez: Nikel gibi ostenitik formun oluşumunu sağlayan bu element nikelin yerine kullanılabilir.

Azot: Nikel gibi ostenitik formun oluşumunu sağlayan azot, ostenitik fazın stabilitesini artırmaktadır.

Molibden: Korozyona karşı paslanmaz çeliğin direncini yükseltmektedir.

Titanyum: Karbür stabilizasyonu ve korozyon direncini artırmak için ilave edilebilir.

Fosfor: Korozyon direnci ve dayanımı artırmakla birlikte sinterleme sıcaklığını düşürmektedir.

Niobyum ve Tantal: Karbonu stabilize etmek ve korozyon direncini artırmak için eklenmektedir.

Bakır: Çökelimli sertleşme özellikleri için paslanmaz çeliğe ilave edilmektedir.

Selenyum ve kükürt: Çeliğin daha işlenebilir ve kullanılabilir olmasını sağlamakla birlikte sertlik ve dayanım üzerine negatif etkisi vardır.

-Ostenitik paslanmaz çelik

Diğer tip paslanmaz çeliklere göre korozyon direnci yüksektir. Üretim maliyeti düşüktür. Mükemmel şekillendirilebilirlik özelliği mevcuttur. Ortodontide braket ve tel materyali olarak en fazla kullanılan paslanmaz çelik tipi ostenitik paslanmaz çeliktir. Ortodontik braket üretiminde en sık kullanılan ostenitik paslanmaz çelik materyal tipleri 302, 303SE, 303L, 304, 304L, 316, 316L, 318, 304Lve 316Ldir (3,21,22).

-Süper ostenitik paslanmaz çelik

Süper paslanmaz çelik konvansiyonel paslanmaz çeliklere göre daha fazla molibden ve azot içermektedir. Süper paslanmaz çelik iyi sürtünme özellikleri, klorür aşınmalarına ve çatlak korozyona karşı daha dirençlidir (3). Sıklıkla laboratuvar çalışmaları için tasarlanan malzemelerin üretiminde kullanılmaktadır.

-Martensitik paslanmaz çelik

Aşırı derecede sert ve güçlü olmakla birlikte korozyon direncinin düşük olması nedeniyle paslanmaz çeliğin bu tipi ortodontik braket üretiminde kullanılmamaktadır (23).

b) Kobalt-krom braketler

Kobalt krom braketler 1990'lı yılların ortasında paslanmaz çeliğe alternatif olarak tanıtılmışlardır. Kobalt krom braketler döküm veya metal enjeksiyonla kalıplama tekniği ile üretilmektedirler (4,5).

Kobalt bazlı alaşımlar üç kategoriye ayrılabilir:

- Kobalt esaslı aşınmaya dayanıklı alaşımlar
- Kobalt esaslı yüksek sıcaklık alaşımları
- Kobalt esaslı korozyona dayanıklı alaşımlar

Bu alaşımlar arasında günümüzde ortodontik braket üretimi için kobalt esaslı aşınmaya dayanıklı alaşımlar kullanılmaktadır. Bu alaşımdaki nikel miktarı düşük tutulmaktadır (24).

Sürtünme direnci açısından kobalt krom braketler paslanmaz çelik braketlere kıyasla çelik tel kullanımında daha az sürtünmeye neden olmaktadır (25,26). Bununla birlikte CoCr braketler, titanyum braketlere göre hem paslanmaz çelik hem de beta titanyum tellerle kullanıldıklarında daha fazla sürtünme göstermektedirler (25). Krom içeriği arttıkça, kobalt krom braketlerin korozyona uğrama riski azalmaktadır (27).

c) Titanyum braketler

Mükemmel biyouyumluluk ve artmış korozyon direnci olan titanyum metali, suni kalp kapakçığı ve kalça eklemi gibi cerrahi uygulamalardan dental implantlara kadar geniş bir kullanım alanına sahiptir (28).

Nikel alerjisi olan hastalarda kullanım amacıyla üretilen titanyum braketler, 1990'lı yılların ortasında paslanmaz çelik braketlere nikel içermeyen alternatif braket olarak tanıtılmışlardır (29).

Alfa titanyum, ticari olarak saf [CP-(Commercially Pure)] ve alaşımsız titanyum iken diğer iki tip titanyum alaşımlarıdır. Beta titanyumda Ti-15V-3Cr- 3Sn-3Al alaşımı bulunurken; α - β titanyum Ti-6Al-4V alaşımı içermektedir. Alaşımlı titanyum, alaşımsız titanyuma göre daha fazla dayanıma sahiptir (30).

Ticari olarak saf titanyum, içindeki primer oksijenin saflığını değiştirmesine göre 4 dereceye kadar sınıflandırılır. 1. derece titanyum en az dayanıma sahip olup en fazla saflık, korozyon direnci ve şekillendirilebilirlik gösterirken 4. derece titanyum en fazla dayanım ve orta derecede şekillendirilebilirlik göstermektedir (4).

Çağdaş titanyum braketler, ya 2. ve 4. derece alfa titanyum ya da alfa-beta titanyumdan (Ti-6Al-4V) üretilmektedir. İkinci derece titanyum genellikle azalmış dayanımından dolayı braket tabanı yapımında kullanılırken braket kanatları için daha sert olan alfa-beta titanyum (Ti-6Al-4V) kullanılmaktadır. Bu iki bileşen lazer altında tek bir braket haline getirilmektedir. Slot/kanat kısımların daha sert ve taban kısmın ise daha yumuşak birleştirilmesi

linik olarak önemlidir. Yumuşak taban kısım mekanik ayrılmayı kolaylaştırırken daha sert slot/kanatlar tork oluşmasına izin vermektedir (31,32).

Ti-6Al-4V titanyum alaşımından biyolojik olarak tehlikeli etkileri olan vanadyum salınmasına bağlı olarak, bazı üreticiler braketi 4. derece titanyumdan çekme ya da metal enjeksiyonla kalıplama ile tek parça olarak üretmektedirler (32).

Titanyum ve titanyum alaşımı braketler, titanyum dioksit tarafından oluşturulmuş pasif koruyucu tabakası nedeniyle paslanmaz çelik braketlere göre daha fazla korozyon direncine sahiptirler. Titanyum dioksit tabakası, paslanmaz çelik braketlerdeki karşılığı olan krom oksit tabakasından daha stabildir (33). Tüm titanyum alaşımlar pasif titanyum oksit tabakası nedeniyle kaydırma esnasında gevşeme ve aşınma göstermektedirler. Titanyum braketler çelik braketlere göre paslanmaz çelik ark tellerinin hem pasif hem de aktif konfigürasyon kullanımında daha az sürtünme göstermektedirler (25,34,35). Pasif konfigürasyon da slot ile ark teli arasında boşluk olup tork veya tipping oluşturacak bir bağlanma yokken aktif konfigürasyonda bu bağlanma vardır. Titanyum braketler diğer metal braketlerle karşılaştırıldığında beta titanyum ark tellerinde en az sürtünme gösterirler (25). Kaydırma mekanikleri sırasında titanyum oksidin pasif tabakası stabil kalmaktadır (36). Bu nedenle titanyum braketler, paslanmaz çelik ark telleriyle kaydırma mekaniklerinde tıpkı paslanmaz çelik braketler gibi etkili bir şekilde kullanılabilir. Titanyum braket içindeki titanyum alaşımlarının saf titanyuma göre daha az sürtünme katsayısı vardır (22).

d) Değerli metal braketler

Değerli metal braketler, genellikle altın, platin ve palladyum gibi kıymetli metallerle kaplanmış çelik braketlerdir. Bu braketlerden 16, 18 ve 24 karat altın kaplamalı braketler özellikle lingual ortodontide kullanılmaktadır. Altın, non-reaktif özelliği nedeniyle uzun yıllardır farklı dental protetik uygulamalarda kullanılmaktadır. Geleneksel edgewise braketlerin altından yapılmış olmasıyla birlikte altının yüksek maliyeti nedeniyle; altının yerini tüm dünyada paslanmaz çelik braketler ve teller almıştır. Altın braketlerin tork etkisi, sertliği ve sürtünme özelliklerine ilişkin herhangi bir çalışmaya literatürde rastlanmamakla birlikte bu braketlerin çelik braketlerle aynı davranışa sahip olduğu ve braketlerin özünün paslanmaz çelikten yapıldığı varsayılmaktadır (28).

PLASTİK BRAKETLER

Ticari olarak ilk plastik braketler 1963 yılında Morton Cohen ve Elliott Silverman tarafından tanıtılmıştır (37). Plastik braketler, tedavi sırasında estetik talebi karşılamak için şeffaf ya da yarı şeffaf olarak üretilmektedirler. Genellikle plastik enjeksiyonlu kalıplama tekniği ile üretilen plastik braketler metal braketlere karşı nikel alerjisi olan hastalar için iyi bir alternatiftir. Geleneksel braketlerin doldurucusuz polikarbonattan üretilmesi beraberinde birtakım dezavantajları getirmiştir. Bunlardan bazıları:

- Braketlerin ağızda sıvı absorpsiyonu ile mekanik özelliklerinde kayıplar başlamaktadır. Bunun sonucu renk değişikliği, braket üzerinde bakteri gelişimi ve kötü koku ortaya çıkmaktadır.
- Doldurucusuz polikarbonat plastik braketler paslanmaz çelik braketlere göre 60 kat daha az sertliğe sahiptirler (38). Sıvı absorpsiyonu ile bu dayanım daha da azalmaktadır. Braket slotlarındaki deformasyon ve plastik akması nedeniyle plastik braketlerde köşeli tellerle tork vermek imkânsız olmasa da son derece zordur (17,39).
- Azalmış dayanım ve aşınma direnci nedeniyle plastik braketlerde kanatların kırılması sıkça görülmektedir.
- Kaydırma mekaniklerinde plastik braket slotunun pürüzlülüğü nedeniyle paslanmaz çelik braketlere göre daha fazla sürtünme görülmektedir. Ayrıca braket slotunun çelik tellere göre daha yumuşak olması çelik tellerle kaydırma mekaniklerinde daha fazla sürtünme etkileri ortaya çıkarmaktadır.
- Bazı geleneksel plastik braketler yapıştırma esnasında özel primer uygulamalarına ihtiyaç duymaktadırlar (40).
- Plastik braketlerin konvansiyonel braketlere göre daha az makaslama bağlanma dayanımı gösterdikleri rapor edilmiştir (39,41).
- Polikarbonat plastik braketler Bisfenol A ve fosgen CoCl₂ reaksiyonu ile üretilirler. Bisfenol A salınımından dolayı polikarbonat braketlerin biyoyumluluk sorunu vardır (42).

Bu problemlerin üstesinden gelmek için plastik braketlerin üretiminde farklı materyaller kullanılmıştır. Bu materyaller arasında polioksümetilen, dolduruculu polikarbonat, poliüretan braketler ve hibrit polimerler bulunur.

a) Plastik polioksimetilen braketler

Plastik polioksimetilen braketler 1997 yılında tanıtılmıştır. Üreticiler bu braketlerde daha iyi renk stabilitesi ve fiziksel özelliklerin olduğunu, sürtünmenin düşük olduğu ve braket sökümünün daha güvenli olduğunu iddia etmektedirler. Bu braketlerin ağız ortamına toksik formaldehit serbestleştirdiğinden araştırmacılar bu braketlerin ortodontik amaçla kullanılması konusunda endişeli olduklarını bildirmişlerdir (38).

b) Kompozit plastik braketler

Doldurucusuz polikarbonat braket sorunlarının üstesinden gelmek için polikarbonat braketlere doldurucular eklenmiş ve böylece kompozit braketler terimi ortaya atılmıştır. Daha sonra kompozit braketler adı altında fiber cam destekli, seramik destekli ve hibrit kopolimer braketler ortaya çıkmıştır.

Plastik akması ve sürtünme problemlerini çözmek için plastik braketlerin slotu paslanmaz çelik, niyobyum, gümüş ve Ag-Cu alaşımı ile değiştirilmiştir (43). Kompozit braketlerin doldurucusuz polikarbonat braketlerin tüm dezavantajlarının üstesinden geldiği iddia edilse de bu iddia ilgili tartışmalar hâlâ devam etmektedir (17,44). Jia ve ark.nın yaptığı çalışmada modern plastik braketlerin belirli yapıştırma ajanları ile daha iyi performans gösterdiği ve kabul edilebilir bağlanma dayanımı olduğu gösterilmiştir (45).

Seramik braketlerin geleneksel plastik braketlerin yerini almış olmasıyla birlikte kompozit braketlerdeki gelişmeler ve seramik braketlerin dezavantajları nedeniyle klinisyenlerin hem tedavi sırasında hem de braket sökümünde mine bütünlüğü için daha güvenli olması nedeniyle plastik braketlere ilgisi yeniden başlamıştır (44).

SERAMİK BRAKETLER

Seramik, metalik ya da polimer olmayan inorganik materyallerin geniş bir sınıfıdır. Seramiğin yapısında cam, kil, değerli taşlar ve metal oksitler vardır. Seramik, bilinen en sert üçüncü materyeldir ve paslanmaz çelik ve mineye göre daha serttir (46). Seramik braketler, 1980'li yılların başında tanıtıldı ve yine 1980'li yılların ortasında hastaların braketlerin daha az görünmelerini istemeleri nedeniyle geniş ölçüde pazarlanmıştır. Seramik braketler yarı şeffaf veya şeffaf olduklarından ortodontik aygıtın görünümünü maskeleyebilirler.

Seramik braketler plastik braketlere göre daha yüksek yapışma dayanımı, yüksek estetik, yüksek aşınma direnci ve daha iyi renk stabilitesine sahiptir. Plastik

braketlerdeki eksikliklerden dolayı seramik braketler özellikle yetişkin bireylerde artan bir ilgi kazanmıştır. Seramik braketler inerttir ve bu nedenle nikel ve krom alerjisi olan hastalarda güvenle kullanılabilir (4).

Seramik braketlerin yüksek yapışma dayanımı, ekstra sertliği ve kırılma doğası nedeniyle birtakım dezavantajları vardır. Bunlardan bazıları:

- Artmış sertlik braket sökümünde zorluklara neden olup braket sökümü esnasında braket kırılması ile mine hasarı ve diş aşınması ihtimali vardır (47).
- Seramik braketlerde uzun süreli tedavi ve stress korozyonu nedeniyle renk değişikliği oluşabilmektedir (48,49).
- Seramik en sert üçüncü materyal olarak paslanmaz çelik tellerden daha serttir.
- Seramiğin kırılma doğası nedeniyle braket slotuna teller bağlanırken seramik braketin kırılması tehlikesi vardır. Seramik braketlerin tork özellikleri zayıftır.
- Seramik braketler radyolüsenttir. Aspire edilirse veya yutulursa röntgen filmlerinde tespit edilemezler.
- Seramik braketler, diğer braketlere kıyasla artmış yapışma dayanımı gösterdiklerinden mine çatlağı, restorasyonlu veya devital dişler, hipoplastik dişler ve hipokalsifiye dişlere sahip hastalarda kullanımı kontrendikedir (50).
- Kırılmaya direnci artırmak amacıyla daha büyük üretilen seramik braketler yumuşak dokuda yaralanmalara yol açabilirler.
- Seramik yönlü iyonik ve kovalent bağlarla yapışır (51). Bu nedenle braketler metal braketler gibi çıkarılamazlar.

Ortodontik amaçlar için kullanılan alüminyum oksit, zirkonya veya kalsiyum fosfattan yapılmış üç tür seramik braket vardır. Bunlar:

a) Alüminyum oksit veya alümina braketler

Alümina, çözülmüş oksijeni çelikten uzaklaştırmak için çeliğe alüminyum eklendiğinde oluşmaktadır. Ortodontik amaçlar için alümina; tek kristal materyal veya monokristalin braketler ve çoklu kristaller veya polikristalin braketler olmak üzere iki şekilde kullanılabilir (46,52).

- Monokristalin braketler

Monokristalin braketler safir veya monokristalin safir braketler olarak da adlandırılmaktadır. Monokristalin braketler ilk başlarda doğal safirden üretilmişlerdir

ama; modern monokristalin braketler sentetik safirden üretilmektedir. Monokristalin braketler şeffaf bir görünüme sahiptir.

Monokristalin braketler, saf alüminyum oksit partiküllerinin 2100 derecenin üzerindeki sıcaklıkta eritilmesi ve sonrasında kristalizasyon tamamlanana kadar yavaş yavaş soğutulmasıyla üretilmektedirler. Böylece çeşitli kesici aletler kullanılarak (ultrasonik kesme tekniği, elmas kesiciler veya Nd:YAG lazer) braketlerin frezlenmesi için tek büyük bir kristal ya da alüminyum oksit çubuk oluşmuş olmaktadır. Frezlemeyle oluşan stresler ısıl işlemle birlikte kristalin içine girmektedir (46,53).

- Polikristalin braketler

Polikristalin braketler, çoklu alümina kristalleri içerdiğinden polikristalin braket olarak adlandırılmaktadırlar. Bu braketler alüminyum oksitin sinterlenmesiyle üretilmektedir. Bu işlem, bir bağlayıcı kullanarak mikron boyutlu (ortalama partikül boyutu 0.3 µm) alüminyum oksit parçalarının karıştırılmasını ve karışımın istenilen şekle getirilmesini içermektedir.

Daha sonra kalıplanmış olan bu parçadaki bağlayıcı partikülleri yakmak için 1800 derecenin üstündeki ama alüminyum oksitin erime noktasının altındaki bir sıcaklığa kadar ısıtılarak karışım eritilmektedir. Polikristalin braketlerin üretiminde her bir kristalin büyümesini kolaylaştırmak için sinterleme sürecinde magnezyum kullanılmaktadır (54).

Braket slotlarını işlemek için elmas frezler kullanılmaktadır. Isıl işlem eksiklikleri ve stresi azaltmak için de ayrıca uygulanmaktadır. İşleme sonrası ısıl işlem, braketlerin fiziksel özelliklerini azaltabilecek kristal tane füzyonunu önlemek için dikkatlice kontrol edilmelidir. Son aşamada seramik braketin partikül boyutu 20-30 µm arasındadır.

Polikristalin braketlerin kalıplanması, parçaların işlenmesini gerektirmeyen ve böylece kesme sürecinde oluşabilecek yapısal eksiklikleri elimine edecek seramik enjeksiyonla kalıplama tekniğiyle de üretilebilmektedir. Enjeksiyonla kalıplanmış braketlerde artmış kırılma direnci olduğu gösterilmiştir (53).

Polikristalin braketin kristal boyutu ne kadar büyük olursa tanecik sınırları da o kadar az ve braket daha şeffaf olmaktadır. Bununla birlikte kristal tane boyutunun 30 mikrona ulaşması halinde braket daha zayıf hale gelmektedir (46).

b) Zirkonya seramik braketler

Zirkonya (ZrO₂), Avustralya'nın plaj kumundan çıkarılan bir materyaldir (55). Kısmen stabilize zirkonya braketler, daha iyi kırılma direncine sahip olmaları nedeniyle polikristalin alümina braketlere alternatif olarak tanıtılmıştır. Polikristalin zirkonya braketler, ultra ince zirkonya tozunun ağırlığa göre %5 itriyum oksit ile karıştırılmasıyla üretilmektedir. Baskı kalıplama tekniği ile brakete özel şekli verilmekte ve sinterleme tamamlanmaktadır. Braketlerden artık poröziteyi uzaklaştırmak için sıcak izostatik sıkıştırma uygulanmaktadır.

Stabilize polikristalin zirkonya braketlerin diğer seramik braketlere kıyasla eşdeğer veya daha iyi sürtünme özelliklerine sahip olup olmadıkları konusundaki tartışmalar sürmekle birlikte tüm seramik braketler arasında sertlik dönüşüm fazı nedeniyle daha ucuz ve daha fazla kırılma direncine sahiptirler. Polikristalin zirkonyum oksit braketlerin opak ve polikristalin braketlere kıyasla daha sarımsı bir renginin olması bu braketlerin estetik bir aygıt olarak popülerlik kazanmasına engel olmuştur (56,57).

c) Kalsiyum fosfat seramik braketler

Japonya'da Tomy International şirketi tarafından kalsiyum fosfat seramikten yapılmış yeni bir tip ortodontik braket tanıtılmıştır. Üreticiler, bu braketlerin mükemmel biyouyumluluk, düşük sürtünme özellikleri gösterdiklerini ve mine yüzeyine denk bir sertlikte olduklarından derin kapanışı olan hastalarda diş yüzeyi ile temastan kaynaklı diş abrazyonu korkusunu da ortadan kaldırdığını iddia etmektedir. Bu braketin içeriği ve üretim tekniği ile ilgili üretici tarafından yapılmış bir bilgilendirme yoktur (58).

KAYNAKLAR

1. Adanir N, Türkkahraman H, Güngör AY. Effects of fluorosis and bleaching on shear bond strengths of orthodontic brackets. Eur J Dent 2007;1(4):230-235.
2. Sunna S, Rock WP. Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: A randomized clinical trial. Br J Orthod 1998;25(4):283-287.
3. Oh KT, Choo SU, Kim KM, Kim KN. A stainless steel bracket for orthodontic application. Eur J Orthod 2005;27(3):237-244.
4. Khan H. Orthodontic Brackets Selection, Placement and Debonding 2015.
5. Zinelis S, Annousaki O, Makou M, Eliades T. Metallurgical characterization of orthodontic brackets produced by metal injection molding (MIM). Angle Orthod 2005;75(6):1024-1031.

6. Gabriele Floria D, Cand L. Metal injection molding in orthodontics. *Virtual J Orthod* 1997;2(1):1-3.
7. Coley-Smith A, Rock W. Distortion of metallic orthodontic brackets after clinical use and debond by two methods. *Br J Orthod* 1999;26(2):135-139.
8. Brehm LW, Huff SM, Kucheria CS. U.S. Patent No. 6,053,729. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office. 2000.
9. Deguchi T, Ito M, Obata A, Koh Y, Yamagishi T, Oshida Y. Trial production of titanium orthodontic brackets fabricated by metal injection molding (MIM) with sintering. *J Dent Res* 1996;75(7):1491-1496.
10. Eliades T, Zinelis S, Bourauel C, Eliades G. Manufacturing of orthodontic brackets: A review of metallurgical perspectives and applications. *Recent Patents on Materials Science* 2008;1(2):135-139.
11. Staffolani N, Damiani F, Lilli C, Guerra M, Staffolani NJ, Belcastro S, Locci P. Ion release from orthodontic appliances. *J Dent* 1999;27(6):449-454.
12. Siargos B, Bradley TG, Darabara M, Papadimitriou G, Zinelis S. Galvanic corrosion of metal injection molded (MIM) and conventional brackets with nickel-titanium and copper-nickel-titanium archwires. *Angle Orthod* 2007;77(2):355-360.
13. Suharno B, Ferdian D, Saputro H, Pradinda Suharno L, Baek E, Supriadi S. Vacuum sintering process in metal injection molding for 17-4 PH stainless steel as material for orthodontic bracket. *Solid State Phenomena* 2017;266:231-237.
14. Tosun Y. Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi 1999.
15. Reimann S, Bourauel C, Weber A, Dirk C, Lietz T. Friction behavior of ceramic injection-molded (CIM) brackets. *J Orofac Orthop* 2016;77(4):262-271.
16. Zinelis S, Annousaki O, Eliades T, Makou M. Metallographic structure and hardness of titanium orthodontic brackets. *J Orofac Orthop* 2003;64(6):426-433.
17. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106(3):265-272.
18. Flores DA, Choi LK, Caruso JM, Tomlinson JL, Scott GE, Jeiroudi MT. Deformation of metal brackets: a comparative study. *Angle Orthod* 1994;64(4):283-290.
19. Maijer R, Smith DC. Corrosion of orthodontic bracket bases. *Am J Orthod* 1982;81(1):43-48.
20. Arici S, Regan D. Alternatives to ceramic brackets: the tensile bond strengths of two aesthetic brackets compared ex vivo with stainless steel foil-mesh bracket bases. *Br J Orthod* 1997;24(2):133-137.
21. Platt JA, Guzman A, Zuccari A, Thornburg DW, Rhodes BF, Oshida Y, Moore BK. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112(1):69-79.
22. Eliades T. Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131(2):253-262.
23. Berradja A, Bratu F, Benea L, Willems G, Celis JP. Effect of sliding wear on tribocorrosion behaviour of stainless steels in a Ringer's solution. *Wear* 2006;261(9):987-993.
24. Haddad AC, Tortamano A, Souza AL, Oliveira PV. An in vitro comparison of nickel and chromium release from brackets. *Braz Oral Res* 2009;23(4):399-406.
25. Nair SV, Padmanabhan R, Janardhanam P. Evaluation of the effect of bracket and archwire composition on frictional forces in the buccal segments. *Indian J Dent Res* 2012;23(2):203-208.
26. Moore MM, Harrington E, Rock WP. Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. *Eur J Orthod* 2004;26(6):579-583.
27. Schiff N, Dalard F, Lissac M, Morgon L, Grosgeat B. Corrosion resistance of three orthodontic brackets: a comparative study of three fluoride mouthwashes. *Eur J Orthod* 2005;27(6):541-549.
28. Eliades T, Athanasiou AE. In vivo aging of orthodontic alloys: Implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *Angle Orthod* 2002;72(3):222-237.
29. Michelberger DJ, Eadie RL, Faulkner MG, Glover KE, Prasad NG, Major PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118(6):662-674.
30. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: A new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1980;77(2):121-132.
31. Eliades T, Zinelis S, Eliades G, Athanasiou AE. Characterization of as-received, retrieved, and recycled stainless steel brackets. *J Orofac Orthop* 2003;64(2):80-87.
32. Gioka C, Bourauel C, Zinelis S, Eliades T, Silikas N, Eliades G. Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. *Dent Mater* 2004;20(7):693-700.
33. Brantley WA, Eliades T. *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*. Stuttgart, Germany 2001.
34. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Frictional resistance in orthodontic brackets with repeated use. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116(4):400-404.
35. Kusy RP, Whitley JQ, Ambrose WW, Newman JG. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: Part I. The passive configuration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114(5):558-572.

36. Kusy RP, O'grady PW. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part II—the active configuration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118(6):675-684.
37. Silverman E, Cohen M, Gwinnett AJ. Dr. Elliott Silverman, Dr. Morton Cohen, Dr. AJ Gwinnett on bonding. *J Clin Orthod* 1979;13(4):236-251.
38. Kusy RP, Whitley JQ. Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127(4):420-427.
39. Aird JC, Durning P. Fracture of polycarbonate edgewise brackets: A clinical and SEM study. *Br J Orthod* 1987;14(3):191-195.
40. Buzzitta VA, Hallgren SE, Powers JM. Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-bracket systems as studied in vitro. *Am J Orthod* 1982;81(2):87-92.
41. de Pulido LG, Powers JM. Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-plastic bracket systems in vitro. *Am J Orthod* 1983;83(2):124-130.
42. Suzuki K, Ishikawa K, Sugiyama K, Furuta H, Nishimura F. Content and release of bisphenol A from polycarbonate dental products. *Dent Mater J* 2000;19(4):389-395.
43. Ali O, Makou M, Papadopoulos T, Eliades G. Laboratory evaluation of modern plastic brackets. *Eur J Orthod* 2012;34(5):595-602.
44. Liu JK, Chang LT, Chuang SF, Shieh DB. Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base. *Angle Orthod* 2002;72(2):141-145.
45. Eliades T, Viazis AD, Lekka M. Failure mode analysis of ceramic brackets bonded to enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;104(1):21-26.
46. Swartz ML. Ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1988;22(2):82-88.
47. Douglass JB. Enamel wear caused by ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;95(2):96-98.
48. Michalske TA, Bunker BC, Freiman SW. Stress corrosion of ionic and mixed ionic/covalent solids. *Journal of the American Ceramic Society* 1986;69(10):721-724.
49. Salem JA, Powers LM, Allen R, Calomino A. Slow crack growth and fracture toughness of sapphire for a window application. *International Society for Optics and Photonics* 2001;4375:41-53.
50. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: An in vitro study: Part I. Background and methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98(2):145-153.
51. Flores DA, Caruso JM, Scott GE, Jeiroudi MT. The fracture strength of ceramic brackets: A comparative study. *Angle Orthod* 1990;60(4):269-276.
52. Birnie D. Ceramic brackets. *Br J Orthod* 1990;17(1):71-75.
53. Bordeaux JM, Moore RN, Bagby MD. Comparative evaluation of ceramic bracket base designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105(6):552-560.
54. Soni KK, Thompson AM, Harmer MP, Williams DB, Chabala JM, Levi-Setti R. Solute segregation to grain boundaries in MgO-doped alumina. *Applied Physics Letters* 1995;66(21):2795-2797.
55. Banerjee G. Beach and minerals: A new material resource for glass and ceramics. *Bulletin of Materials Science* 1998;21(4):349-354.
56. Springate SD, Winchester LJ. An evaluation of zirconium oxide brackets: A preliminary laboratory and clinical report. *Br J Orthod* 1991;18(3):203-209.
57. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: An evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106(6):605-614.
58. Meguro D, Hayakawa T, Kawasaki M, Kasai K. Shear bond strength of calcium phosphate ceramic brackets to human enamel. *Angle Orthod* 2006;76(2):301-305.