

İmplant Dayanak Çeşitleri

Nigar Baghirova(0000-0002-6208-3396)^a, Sinem Kahya(0000-0002-7015-7324)^a, Canan Hekimoğlu(0000-0003-4185-7900)^a

Selcuk Dent J, 2022; 9: 662-674 (Doi: 10.15311/selcukdentj.978937)

Başvuru Tarihi: 09 Ağustos 2021
Yayına Kabul Tarihi: 19 Kasım 2021

ÖZ

İmplant Dayanak Çeşitleri

Kısmi ve tam dişsizlik olgularında uygulanan implant destekli tedavinin klinik başarısı orta ve uzun takip dönemi içeren bilimsel çalışmalarla kanıtlanmıştır. Dayanak seçimi implant destekli tedavinin uzun dönem mekanik, biyolojik ve estetik başarısı için kritik bir önem arz etmektedir. Uzun yıllar klinik uygulamalar için hazır titanyum dayanaklar mevcut olan tek seçenektir. Ancak son yıllarda, estetik sonuçların tedavinin birincil hedefi haline gelmesi, Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (BDT/BDÜ) yöntemlerinin geliştirilmesi ve implant diş hekimliğine entegre edilmesi dayanak üretimi için yeni seçeneklere olanak tanımıştır. Estetik sonuçların önem arz ettiği anterior dişsizlik olguları için seramik içerikli dayanakların tercihi her geçen gün artmaktadır. Olumlu estetik sonuçlarına karşın bu dayanakların mekanik özelliklerinden dolayı çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior alanlarda kullanımı hala tartışmaya açık konu olarak kalmaktadır. Klinik uygulaması oldukça yaygınlaşmış olan implant destekli tedavinin, uzun dönemli protetik başarısının sağlanmasında implant-dayanak bağlantısı da önem taşımaktadır. İmplant dayanak bağlantısının başarısı çeşitli mekanik değişkenler, kuvvet dağılımları ve mikrosızıntı gibi etkenlere bağlı olarak değişebilmektedir. Dayanaklar birçok farklı ara yüz tasarımına sahiptir. Farklı ara yüzler ile dayanakların implantlara bağlanma stabilitesinin artırılması, olası komplikasyon risklerinin azaltılması amaçlanır. Günümüzde estetik sonuçlar elde etmek, dayanak seviyesinde görülen başarısızlık oranını azaltmak ve tedavinin uzun vadeli istikrarını sağlamak için farklı dayanak maddeleri, implant dayanak bağlantı sistemleri ve üretim yöntemleri geliştirilmektedir. Bu derlemenin amacı günümüz diş hekimliğinde kullanılan implant dayanak maddelerine dair kanıta dayalı bilgi sunmak ve klinik uygulamalar için klinisyenlere rehber oluşturmaktır.

ANAHTAR KELİMELER

BDT/BDÜ; Dayanak Malzemeleri; Diş İmplantları, Diş İmplantı-Dayanak Tasarımı

ABSTRACT

Types of Implant Abutments

The clinical success of implant-supported treatment, applied in partial and complete edentulous cases, has been proven by scientific studies including medium and long follow-up periods. Abutment selection is critical for the long-term mechanical, biological and aesthetic success of implant-supported treatment. For many years, mechanical and biological factors have been accepted as success criterias of implant-supported treatment. However, in recent years, the fact that aesthetic results have become one of the primary goals of treatment, the development of Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) methods and their integration into implant dentistry have enabled new options for abutment production. The preference for ceramic abutments is increasing day by day for anterior edentulous cases where aesthetic results are important. Despite the positive aesthetic results, the use of these abutments in posterior areas, where chewing forces are intense due to their mechanical properties, remains a controversial issue. Implant-abutment connection is also important in ensuring the long-term prosthetic success of implant-supported therapy, which has become quite widespread. The achievement of the implant-abutment connection is affected by various factors such as mechanical variables, force distribution, and microleakage. Abutments have different interface designs. It is aimed to increase the implant connection stability with different interfaces and to decrease the possible complication risks. Nowadays, different abutment materials, implant abutment connection systems and production methods are developed in order to achieve aesthetic results, reduce the failure rate encountered at the abutment level and provide long-term stability of the treatment.

KEYWORDS

CAD/CAM; Abutment Materials; Dental Implants; Dental Implant-Abutment Design

İmplant destekli bir tedavinin uzun süreli klinik başarısı için implant ve bileşenlerinin birbirleri ve ağız içi çevre dokularla uyum içerisinde olması gerekmektedir.¹⁻³ İmplant bileşenlerinden biri olan implant dayanağı, implant çevresindeki dokular ve ağız içi ortam arasında bariyer oluşturmaktadır. Dolayısıyla uzun vadeli ve öngörülebilir başarılı bir tedavi için dayanak materyalinin fiziksel, mekanik, geometrik özellikleri ve biyomekanik kavramlar önem arz etmektedir. İmplant destekli tedavide sıklıkla karşılaşılan mekanik, biyolojik ve estetik başarısızlıklar dayanak seviyesinde meydana geldiği için farklı geometrik, bağlantı özelliklerine sahip dayanaklar üretilmektedir.⁴

İdeal bir dayanak, yumuşak ve sert doku uyumunu

sağlamalı ve biyoyumlu olmalıdır.^{5,6} İmplant boynunda aşınmalara⁷ dişeti renklenmesine⁸, plak birikimine neden olmamalıdır.⁹

Hali hazırda bulunan implant dayanakları farklılıklar göstermektedir. Dayanaklar üretildiği materyal, implant-dayanak bağlantısı, dayanak-protez bağlantısı, üretim yöntemine göre sınıflandırılmaktadırlar.

DAYANAK MALZEMELERİ

Dayanağın üretildiği madde implant destekli tedavinin mekanik, biyolojik ve estetik başarısını doğrudan etkileyen etkenlerden biridir. Değerli alaşımlar, titanyum ve alaşımları, seramikler dayanak üretimi için kullanılan maddelerdir.

^a Hacettepe Üniversitesi, Diş hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

Metal Dayanaklar

Metal dayanaklar, üstün biyomekanik ve biyouyumluluk özellikleri nedeni ile implant üstü protetik restorasyonlar için sıklıkla tercih edilmektedir. Metal dayanaklar; altın ve titanyum dayanaklar olarak üretilmiştir. Altın dayanak uygulamalarında karşılaşılan olumsuzluklar nedeni ile ilgi titanyum dayanaklara yönelmiştir. Son zamanlarda titanyum dayanaklar yaygın olarak kullanılmaktadır.

Altın Dayanaklar

Altın alaşımı, hazır ve kişisel dayanak maddesi olarak bir dönem kullanılmıştır. Kişisel dayanak olarak kullanımı, o dönemin bireysel dayanak yapımına çözüm olarak düşünülmüştür. Ancak zaman içerisinde biyouyumluluğunun yeterli olmaması ve altın maliyetindeki artışa bağlı olarak tercihi azalmıştır.¹⁰ 1998 yılında Abrahamsson ve ark.'larının "beagle köpekler" üzerinde yaptıkları bir çalışmada, dental porselen ve altın alaşımından yapılmış dayanaklarda, dayanak seviyesinde yeterli mukozal bağlantı sağlanmadığı, bunun sonucu olarak da yumuşak doku marjiniinde çekilme ve kemik kaybı olduğu bildirilmiştir.¹¹

Titanyum Dayanaklar

Titanyum (Ti) ve alaşımları, üstün mekanik özellikleri (kırılma, bükülme direnci), korozyon direnci ve biyouyumluluğundan dolayı dayanak üretimi için altın standart olarak kabul edilmektedirler.^{12,13} Ancak yapılan klinik çalışmalarda titanyum dayanakların implant çevresi yumuşak dokuda grimsi renklenmeye yol açtığı rapor edilmiştir. Metal oksidasyonu sonucu oluşan bu renklenme özellikle anterior alanda ve ince dişeti biyotipine sahip hastalarda tedavinin estetik sonucunu olumsuz yönde etkilemektedir.^{8,10} Linkevicius ve ark.'nın 2015 yılında yaptığı sistematik derleme sonucuna göre; kalın dişeti biyotipine sahip hastalarda Ti ve Zr dayanakların Pembe Estetik Skor (PES) üzerinde herhangi bir etkisi olmasa da, Ti dayanaklar ince dişeti biyotipi varlığında yansımaya neden olmakta, dolayısıyla da estetik sonuçları olumsuz yönde etkilemektedir.¹⁰

Seramik Dayanaklar

Ti dayanakların neden olduğu estetik yetersizlikleri gidermek için geliştirilmiştir. Mükemmel estetik sonuçları kanıtlanan seramik dayanaklar 2.5 mm ve daha ince dişeti biyotipi varlığında PES değerlerini olumlu yönde etkilemektedir.¹⁰ Bunun yanı sıra seramik dayanaklar Ti dayanaklara göre daha az plak birikimi ve bakteri tutulumuna neden olmaktadır.

Seramik dayanakların bir diğer avantajı ise yumuşak dokunun yüzey integrasyonu ile ilgilidir. Kasten ve arkadaşları, epitel hücrelerinin cilalı seramiklere cilalı metallere göre üç kat daha fazla bağlandığını bildirmiştir.¹⁴

Alümina ve Zr materyallerinden üretilen dayanaklar seramik dayanaklar sınıfına dâhil edilmektedir.

Alümina Dayanaklar

Ti dayanaklardaki estetik sınırlamaları gidermek için 1993 yılında Prestipino ve Ingber tarafından tanıtılmıştır. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (BDT/BDÜ) yöntemiyle %99,5 oranında saf alümina seramikten üretilen yoğun soğuk sinterize alümina dayanaklar; geliştirilmiş optik özelliklere, düşük korozyon değeri ve ısı iletkenliğine, yüksek biyouyumluluğa sahiptir.^{15,16} Alümina dayanakların 5 yıllık dinamik ve statik yüklemeye sonrası mekanik özelliklerinin değerlendirildiği in vitro bir çalışma sonuçlarına göre, kırılma direnci değerinin 239 N olduğu saptanmıştır.¹⁷

Bu dayanakların anterior implant destekli tek kronlardaki başarı oranının değerlendirildiği kısa dönem çalışmalarda sonuçlar kabul edilebilir sınırlarda olsa da, orta ve uzun takip dönemli çalışmalarda mekanik başarısızlık oranının yüksek olduğu tespit edilmiştir.^{18,19}

Mükemmel estetik sonuçlarının kanıtlanmış olmasına rağmen, silindirik şeklinde üretildiği için hasta ağızında uyumlama gerektirmesi, üretim aşamalarının zor ve zaman alıcı olması ve yüksek başarısızlık oranlarından dolayı günümüzde alümina dayanaklar pek tercih edilmemektedir.

Zirkonya Dayanaklar

Teknolojik olarak seramik, kimyasal olarak metal oksit grubuna ait olan zirkonya maddesi, (BDT/BDÜ) yöntemlerinin geliştirilmesiyle beraber, 1990'lı yıllardan itibaren diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır. İmplant destekli tedavilerde zirkonya maddesi dayanak materyali olarak ilk defa 1995 yılında kullanılmıştır. Zr, alümina maddesine göre yüksek kırılma direnci daha küçük tanecik boyutu, yüksek yoğunluk ve çatlakların ilerlemesini önleyen polimorfik yapısıyla açıklanabilir.²⁰ Alümina ve Zr dayanakların karşılaştırıldığı in vivo çalışmada kırılma direnci verilerinin sırasıyla 280 N, 737 N olduğu tespit edilmiştir.²¹ Bu dayanaklar 210 GPa elastisite modülü ve 900 MPa bükülme direncine sahiptir. Çiğneme kuvvetlerinin yoğun olmadığı anterior alanda kullanımı uzun dönem çalışmalarla kanıtlanmıştır.^{22,23}

Zirkonya maddesinden üretilen dayanaklar, mükemmel biyouyumluluk, yüksek estetik sonuç sunmaktadır.²⁴ Metal dayanaklarda oksitleşme reaksiyonu sonucu metal dayanaklarda görülen dişeti renklenmeleri zirkonya dayanaklar da görülmemektedir.¹⁰ Hu ve ark. yapmış olduğu bir sistematik derlemede, farklı dayanak maddelerinin implant destekli tek kronlarda klinik başarıya etkisini incelemiştir. Çalışmada, Zr dayanakların Ti ve altın dayanaklara göre daha düşük yumuşak doku renklenmelerine (%84,8) neden olduğu sonucuna varılmıştır.²⁵

Son yıllarda implant çevresi yumuşak doku sağlığının korunmasına dayanak maddesinin etkisi de araştırılmaktadır.¹⁰ Bu konuda farklı dayanak maddelerinin plak birikimi ve bakteri tutulum özellikleri incelenmektedir. Ti ve Zr materyallerindeki bakteri tutulumunun değerlendirildiği bir klinik çalışmada, Zr yüzeyinde daha düşük bakteri birikimi gözlemlenmiştir. Çalışmada, yüzey pürüzlülüğünün sonuçları etkileyeceği göz önünde bulundurularak her iki madde için aynı pürüzlülük değerleri sağlanmıştır.²⁶ Konuyla ilgili yapılan bir diğer çalışmada da Zr yüzeyindeki plak birikim oranının titanyumla benzer olduğu belirtilmiştir.²⁷

Zirkonya maddesi Knoop sertlik çizelgesine göre titanyumdan on kat daha serttir. Bu nedenle; zirkonya maddesinden üretilen dayanakların, ağız içi kullanım sırasında zamanla titanyum implantın boyun kısmında aşınma ve kırılmalara neden olabileceği düşünülmektedir.^{28,29}

İmplant ve dayanak (İ-D) ara yüzeyindeki uyumsuzluk mekanik başarısızlık oranını da doğrudan etkilemektedir. Ağız içi işlev sırasında Zr dayanak ve Ti implant arasındaki sürtünme zamanla İ-D ara yüzeyindeki mikro aralığın artmasına neden olmaktadır. Artan aralık hem mekanik hem de biyolojik sorunlara yol açmaktadır. İmplant ve dayanak arasındaki uyum bozuldukça çiğneme kuvvetleri daha çok dayanak vidasına iletir. Bu durum vida gevşemesi ve kırılması gibi mekanik başarısızlıklar ile sonuçlanmaktadır. Ti dayanaklarda daha çok vida gevşemesi ve kırılması, Zr dayanaklarda ise daha çok vida kırılması ve dayanak boyun kırılması gibi başarısızlıklarla karşılaşıldığı sonucuna varılmıştır. Yorulmaya bağlı görülen dayanak bileşenlerinin kırılmasının klinik olarak çözümü zor bazen ise hiç mümkün değildir.³⁰

Zamanla İ-D ara yüzeyindeki uyumun bozulmasının bakteri birikimine ve devamında da implant çevresi yumuşak ve sert doku rahatsızlıkları gibi biyolojik başarısızlıklara da neden olacağı düşünülmektedir.³⁰

Zr madesinde yaşlanmaya bağlı gelişen hidrotermal degradasyon meydana gelebilir. Ağız içi kullanımın bu maddede zamanla hidrotermal degradasyona, dolayısıyla da mekanik özelliklerinin zayıflamasına ve kırılma direncinin azalmasına yol açtığı da düşünülmektedir.³¹ Ancak Zr dayanakların klinik başarısını değerlendiren ve uzun dönem takip içeren çalışma sayısının yetersiz olması nedeniyle hidrotermal degradasyonun mekanik özelliklere etkisi henüz kanıtlanmamıştır. Olası hidrotermal degradasyonu önlemek için zirkonya-alümina birleşimi dayanakların geliştirilmesine başlanmıştır.³²

Çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior alanlarda, Zr dayanakların kullanımı tartışmaya açıktır. Bazı çalışmalarda, posterior alanda Zr ve Ti dayanaklar arasında mekanik başarısızlık açısından istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmese de^{33,34} başka

çalışmalarda Zr dayanakların mekanik başarısızlıklara daha yatkın olduğu sonucuna varılmıştır.³⁵⁻³⁷ Ancak bu çalışmalardaki ortak sonuç; posterior alanda Zr dayanakların başarısının değerlendirilmesi için uzun takip içeren, iyi tasarlanmış klinik araştırmalar gereksinimi yönündedir.

PEEK (Polyetheretherketon) Dayanaklar

Polyetheretherketon (PEEK), 1978 yılında geliştirilmiş polimer yapıda bir maddedir. Diş hekimliğinde geçici ve daimi restorasyonların üretiminde ve aynı zamanda altyapı maddesi olarak kullanılmaktadır.

PEEK, kortikal kemiğe yakın elastisite modülü ve gerilme direnci, yüksek biyouyumluluk, biyoinert yapı, kabul edilebilir estetik özellik gibi avantajlara sahiptir. Kortikal kemiğe yakın elastisite modülüne sahip olduğu için kemikte Ti'dan daha az stres oluşturmaktadır.³⁸

Yüksek biyouyumluluk değerleri, alerjik reaksiyonları önlemesi, plak tutunma oranının düşük olmasından dolayı bu madde son yıllarda implant diş hekimliğinde iyileşme başlığı olarak da kullanılmaktadır. Farklı maddelerden üretilen iyileşme başlıklarının üzerindeki biyofilm oluşumunun incelendiği in vitro çalışmaya göre en düşük biyofilm tabakası PEEK iyileşme başlıklarında görülmüştür.³⁹ Yapılan bir rastgele kontrollü çalışmada da kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku enflamasyonu açısından Ti ve PEEK materyallerinden üretilen iyileşme başlıkları arasında istatistiksel bir fark bulunamamıştır.⁴⁰

PEEK, dayanak maddesi olarak incelendiğinde; yeterli biyolojik ve estetik özellikleri sağlamaktadır. Elastisite değeri nedeniyle çiğneme sırasında implanta daha az kuvvet iletilmekte ve böylece hem dayanak hem de siman ara yüzeyde oluşan gerilimi en aza indirdiği düşünülmektedir.³⁸ Ancak Ti ve PEEK maddesinden üretilen dayanakların mekanik özelliklerinin ve kenar sızdırmazlığının değerlendirildiği çalışmada, tüm mekanik testlerde Ti dayanak, PEEK dayanaktan daha başarılı olmuştur. Ayrıca PEEK dayanakların %50'inde tork kaybı gözlemlenmiştir. Kenar sızdırmazlığı açısından PEEK maddesinden üretilen dayanakların tamamı başarısız bulunmuştur. Sonuç olarak; araştırmacılar bu maddenin implant diş hekimliğinde geçici amaçlı kullanımının uygun olduğunu belirtmişlerdir.⁴¹

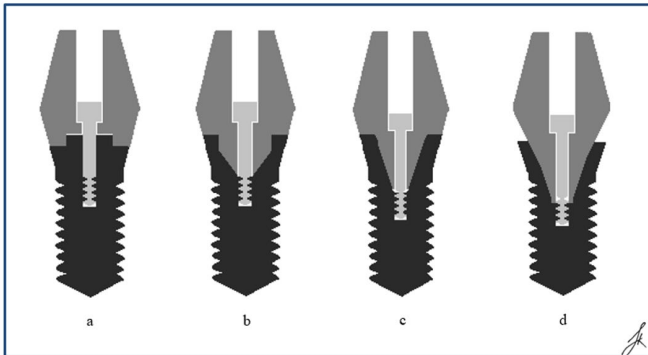
Çene kemiğine yakın elastisite modülü nedeni ile çiğneme kuvvetleri altında PEEK dayanaklarda plastik deformasyon gözlemlenmektedir. PEEK maddesindeki deformasyon aynı zamanda ısı artışıyla da ilgilidir.⁴² Çiğneme işlevi sırasında polimer yapıdaki PEEK maddesinde oluşan ısı, deformasyona neden olmaktadır. Bu deformasyonun implant dayanak ara yüzeyindeki uyumun bozulmasına, mikro aralık ve mikro sızıntının artmasına dolayısıyla da mekanik başarısızlıklara neden olabileceği düşünülmektedir.⁴³

Bu maddenin mekanik özelliklerini geliştirmek için son yıllarda karbonla güçlendirilmiş PEEK dayanaklar sunulmuştur. Ancak gri renk nedeniyle estetik sınırlamalara ve karbon salınımı nedeni ile implant çevresi yumuşak doku iltihabına neden olmaktadır.^{44,45} PEEK dayanakların bir diğer modifikasyonu ise titanyum altyapılı seramikle güçlendirilmiş PEEK dayanaklardır. Bu madde ile ilgili yapılan çalışmalarda, Zr dayanaklara benzer mekanik başarı gösterdiği ve anterior tek diş eksikliğinde kullanımının mümkün olduğu in vitro çalışmalarla kanıtlanmıştır.^{46,47} Konuyla ilgili kısa ve orta takip dönemi klinik çalışmalara gereksinim vardır.⁴⁸

İMLANT - DAYANAK BAĞLANTILARI

İmplant destekli tedavinin uzun dönem istikrarı için implant dayanak (İ-D) bağlantı sisteminin biyomekaniği, çiğneme kuvvetleri altındaki davranışı ve implant çevresi dokulara iletilen kuvvet miktarı büyük önem taşımaktadır.⁴ İ-D bağlantısının başarısı, yorulma dayanımı ve kırılma direnci, sıkıştırma, gevşeme tork değeri ve soğuk kaynak, İ-D arayüzündeki kuvvet dağılımı, kemikte oluşan stres miktarı ve mikro sızıntı açısından incelenmektedir.^{49,50}

İki temas eden yüzey arasındaki mikro aralığı tamamen gidermek, mükemmel bir kenar sızdırmazlığı elde etmek mümkün olmadığı için modern implantolojinin hedeflerinden biri bu aralığı en aza indirmektir. Bu amaçla farklı İ-D bağlantı sistemleri geliştirilmektedir. Piyasada klinik uygulamalar için implant dayanak bağlantı sistemlerinin yirmiden fazla geometrik çeşidi olsa da; genel olarak İ-D bağlantı sistemleri, eksternal hegzagon (dış altıgen) ve internal hegzagon (iç altıgen) başlıkları altında incelenmektedir.⁴



Resim 1.

Resim 1 a. Dış altıgen bağlantı, b. İç altıgen bağlantı, c. İç konik bağlantı, d. İç konik bağlantılı "platform switch" çıkışı.

(Resim 1, 51 ve 52 no'lu kaynaklar dikkate alınarak Sinem Kahya tarafından hazırlanmıştır).

Dış Altıgen (Eksternal Heks) Bağlantı

İlk geliştirilmiş İ-D bağlantı sistemidir. (Resim 1a) İmplantın boyun kısmını dışarıdan çevreleyen 0.7 mm yüksekliğe sahiptir.⁵³ Dış altıgen bağlantının birincil hedefi implantın yerleştirilmesini kolaylaştırmaktır.

Dış altıgen bağlantıya sahip dayanak farklı implant sistemleri ile uyumludur. Uzun bir dönem klinik kullanıma bağlı gelişen komplikasyonların çözümleri ile ilgili literatürde çeşitli bilgi vardır. İki aşamalı implant cerrahisi için uygulama kolaylığı gibi avantajı vardır.^{54,55}

Bu sistemde implant dayanak bileşenlerini vida aracılığı ile bir arada tutulmaktadır.⁵⁶ Ancak İ-D ara yüzünde temas alanının sınırlı olması nedeniyle gelen çiğneme kuvvetleri daha çok vidaya iletilir, bu da özellikle tek kronlarda vida gevşemesi ve kırılması gibi mekanik başarısızlıklara neden olmaktadır. Pessoa ve ark.'ları dış ve iç altıgen bağlantılarda vidada oluşan stresi karşılamışlardır ve dış altıgen bağlantıda vidada daha çok stres oluştuğunu rapor etmiştir.⁵⁰ Ayrıca çapraz kuvvetlere karşı yetersiz direnç, İ-D arayüzündeki mikro aralığın artmasına, bakteri kolonizasyonuna ve implant çevresi doku sorunlarına yol açmaktadır.⁴

İç Altıgen (Internal Heks) Bağlantı

Dış altıgen bağlantıya bağlı mekanik başarısızlıkları gidermek ve kristal kemiğe gelen stres miktarını azaltmak için geliştirilmiştir (Resim 1b). Sistem, implantın iç yüzeyi ile dayanak boynu arasında iç temas alanı içerir. İmplant ile dayanak arasında daha geniş bir temas alanı olduğu için yan ve çapraz kuvvetlere karşı daha yüksek direnç göstermekte, dayanak vidasının yerinde dengeli olarak kalmasını sağlamaktadır. Aynı zamanda implant çevresinde homojen stress dağılımına, kemiğe gelen stresin azaltılmasına yardımcı olur.^{55,57}

Önceki çalışmalar, iç altıgen bağlantının çiğneme kuvvetlerini daha geniş alana iletildiğini⁵⁸, birim alana gelen stres miktarını azalttığını⁵⁹, İ-D arasında daha az mikro hareketlere⁶⁰ sebep olduğunu göstermiştir. Gurgel ve ark.'larının çalışmalarının sonuçlarına göre; iç altıgen bağlantıda trabeküler kemiğe gelen stres miktarı dış altıgen bağlantıya göre % 60,4 oranında daha azdır.⁶¹

Estetik alanlarda acil implantasyon gibi maksimum kemik seviyesi korumasının gerekli olduğu durumlarda, özellikle zirkonya dayanakların kullanıldığı ince dişeti biyotipine sahip hastalarda implant çevresi dokuların korunması için internal konik bağlantı sisteminin kullanılması önerilmektedir.⁶²

Konik Bağlantı (Morse Taper)

İç altıgen bağlantının temel felsefesini içermektedir. Birbiri ile bağlantılı konik bölümlerden oluşur. (Resim 1c) Bu tür bağlantı, implant ve dayanak arasında mekanik sürtünmesel tutuculuğa da katkıda bulunur. Sürtünmesel tutuculuk, implant dayanak ara yüzündeki mikro aralığı da azaltır dolayısı ile çiğneme kuvvetleri sırasında dayanakta oluşan mikro hareketi de minimuma indirir.⁶³ Statik yükler altında konik bağlantıdaki mikro aralığın 10 µm'den daha az olduğu kanıtlanmıştır.⁴⁹

Bağlantı değerlerinin incelendiği çalışmalarda konik bağlantı sisteminin dinamik ve statik yükler altında tork kaybına karşı, dış ve iç altıgen bağlantılardan daha yüksek direnç gösterdiği belirtilmiştir. Araştırmacılar bu durumu, İ-D arasındaki sürtünmesel bağlantı ve bu bağlantının oluşturduğu soğuk kaynak ile açıklamışlardır.^{49,64}

Konik ve iç altıgen bağlantılı implantların çevresindeki kemik kaybının değerlendirildiği klinik çalışmada altmış aylık takip sonunda her iki bağlantı tipinin sağkalım oranının %100 olduğu ancak konik bağlantılı implant çevresinde daha az kemik kaybı gözlemlendiği belirtilmiştir.⁶⁵ Konuyla ilgili yapılan sistematik derlemede de konik bağlantı çevresinde marjinal kemik kaybı miktarının daha az olduğu sonucuna varılmıştır.⁶⁶ Ayrıca implanta göre daha dar çapa sahip olan konik bağlantılı dayanak, doğal olarak dayanak çevresindeki bağ dokusu kalınlığının artmasına da olanak sağlamaktadır.

Yakın geçmişte yayınlanan sistematik derleme, tüm İ-D bağlantı sistemlerinde bir miktar mikro sızıntı olduğunu göstermiştir.⁶⁷ Özellikle dış altıgen bağlantı sistemi hem statik hem dinamik kuvvetler altında kenar sızdırmazlığı açısından tamamen başarısız bulunmuştur. İç altıgen bağlantı sisteminde ise dinamik yükler altındaki mikro sızıntı miktarı anlamlı derece az olmuştur. Benzer sonuçlar konik bağlantı sistemleri için yapılan çalışmada da elde edilmiştir. Bu çalışma sonuçlarına göre statik yükler altında konik bağlantı bakteriyel kontaminasyonunu tamamen önlemiş, dinamik yükler altında ise iyi bir kenar sızdırmazlığı sağlamıştır.⁶⁸

Platform Anahtarı (Platform Switch)

Dental implant çevresi yumuşak ve sert dokunun kontrolü ve uzun dönem istikrarı hem klinik çalışmaların birincil hedeflerindedir. 1980'lerin sonunda daha geniş çaplı implantlar tanıtılmıştır. Aynı dönemde geniş çaplı implantlar için uygun çaplı dayanaklar bulunmadığından daha dar çaplı dayanaklar kullanılmaya başlanmıştır ve olguların klinik takibinde implant çevresinde kemik kaybının gözlemlenmediği ortaya çıkmıştır. Bu tesadüfi bulgu, implant çevresi doku kaybının önlenmesi için yeni bir kavramın-*platform switch* kavramının geliştirilmesine olanak tanımıştır. (Resim 1 d) Kavramın temel felsefesi, implanta oranla daha dar çaplı dayanağın kullanılmasıdır.^{69,70} Yapılan

son derlemelerde, *platform switch* yaklaşımının implant çevresi kortikal kemiği daha iyi koruduğu belirtilmiştir.⁷¹⁻⁷³

DAYANAK-RESTORASYON BAĞLANTILARI

Tutucu tipine göre implant sistemleri, vida ve siman tutucu olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Tek, bölümlü ve tam dişsizlik olgularında kullanımı mümkün olan her iki tutucu tipinin avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Bu nedenle tutucu tipine ve klinik olguya göre karar vermek gerekmektedir.

Siman Tutuculu Dayanaklar

İmplant destekli tedavilerde en sık tercih edilen tutucu sistemidir. İmplant üstü simante restorasyonlar az üyeli restorasyonlar, yanlış açıldırılmış implantların tolere edilebilmesi ve okluzyonun daha kolay kontrolü amacıyla tercih edilmektedir.⁷⁴ (Tablo 1) Bu tutucu sisteminin en büyük dezavantajı özellikle derin yerleştirilmiş implantlarda fazla simanın temizlenebilirliğinin zor olmasıdır. Temizlenemeyen fazla simanın zamanla implant çevresi yumuşak dokuda perimukositis, sert dokuda ise periimplantitis gibi biyolojik sorunlara neden olur.^{75,76} Wilson ve ark.'nın çalışmasında implant çevresi sert ve yumuşak doku rahatsızlıklarının olduğu klinik olguların %81'inde artık siman tespit edilmiştir.⁷⁷ Artık simanın temizlenebilirliği için implantın kemiğe yerleştirildiği derinlik de önem arz etmektedir. Konu ile ilgili yapılan in vitro çalışma sonuçlarında, kronun marjinal sınırının 2 mm ve daha fazla dişeti altına yerleştirildiği zaman fazla simanın tamamen temizlenmesinin mümkün olmadığı açıklanmıştır.⁷⁸ Bu nedenle implant tutucu tipine karar verirken en önemli etkenlerden birinin implant derinliği olduğu unutulmamalıdır. Siman tutuculu sistemlerdeki biyolojik sorunları azaltmak, gerektiğinde restorasyonu dayanak yüzeyinden kolaylıkla uzaklaştırabilmek için önerilen çözümlerden biri de geçici siman kullanımıdır. Geçici simanın zamanla çözündüğü bu nedenle de implant çevresi dokuları daha az tahriş ettiği bilinmektedir.⁷⁹ Öte yandan geçici simanın çözünürlüğü dayanak ve restorasyon arasındaki pasif uyumun bozulmasına, mikro sızıntıya neden olabilmektedir.

İmplant destekli tedavinin başarısı için önemli etkenlerden biri de implant ve bileşenleri arasındaki pasif uyumdur. Pasif uyum sağlandığı zaman implant bileşenlerinde daha az mekanik başarısızlık, implant kemik ara yüzünde ise daha az gerilim oluşmaktadır. Siman tutuculu sistemlerde, siman tabakası nedeni ile pasif uyumun sağlanması vida tutuculu sistemlere göre daha kolaydır.

Siman tutuculu sistemlerde en sık karşılaşılan başarısızlıklardan biri de siman çözünmesidir. Yapılan bir çalışmada, 6° konikliği olan bir implant dayanağının tutuculuğunun, aynı konikliğe sahip prepare edilmiş doğal dişten üç, dört kat daha fazla olduğu bildirilmiştir.⁸⁰ Tutuculuk için gerekli olan

konikliği kaybetmemek için, prefabrik dayanakların laboratuvar ortamında aşırı uyumlamalarından kaçınılmalıdır.

Siman tutucu sistemlerin tercih edilebileceği klinik koşullar

- Restorasyonun marjinal kenarının < 2mm dişeti altında yer aldığı olgularda,
- Bukko-lingual olarak hatalı yerleştirilmiş implantların varlığında,
- Restorasyonun okluzal tablasının dar olduğu olgularda,
- Okluzal yüzeylere müdahale edilmesinin istenmediği durumlarda,
- Kısa köprülerde,

Vida Tutuculu Dayanaklar

İmplant üstü vidalı restorasyonlar sıklıkla interokluzal mesafenin en az miktarda olduğu (4 mm) durumlarda, çok üyeli restorasyon uygulamalarında, temizlenemeyen fazla siman riskinden korunmak, estetik bölgede yumuşak dokuyu şekillendirmek, hijyen bakımı, onarım veya cerrahi müdahaleler gerektiğinde uzaklaştırılması daha kolay olduğu için tercih edilmektedir.⁷⁴ (Tablo 1)

Tablo 1.

Vida veya siman tutuculu implant destekli sabit restorasyonlar için endikasyon tablosu

İMLANT BÖLGESİ	OLASILIKLAR	ÇÖZÜM OLASILIKLARI	
Ön ve Arka Bölge	Yetersiz Interokluzal Mesafe	VIDALI (min. 4mm yükseklik)	
	Kemik seviyesi implantta çıkış profilinin kişiselleştirilmesi için yumuşak doku şekillendirmesi	Protetik açılan ideal konumlandırılmış implant	VIDALI
		Protetik açılan hatalı konumlandırılmış implant	SIMANTE*
Ön Bölge	Yumuşak doku seviyesi implant	Protetik açılan ideal konumlandırılmış implant	VIDALI
		Protetik açılan hatalı konumlandırılmış implant	SIMANTE*
	Protetik açılan ideal konumlandırılmış implant	VIDALI	
Arka Bölge	Protetik açılan hatalı konumlandırılmış implant	SIMANTE*	
	Bütünlüğü bozulmamış okluzal yüzey istenen durumlar (dar çaplı kron)	SIMANTE*	

* Kron marjini submukozal olarak <2 mm olmalı

(Tablo, 74. Kaynak dikkate alınarak hazırlanmıştır).

DAYANAK ÜRETİM ÇEŞİTLERİ

İmplant üstü restoratif tedavilerin başlangıcından itibaren, teknolojinin ve madde bilgisinin de gelişmesi ile birlikte dayanak üretim teknikleri de güncellenmektedir. Dayanaklar, üretici firmalar tarafından farklı şekil ve boyutlarda hazır olarak üretilebildiği gibi bir mum/plastik dayanak bileşeni kişisel hale getirildikten sonra metal dökümü ile üretilebilmektedir. Gelişen teknolojinin sunduğu avantajların diş hekimliği alanında kullanılması ile günümüzde BDT/BDÜ teknolojisi ile tasarım yazılımı üzerinde tasarlanan kişisel dayanaklar farklı maddelerden hazırlanmış bloklardan kazanarak üretilebilmektedir.

Hazır (Prefabrike-Stok) Dayanaklar

İmplant diş hekimliğinde, farklı basamak seviyesi ve baca yüksekliğine sahip dayanaklar firmalar tarafından üretilmektedir.

Hazır dayanaklar; implantların ideale en yakın ve mümkün oldukça paralel olarak yerleştirildiği, minimal implant açılanmalarının tolere edilebildiği, estetik ve yumuşak doku şekillendirilmesinin ön planda olmadığı ve dayanak marjinlerinin olgu ile uyumlu olduğu durumlarda tercih edilir.

Derin, açılı veya üç boyutlu olarak hatalı yerleştirilmiş implantlar ve yetersiz interokluzal mesafenin mevcut olduğu durumlarda, ayrıca yüksek estetik sonuç gerektiren klinik olgularda hazır dayanaklar tedavi sonucunu olumsuz yönde etkileyebilir. Kişisel dayanaklara göre daha ekonomik olması ve daha hızlı tedavi süresi sunması gibi avantajlara sahiptir.

Kişisel (Kişiselleştirilmiş) Dayanaklar

Hazır dayanaklara bağlı klinik sınırlamaları gidermek için 1993 yılından itibaren kişisel dayanakların üretimi gerçekleştirilmeye başlamıştır.⁸³ Kişisel dayanaklar, döküm veya BDT/BDÜ teknolojisi ile üretilebilmektedir. Üretimde hem metal hem de seramikler kullanılmaktadır.⁸⁴

Kişisel dayanakların üretimi için ilk kullanılan üretim yöntemi döküm yöntemidir. Döküm yöntemiyle üretim için dayanağın implanta doğrudan temas eden alt kısmı, vidası ve döküm için kullanılacak olan plastik parça hazır bir şekilde implant firması tarafından sunulmaktadır. Model üzerine sabitlenen bu parçalar üzerinde mum modelaj tamamlanır, daha sonra ise döküm aşamaları gerçekleştirir. Bu yöntemle sadece metal dayanakların üretimi mümkündür.

BDT/BDÜ sistemlerinin geliştirilmesi ise son yıllarda kazıma (freze) yöntemiyle de kişisel dayanaklar üretilmektedir. Bu tür üretim için de dayanağın implanta temas eden kısmı ve vidası fabrikasyon olarak hazırdır, ağız içi kısmı ise blok halinde implant firması tarafından sunulmaktadır. Bilgisayar destekli tasarım işlemleri tamamlandıktan sonra bu bloktan kişisel dayanağın ağız içi kısmı bilgisayar destekli üretim ünitesinde hazırlanmaktadır. BDT/BDÜ yöntemiyle hem metal hem de seramik dayanakların üretimi gerçekleştirilmektedir.

Geleneksel döküm yönteminde mum modelasyon, mum atımı ve döküm sırasında boyutsal değişikliklere bağlı üretim hatalarının ihtimali yüksektir. Buna karşın BDT/BDÜ yönteminde aşamalarının dijitalizasyonu ve mekanik işlemler nedeniyle olası üretim hataları minimuma indirilmektedir.⁸⁵

Teknolojinin de gelişmesi ile kişisel dayanaklar günümüzde daha sık tercih edilen bir seçenek haline gelmektedir.⁸⁶ Özellikle estetiğin ön planda olduğu veya yumuşak doku şekillendirmesi gereken durumlarda tercih edilir ve tedavi kalitesini arttırmak hedeflenir. Bu tür olgularda kişisel dayanakların kullanımı hem dayanak yansımasını azaltmakta hem de yumuşak doku konturunu en iyi şekilde oluşturabilmektedir.⁸⁷ Bu dayanaklarla üç boyutlu

olarak yanlış yerleştirilmiş implantlara bağlı hatalı çıkış profilini düzeltmek, klinik olgunun anatomik özellikleri doğrultusunda kişiselleştirmek mümkündür.⁸⁸ Kişisel dayanaklar aynı zamanda implantın açısına uygun olarak sonuçta okluzal kuvvetlerin uygun ekseninde iletilmesini sağlar.⁸⁹

Restorasyon-dayanak marjininin istenilen derinlik ve şekilde konumlandırılmasına olanak vererek, simante restorasyonlarda sıklıkla görülen temizlenemeyen artık siman ihtimalini azaltmaları da kişisel dayanakların diğer avantajlarından biridir.⁹⁰ 2015 yılında yapılan bir retrospektif araştırmada, hazır ve kişisel dayanaklara simante edilen restorasyonların retansiyon kaybı incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda, retansiyon kaybının prefabrike dayanaklarda daha sık görüldüğü ancak sadece tek üye restorasyonlarda istatistiksel olarak kabul edilebilir bir değere ulaştığı gösterilmiştir.⁹¹ Hazır ve kişisel dayanakların uzaklaştırma tork değerleri incelendiği çalışmada her iki dayanak için elde edilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmemiştir.

Son yıllarda ağız içi tarayıcı kameraların geliştirilmesi ile tam dijital iş akışıyla da kişisel dayanakların üretimi gerçekleştirilmektedir.⁹²

Hibrit (Ti Base) Dayanaklar

BDT/BDÜ yöntemlerinin geliştirilmesinin üretimini mümkün kıldığı dayanak çeşitlerinden bir de hibrit dayanaklardır.⁹³ Bu dayanaklar, Ti ve Zr maddelerinin özellikleri dikkate alınarak geliştirilmiştir. Hibrit dayanaklar, prefabrike dayanak benzeri Ti altyapıya sahiptir. Altyapı üzerine yerleştirilen tarama postu ağız içi veya laboratuvar tarayıcısıyla taranarak BDT ünitesinde sanal model elde edilir ve uygun kütüphane aracılığıyla tasarım işlemi tamamlanır. Daha sonra BDÜ ünitesinde özel seramik veya Zr bloktan kazıma yöntemi ile restorasyon üretilir ve Ti alt yapı üzerine ekstraoral olarak, genellikle laboratuvarda simante edilir. Bu yöntem ile tek parça haline gelen dayanaklar implant üzerine vidalanır ve torklanır. Hibrit dayanaklar, titanyum maddesinin mekanik dayanıklılığını, seramik maddesinin ise estetik özelliklerini barındırmaktadır. İmplantın temas eden yüzey titanyum olduğu için Zr dayanakların neden olduğu implant boyun aşınması ve dayanak kırılmalarının önüne geçilmektedir. Öte yandan, dayanağın ağız içi kısmı seramik maddesinden üretildiği için de titanyum dayanaklarda görülen dişeti renklenmesi, gri renk yansımaları ve estetik sınırlamaların önüne geçilmektedir. Dolayısıyla, hibrit dayanaklar çiğneme kuvvetlerine karşı daha yüksek direnç ve beraberinde estetik sonuçlar sunmaktadır.⁹⁴

Bu tür dayanaklarda restorasyonun titanyum alt yapıya simantasyonu model üzerinde gerçekleştirildiği için geleneksel siman tutucu restorasyonlardaki artık siman olasılığının önüne geçilir. Bu nedenle, hibrit dayanakların en büyük avantajlarından biri de artık simana bağlı implant çevresi yumuşak ve sert doku rahatsızlıklarının ortadan kaldırılmasıdır.⁹⁵ Hibrit dayanakların titanyum alt

yapısı üzerine restorasyon doğrudan ya da zirkonya koping aracılığı ile dolaylı olarak simante edilebilir. Roberts ve ark. çalışmalarında zirkonya kopingin kullanıldığı hibrit dayanakların, restorasyonun doğrudan Ti altyapı üzerine simante edildiği hibrit dayanaklara göre daha düşük kırılma direncine sahip olduğunu belirtmiştir.⁹⁶ Bunun yanı sıra yapılan çalışmalarda, hibrit dayanakların kırılma direncinin geleneksel zirkonya dayanaklardan daha yüksek olduğu ve bu dayanakların çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior alanlarda da kullanımının endike olduğu kanıtlanmıştır.⁹⁷⁻⁹⁹ Tam seramik kronları taşıyan Zr, Ti ve hibrit dayanakların yaşlandırma işlemi sonrası kırılma direnci yapılan bir in-vitro çalışmada incelenmiştir.¹⁰⁰ Tüm gruplar içerisinde Zr'nin en düşük kırılma direncine sahip olduğu ve genellikle bukkalde, implant boynuna yakın alanda birincil kırılma davranışı sergilediği gösterilmiştir. Bu kırılma davranışının, Zr kalınlığının 2 mm'lik eşik değerinin altında olduğu olgularda görüldüğünü öne sürülmüştür.

Hibrit dayanaklarla ilgili önemli konulardan biri simantasyon protokolü ile ilgilidir. Restorasyonun titanyum altyapıya simantasyonu dikkatli bir şekilde yapılmalıdır. Yanlış simantasyon restorasyonun ağız içi uyumunu da engellemektedir.⁹⁵ Ağız içi kullanımın zamanla titanyum alt yapı ve seramik restorasyon arasında siman ayrılmasına neden olabileceği düşünülmektedir. Bu tür mekanik başarısızlıkları önlemek, restorasyonun sağkalım oranını artırmak için farklı adeziv simantasyon protokolleri ve yüzey işlemleri uygulanmaktadır.¹⁰¹ Özellikle MDP (10-Metakriloloksidesil dihidrojen fosfat) içerikli ajanların titanyum ve zirkonya arasındaki bağlantıyı artırdığı düşünülmektedir.^{102,103} Yüzey işlemi olarak son yıllarda tercih edilen tribokimyasal kumlama yönteminin hibrit dayanak madde arasındaki mekanik ve kimyasal bağlantıyı artırdığı çalışmalarda belirtilmiştir.^{104,105} Ancak bu işlem sırasında zirkonyadaki faz dönüşümünü (t-m) azaltmak için kullanılan kum taneciklerinin boyutları, basınç ve uygulama süresine dikkat edilmesi gerekmektedir.¹⁰⁶

Son yıllarda hibrit dayanaklar için titanyum altyapı üzerine farklı restoratif maddeler kullanılmaktadır. Bu konuyla ilgili yakın geçmişte yapılan bir çalışmada, Ti altyapı üzerine Zr, lityum disilikat ve PEEK (polietereterketon) maddesinden üretilen restorasyonlar simante edilmiş ve in vitro ortamda ısıl döngü işlemi sonrası kırma testine tabi tutulmuştur.⁴⁷ Çalışma sonuçlarına göre, Ti altyapılı Zr maddesinden üretilen hibrit dayanakların klinik kullanıma uygun olduğu, lityum disilikat ve PEEK'den üretilen hibrit dayanakların düşük kırılma direncine sahip olduğu belirtilmiştir. Lityum disilikat ve PEEK'den üretilen hibrit dayanakların ağız içi premolar diş alanında kullanımına dikkat çekilmiştir. Farklı maddelerden üretilen hibrit dayanakların mekanik özellikleri bir in vitro çalışmada incelenmiştir. Sonuçlara göre, lityum

disilikat hibrit dayanaklardaki düşük kırılma direncinin nedeni; seramik maddesinin mekanik özelliklerinin yanı sıra okluzalde yer alan vida giriş deliğinin de materyali daha kırılğan hale getirmesidir.¹⁰⁷

Özgün ve Özgün Olmayan Dayanaklar

Uzun dönem klinik başarı için implant ve bileşenlerinin birbirleri ile uyumu önem arz etmektedir. Bunun için genelde özgün implant bileşenleri tercih edilmektedir. Ancak özgün implant bileşenlerinin bulunmaması, mevcut bilgi eksikliği, ekipmana sınırlı erişim ve parçaların yüksek maliyetinden dolayı bazı klinisyenler özgün olmayan veya farklı üretici tarafından üretilen eşdeğer bileşenleri kullanarak çözüm yaratmaya çalışmaktadır. Konu ile ilgili yapılan çalışmalarda implant ve özgün olmayan dayanaklar arasındaki uyumun, özgün dayanaklara göre daha kötü olduğu, ara yüzeyler arasındaki mikro aralığın artmasına ve temas eden yüzey alanı miktarının azalmasına neden olduğu belirtilmiştir. Bu tarz uyumsuzlukların ileride hem mekanik hem biyolojik sorunlara neden olabileceği düşünülmektedir.^{108,109} Özgün ve özgün olmayan titanyum alt yapıli hibrit dayanakların karşılaştırıldığı klinik bir çalışmada özgün olmayan dayanakların kullanıldığı klinik olguların sond ile kontrol derinliğinin ve kanamanın arttığı rapor edilmiştir.¹¹⁰

Daimi ve Geçici Dayanaklar

İmplant üstü tedavi seçeneklerinin artması ile birlikte, üst yapıyı taşıyacak dayanak seçenekleri de farklılaşmaktadır. Aynı zamanda günümüzde implant cerrahisi sonrası, implanta uygulanan farklı yüklemeye seçenekleri de kullanılacak dayanaklarda birçok seçeneğin oluşmasına neden olmaktadır.

Daimi dayanaklar, restorasyonun tamamlanmasını takiben okluzal yükleri karşılayabilecek yeterli mekanik özelliklere ve restorasyonu destekleyecek uygun tasarıma sahip olmalıdır. Bu amaçla titanyum, zirkonya, metal ve altın alaşımları kullanılabilir.

Geçici dayanaklar, implant üstü restorasyonun yapımı sırasında kullanılan ve süreç boyunca implant üzerinden uzaklaştırılıp tekrar takılan dayanaklardır. Bu amaçla genellikle titanyum "solid", dayanaklar kullanılmaktadır. Aynı zamanda kullanımı gün geçtikçe artan PEEK materyalinden de üretilebilmektedir.¹¹¹

Geçici dayanak maddesi olarak sıklıkla titanyum tercih edilmektedir. Ancak dişetinde meydana getirdiği gri renk yansıması ve klinik ortamında üretiminin kolay olmaması nedeni ile PEEK'den üretilen geçici dayanaklar da sık tercih edilmektedir. Geçici PEEK dayanaklar, geçici Tİ dayanaklar ile karşılaştırıldığında, mekanik özelliklerinin metaller kadar iyi olmaması nedeni ile çiğneme kuvvetlerine karşı daha düşük direnç gösterirler. Buna rağmen geçici PEEK dayanakların klinik ortamda üretilebilirliğinin daha kolay ve estetik olması önemli avantaj sağlamaktadır.¹¹¹

2010 yılında yapılan bir çalışmada, maksiller santral

kesici diş bölgesinde kompozit rezin kronların, geçici PEEK dayanak üzerinde titanyum geçiciler üzerindeki göre daha düşük kırılma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir. Maksiller estetik bölgedeki farklı alanlarda ise belirgin bir fark gözlenmemiştir.

Geçici ve daimi dayanaklar hakkında özellikle anında yüklemeye yapılan implantlarda, marjinal kemik kaybı ve yumuşak doku kaybı üzerinde etkileri olabileceğine dair görüşler mevcuttur. Bu durumda geçici dayanakların tedavi süresince implant üzerinden tekrarlı şekilde çıkarılmasının yumuşak ve marjinal kemik doku üzerinde negatif etkisi olduğu belirtilmiştir. Bunun yerine anında yüklemenin daimi dayanak ile yapılarak bu durumun önlenebileceğini düşünülmektedir. Ancak henüz yeterli kanıt bulunmamaktadır.

2014 yılında yapılan bir yıl takipli, çok merkezli rastgele kontrollü çalışmada, implant cerrahisini takip eden ilk ayda dayanaklarda herhangi bir değişim ve modifikasyon olmaması durumunda marjinal kemik kaybının azaldığı gösterilmiştir. Cerrahi sonrası 12. ayda yapılan değerlendirmeler sonucunda kemik seviyesindeki değişimin, hem klinik olarak anlamlı olmadığı hem de implant başarısı için kilit bir etken oluşturmadığı belirtilmiştir.¹¹²

2017 yılında yapılan bir sistematik derleme ve meta-analiz çalışmasında daimi dayanakların kullanıldığı minimal invaziv yaklaşımda peri-implant marjinal kemik kaybını miktarının daha az olduğu belirtilmiştir. Fakat bu etki geçici dayanaklar ile karşılaştırıldığında klinik olarak anlamlı bulunmamıştır.¹¹³

SONUÇ

İmplant dayanağı, implant destekli tedavilerin mekanik, biyolojik ve estetik başarılarını doğrudan etkilemektedir. Bununla beraber, dayanakların seçimi ile ilgili standart bir planlama rehberi bulunmamaktadır. Estetiğin önemli olduğu anterior alanda dayanak tercihi için hastanın gülme hattı, dişeti biyotipi, implantın üç boyutlu konumu, interokluzal mesafe önem arz ederken, çiğneme kuvvetinin yoğun olduğu posterior alanda implantın üç boyutlu konumu, hastanın karşıt dentisyonu, interokluzal mesafesi, çiğneme kuvvetleri ve parafonksiyonel alışkanlıklar gözönünde bulundurulmalıdır. Özellikle üç boyutlu olarak yanlış konumlandırılmış implant varlığında kişisel veya kişiselleştirilmiş dayanaklar kullanılabilir. Anterior alanda bazı vakalarda seramik dayanak tercih edilirken, posterior alan için birincil tercih hala metal dayanaklardır. Son yıllarda geliştirilen Ti-base dayanaklar ise hem estetik hem de mekanik özelliklerinden dolayı iyi bir seçenek olabilir. Ancak bu dayanaklarla ilgili orta ve uzun takip dönemli klinik çalışmalara gereksinim vardır.

KAYNAKLAR

1. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:22-38.
2. Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:99-116.
3. Çehreli M, Şahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *Journal of dentistry.* 2004;32(2):123-132.
4. Borie E, Orsi IA, de Araujo CP. The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontologica Scandinavica.* 2015;73(5):321-329.
5. Linkevicius T, Apse P. Influence of Abutment Material on Stability of Peri-implant Tissues: A Systematic Review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2008;23(3).
6. Rasperini G, Maglione M, Cocconcelli P, Simion M. In vivo early plaque formation on pure titanium and ceramic abutments: a comparative microbiological and SEM analysis. *Clinical Oral Implants Research.* 1998;9(6):357-364.
7. Gehrke SA, da Silva PMP, Guirado JLC, et al. Mechanical behavior of zirconia and titanium abutments before and after cyclic load application. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2016;116(4):529-535.
8. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clinical oral implants research.* 2007;18(5):569-574.
9. De Avila ED, De Molon RS, Lima BP, et al. Impact of physical chemical characteristics of abutment implant surfaces on bacteria adhesion. *Journal of Oral Implantology.* 2016;42(2):153-158.
10. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26 Suppl 11:139-147.
11. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. *Journal of clinical periodontology.* 1998;25(9):721-727.
12. Fenner N, Hämmerle CH, Sailer I, Jung RE. Long-term clinical, technical, and esthetic outcomes of all-ceramic vs. titanium abutments on implant supporting single-tooth reconstructions after at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research.* 2016;27(6):716-723.
13. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical oral implants research.* 2009;20:4-31.
14. Kasten FH, Soileau K, Meffert RM. Quantitative evaluation of human gingival epithelial cell attachment to implant surfaces in vitro. *The International journal of periodontics & restorative dentistry.* 1990;10(1):68-79.
15. PRESTIPINO V, INGBER A. Esthetic High-Strength Implant Abutments. Part II. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 1993;5(2):63-68.
16. PRESTIPINO V, INGBER A. All-Ceramic Implant Abutments: Esthetic Indications. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 1996;8(1):255-262.
17. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub J. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *Journal of oral rehabilitation.* 2005;32(11):838-843.
18. Andersson B, Taylor Å, Lang BR, et al. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1-to 3-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics.* 2001;14(5).
19. Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custom-made pro-cera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *International Journal of Prosthodontics.* 2003;16(6).
20. SILVA LHd, LIMA Ed, MIRANDA RBdP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research.* 2017;31.
21. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2003;90(4):325-331.
22. Zembic A, Philipp AO, Hämmerle CH, Wohlwend A, Sailer I. Eleven-Year Follow-Up of a Prospective Study of Zirconia Implant Abutments Supporting Single All-Ceramic Crowns in Anterior and Premolar Regions. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17 Suppl 2:e417-426.
23. Bidra AS, Rungruanunt P. Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2013;25(3):159-176.
24. Wittneben J, Gavric J, Belser U, et al. Esthetic and clinical performance of implant-supported all-ceramic crowns made with prefabricated or CAD/CAM zirconia abutments: a randomized, multicenter clinical trial. *Journal of dental research.* 2017;96(2):163-170.

25. Hu M, Chen J, Pei X, Han J, Wang J. Network meta-analysis of survival rate and complications in implant-supported single crowns with different abutment materials. *J Dent*. 2019;88:103115.
26. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of periodontology*. 2004;75(2):292-296.
27. van Brakel R, Cune MS, van Winkelhoff AJ, de Putter C, Verhoeven JW, van der Reijden W. Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: an in vivo study in man. *Clinical oral implants research*. 2011;22(6):571-577.
28. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003;15(1):10-24.
29. Sen N, Us YO. Fatigue survival and failure resistance of titanium versus zirconia implant abutments with various connection designs. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2019;122(3):315. e311-315. e317.
30. Borie E, Orsi IA, de Araujo CP. The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontol Scand*. 2015;73(5):321-329.
31. de Araújo-Júnior EN, Bergamo ET, Campos TM, et al. Hydrothermal degradation methods affect the properties and phase transformation depth of translucent zirconia. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020;112:104021.
32. Lopes A, Coelho P, Witek L, et al. Microstructural, mechanical, and optical characterization of an experimental aging-resistant zirconia-toughened alumina (ZTA) composite. *Dental Materials*. 2020;36(12):e365-e374.
33. Vechiato-Filho AJ, Pesqueira AA, De Souza GM, dos Santos DM, Pellizzer EP, Goiato MC. Are Zirconia Implant Abutments Safe and Predictable in Posterior Regions? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Prosthodont*. 2016;29(3):233-244.
34. Yoon H-I, Yeo I-SL, Kim D-J, Kim H-Y, Han J-S. A Prospective Clinical Study of Alumina-Toughened Zirconia Abutments for Implant-Supported Fixed Restorations with a Mean Follow-up Period of 6.9 Years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2019;34(2).
35. Ferrari M, Tricarico MG, Cagidiaco MC, et al. 3-year randomized controlled prospective clinical trial on different CAD-CAM implant abutments. *Clinical implant dentistry and related research*. 2016;18(6):1134-1141.
36. ElHoussiney AG, Zhang H, Song J, Ji P, Wang L, Yang S. Influence of implant location on the clinical outcomes of implant abutments: a systematic review and meta-analysis. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*. 2018;10:19.
37. Cao Y, Yu C, Wu Y, Li L, Li C. Long-Term Survival and Peri-Implant Health of Titanium Implants with Zirconia Abutments: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(8):883-892.
38. Tekin S, Cangül S, Adıgüzel Ö, Değer Y. Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*. 2018;8(2):84-92.
39. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical oral implants research*. 2015;26(11):1297-1301.
40. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *Journal of Oral Implantology*. 2011;37(sp1):174-182.
41. Ortega-Martínez J, Delgado LM, Ortiz-Hernández M, et al. In vitro assessment of PEEK and titanium implant abutments: Screw loosening and microleakage evaluations under dynamic mechanical testing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020.
42. Simsiriwong J, Shrestha R, Shamsaei N, Lugo M, Moser RD. Effects of microstructural inclusions on fatigue life of polyether ether ketone (PEEK). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015;51:388-397.
43. Shrestha R, Simsiriwong J, Shamsaei N, Moser RD. Cyclic deformation and fatigue behavior of polyether ether ketone (PEEK). *International Journal of Fatigue*. 2016;82:411-427.
44. Evans A, Horton H, Unsworth A, Briscoe A. The influence of nominal stress on wear factors of carbon fibre-reinforced polyetheretherketone (PEEK-OPTIMA® Wear Performance) against zirconia toughened alumina (Biolox® delta ceramic). *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2014;228(6):587-592.
45. Schwitalla A, Müller W-D. PEEK dental implants: a review of the literature. *Journal of Oral Implantology*. 2013;39(6):743-749.
46. Atsü SS, Aksan E, Bulut AC. Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2019;34(3).
47. Al-Zordk W, Elmisery A, Ghazy M. Hybrid-abutment-restoration: effect of material type on torque maintenance and fracture resistance after thermal aging. *International journal of implant dentistry*. 2020;6(1):24.

48. Koller M, Sprinz A, Francisco H, et al. The effect of ceramic reinforced polyether-ether-ketone (PEEK) abutments on peri-implant tissues: a randomized controlled clinical trial—preliminary data. *Clinical Oral Implants Research*. 2020;31:173-173.
49. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2014;102(2):552-574.
50. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, et al. Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants—CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12(3):219-234.
51. <https://pocketdentistry.com/7-implantmacrostructure-implantabutment-connection/>.
52. Resnik RR. *Misch's Contemporary Implant Dentistry*. 4th ed 2020.
53. Pellizzer EP, Verri FR, De Moraes SLD, Falcón-Antenucci RM, De Carvalho PSP, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *Journal of Oral Implantology*. 2013;39(4):425-431.
54. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(1):75-78.
55. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical oral implants research*. 2012;23:202-216.
56. Nishioka RS, de Vasconcellos LGO, de Melo Nishioka LNB. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant dentistry*. 2009;18(6):512-520.
57. Bernardes SR, de Araújo CA, Neto AJF, Júnior PS, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24(5).
58. Schwarz F, Alcoforado G, Nelson K, et al. Impact of implant-abutment connection, positioning of the machined collar/microgap, and platform switching on crestal bone level changes. *Camlog Foundation Consensus Report*. *Clinical Oral Implants Research*. 2014;25(11):1301-1303.
59. Junior JFS, Verri FR, de Faria Almeida DA, de Souza Batista VE, Lemos CAA, Pellizzer EP. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Materials Science and Engineering: C*. 2016;63:292-300.
60. Pessoa RS, Sousa RM, Pereira LM, et al. Bone remodeling around implants with external hexagon and morse-taper connections: a randomized, controlled, split-mouth, clinical trial. *Clinical implant dentistry and related research*. 2017;19(1):97-110.
61. Gurgel-Juarez NC, de Almeida EO, Rocha EP, et al. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2012;21(3):160-166.
62. Mangano F, Mangano C, Ricci M, Sammons RL, Shibli JA, Piattelli A. Single-tooth Morse taper connection implants placed in fresh extraction sockets of the anterior maxilla: an aesthetic evaluation. *Clinical Oral Implants Research*. 2012;23(11):1302-1307.
63. Macedo JP, Pereira J, Vahey BR, et al. Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. *European Journal of Dentistry*. 2016;10(1):148.
64. Ricomini Filho AP, Fernandes FSdF, Straioto FG, Silva WJd, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Brazilian dental journal*. 2010;21(2):123-129.
65. Szyszkowski A, Kozakiewicz M. Effect of Implant-Abutment Connection Type on Bone Around Dental Implants in Long-Term Observation: Internal Cone Versus Internal Hex. *Implant dentistry*. 2019;28(5):430-436.
66. Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2018;20(4):653-664.
67. Mishra SK, Chowdhary R, Kumari S. Microleakage at the different implant abutment interface: A systematic review. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2017;11(6):ZE10.
68. Zipprich H, Miatke S, Hmaidouch R, Lauer H-C. A New Experimental Design for Bacterial Microleakage Investigation at the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2016;31(1).
69. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2006;26(1).
70. Vela-Nebot X, Rodríguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. *Implant Dentistry*. 2006;15(3):313-320.

71. Annibaldi S, Bignozzi I, Cristalli MP, Graziani F, La Monaca G, Polimeni A. Peri-implant marginal bone level: a systematic review and meta-analysis of studies comparing platform switching versus conventionally restored implants. *Journal of clinical periodontology*. 2012;39(11):1097-1113.
72. Hsu YT, Lin GH, Wang HL. Effects of Platform-Switching on Peri-implant Soft and Hard Tissue Outcomes: A Systematic Review and Meta-analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2017;32(1):e9-e24.
73. Santiago JF, Jr., Batista VE, Verri FR, et al. Platform-switching implants and bone preservation: a systematic review and meta-analysis. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2016;45(3):332-345.
74. Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Brägger U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology* 2000. 2017;73(1):141-151.
75. Staubli N, Walter C, Schmidt JC, Weiger R, Zitzmann NU. Excess cement and the risk of peri-implant disease—a systematic review. *Clinical oral implants research*. 2017;28(10):1278-1290.
76. Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clinical oral implants research*. 2013;24(11):1179-1184.
77. Wilson Jr TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of periodontology*. 2009;80(9):1388-1392.
78. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peciuliene V. The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clinical oral implants research*. 2011;22(12):1379-1384.
79. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *British dental journal*. 2006;201(8):501.
80. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;77(1):28-35.
81. Wittneben J-G, Millen C, Brägger U. Clinical Performance of Screw-Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions-A Systematic Review. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29.
82. Gaddale R, Mishra SK, Chowdhary R. Complications of screw-and cement-retained implant-supported full-arch restorations: a systematic review and meta-analysis. *International Journal of Oral Implantology*. 2020;13(1).
83. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2005;63(9):22-32.
84. Zarauz C, Pitta J, Pradies G, Sailer I. Clinical recommendations for implant abutment selection for single-implant reconstructions: customized vs standardized ceramic and metallic solutions. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 2020;40:31-37.
85. Fuster Torres M, Albalat Estela S, Alcañiz Raya M, Peñarrocha Diago M. CAD/CAM dental systems in implant dentistry: update. 2009.
86. Kapos T, Evans C. CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29 Suppl:117-136.
87. Morton D, Chen ST, Martin WC, Levine RA, Buser D. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding optimizing esthetic outcomes in implant dentistry. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29 Suppl:216-220.
88. Thalji G, Bryington M, De Kok IJ, Cooper LF. Prosthodontic management of implant therapy. *Dental Clinics*. 2014;58(1):207-225.
89. Paek J, Woo YH, Kim HS, et al. Comparative Analysis of Screw Loosening With Prefabricated Abutments and Customized CAD/CAM Abutments. *Implant Dent*. 2016;25(6):770-774.
90. Gehrke P, Bleuel K, Fischer C, Sader R. Influence of margin location and luting material on the amount of undetected cement excess on CAD/CAM implant abutments and cement-retained zirconia crowns: an in-vitro study. *BMC Oral Health*. 2019;19(1):1-12.
91. Korsch M, Walther W. Prefabricated Versus Customized Abutments: A Retrospective Analysis of Loosening of Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions. *International Journal of Prosthodontics*. 2015;28(5).
92. Zhang J, Zhang R, Ren G, Zhang X. A method for using solid modeling CAD software to create an implant library for the fabrication of a custom abutment. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(2):209-213.
93. Joda T, Brägger U. Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clinical oral implants research*. 2015;26(12):1430-1435.
94. Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(3):546-554.
95. Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Stimmelmayer M, Güth J-F. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: Hybrid abutment crowns and material selection. *Quintessence International*. 2019;50(4).

96. Roberts EE, Bailey CW, Ashcraft-Olmscheid DL, Vandewalle KS. Fracture resistance of titanium-based lithium disilicate and zirconia implant restorations. *Journal of Prosthodontics*. 2018;27(7):644-650.
97. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clinical oral implants research*. 2012;23(1):12-18.
98. Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2015;30(3).
99. Alshahaf A, Spies BC, Vach K, Kohal R-J. Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2017;66:224-232.
100. Stimmelmayer M, Heiß P, Erdelt K, Schweiger J, Beuer F. Fracture resistance of different implant abutments supporting all-ceramic single crowns after aging. *Int J Comput Dent*. 2017;20(1):53-64.
101. Pilo R, Kaitsas V, Zinelis S, Eliades G. Interaction of zirconia primers with yttria-stabilized zirconia surfaces. *Dental Materials*. 2016;32(3):353-362.
102. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *The journal of adhesive dentistry*. 2015;17(1):7-26.
103. Elsayed A, Younes F, Lehmann F, Kern M. Tensile bond strength of so-called universal primers and universal multimode adhesives to zirconia and lithium disilicate ceramics. *The journal of adhesive dentistry*. 2017;19(3):221-228.
104. Lee J-J, Choi J-Y, Seo J-M. Influence of nanostructured alumina coating on shear bond strength between Y-TZP ceramic and various dual-cured resin cements. *The journal of advanced prosthodontics*. 2017;9(2):130.
105. May LG, Passos SP, Capelli DB, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Effect of silica coating combined to a MDP-based primer on the resin bond to Y-TZP ceramic. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2010;95(1):69-74.
106. Pozzobon JL, Pereira GKR, Wandscher VF, Dorneles LS, Valandro LF. Mechanical behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline ceramic after different zirconia surface treatments. *Materials Science and Engineering: C*. 2017;77:828-835.
107. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clinical oral investigations*. 2017;21(4):1213-1219.
107. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clinical oral investigations*. 2017;21(4):1213-1219.
108. Gigandet M, Bigolin G, Faoro F, Bürgin W, Brägger U. Implants with original and non-original abutment connections. *Clinical implant dentistry and related research*. 2014;16(2):303-311.
109. Karl M, Irastorza-Landa A. In Vitro Characterization of Original and Nonoriginal Implant Abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2018;33(6).
110. Asgeirsson AG, Sailer I, Gamper F, Jung RE, Hämmerle CH, Thoma DS. Veneered zirconia abutments cemented on non-original titanium bases: 1-year results of a prospective case series. *Clinical oral implants research*. 2019;30(8):735-744.
111. Santing HJ, Meijer HJ, Raghoobar GM, Özcan M. Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: A comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(6):882-889.
112. Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Maghaireh H, Grandi G. One abutment-one time versus a provisional abutment in immediately loaded post-extractive single implants: a 1-year follow-up of a multicentre randomised controlled trial. *European journal of oral implantology*. 2014;7(2):141-149.
113. Atieh MA, Tawse-Smith A, Alsabeeha NH, Ma S, Duncan WJ. The One Abutment-One Time Protocol: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of periodontology*. 2017;88(11):1173-1185.

Yazışma Adresi:

Nigar BAGHIROVA

E-mail : nigarbaghirova@hacettepe.edu.tr