

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

İMLANT - ABUTMENT KIRILMA DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

DT. KEMAL ÇAĞLAR ÖZKAN
YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU

İSTANBUL – 2014

ÖZET

Özkan KÇ. İmplant – Abutment Kırılma Değerlerinin Karşılaştırılması. T.C. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul 2014. İmplant tedavisi sağlık alanında gelişen teknoloji ile birlikte tek diş eksikliklerinde, parsiyel ve total dişsizlik vakalarında sıklıkla ve başarı ile kullanılan bir tedavi seçeneğidir. İmplant tedavisi bu saydığımız avantajlarına rağmen mekanik ve biyolojik komplikasyonları nedeniyle hekimleri sıkıntıya sokan durumlar oluşturmaktadır. Bu çalışmanın amacı kullanılan implant ve abutmentlerin kırılma değerlerini görmek ve kendi aralarında kıyaslama yapmaktır. Toplamda 40 adet implant, abutment ve vidaları 4 ayrı gruba ayrıldı. ISO 14801 standardı kullanıldı ve implantlar 30 derece açıyla ara parçaya yerleştirildi. Firmanın raşet ve implant anahtarı kullanılarak 25 N tork momenti verildi. İnstron Universal test cihazı 8 mm/sn hızla kırılma gerçekleşene kadar kuvvet uyguladı. Bu işlem teker teker 40 implanta birden uygulandı. Kırılma değerleri ve kırılma yerleri kaydedildi. Elde edilen veriler öğrenci t testi ve oneway anova testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. Sonuç olarak solid abutmentlerin kırılma değerleri ortalaması (2350 N) dijital abutmentlere göre (1089 N) daha yüksek bulunmuştur. 4.5 mm çapındaki implantların kırılma değerleri ortalaması da (1753 N) 3.5 mm çapındaki implantlara göre daha yüksek (1685 N) olarak bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Dental implant, abutment kırığı, ISO 14801.

SUMMARY

Özkan KÇ. Comparison of İmplant – Abutment Breaking Values. T.C. Yeditepe University Health Sciences Institute Prosthetic Dentistry, İstanbul, 2014. Implant treatment is used frequently and successfully in one tooth loss, partial and complete tooth loss. Despite the implant therapy's advantages, dentists has some problems because of the mechanical and biological complications. This subject's aim is to see the breaking values of the implants and abutments and compare them. Totally 40 implants, abutments and screws are divided into 4 different groups. ISO 14801 standard is used and implants are placed with 30 degree angle to transition piece. 25 N torque moment is calibrated by using the company's implant devices. Instron Universal test machine applied an increasing force until the breaking happens with the speed of 8 mm per second. This process is applied to 40 implants one by one. Breaking values and breaking spots are saved. Data are statistically evaluated by using student t test and oneway anova test. As a result, solid abutments' mean breaking value (2350 N) is higher than digital abutments' (1089 N). 4.5 mm platform diameter abutments' mean breaking value (1753 N) is higher than 3.5 mm platform diameter abutments' (1685 N).

Keywords: Dental implant, abutment fracture, ISO 14801.

TEŞEKKÜR

Lisans ve yüksek lisans eğitimim boyunca diş hekimliğinde bilim ve teknolojiyi takip etmemizi sağlayan, bize her zaman ideal çalışma ortamı tedarik eden, kendi vizyonunu bize aktaran Sayın Dekanımız **Prof. Dr. Türker SANDALLI**' ya,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilimin ne anlama geldiğini öğreten, bana farklı bir bakış açısı kazandıran, hatalarımı tekrar tekrar açıklayarak anlamamı sağlayan, protetik diş tedavisini öğreten ve sevdiren, tez çalışmamın ortaya çıkmasında, laboratuvar çalışmalarında ve yazımında bana destek olan, yol gösteren ve ufkumu açan, öğrencisi olmaktan onur ve gurur duyduğum pek kıymetli hocam Sayın **Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU**' na,

Yüksek lisans eğitimim boyunca güler yüzüyle ve derin bilgisiyle bana ışık tutan, tez çalışmamda büyük emeği olan hem bir hoca hem bir abla gibi yaklaşan kıymetli hocam Sayın **Doç. Dr. Nuray ÇAPA**' ya,

Fakülteye girdiğim ilk andan beri bana kol kanat geren, hiçbir zaman beni yalnız bırakmayan ve desteğini esirgemeyen, klinik hayatını bana öğreten hocam Sayın **Yrd. Doç. Dr. Ceyhun CANPOLAT**' a,

Yüksek lisans eğitimimin ilk yılında danışman hocam olan daha sonrasında akademik kadromuzdan ayrılarak mesleğine klinik hayatında devam eden, protetik diş tedavisini bana sevdiren hocam Sayın **Dr. Oya Öztan PEKER**' e,

Hasta başında ve fakültede olduğumuz her an sorularıma sabırla cevap veren, akademik bilgilerini ve tecrübelerini bana aktarmakta tereddüt etmeyen Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı' nın saygıdeğer öğretim üyelerine,

Eğitim hayatım boyunca iyi ve kötü günlerimde maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ve desteklerini her zaman hissettiren aileme ve arkadaşlarıma,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK	i
ÖZET	ii
SUMMARY	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER	v
KISATLIMALARIN LİSTESİ	viii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	ix
RESİMLERİN LİSTESİ	x
TABLoların LİSTESİ	xi
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1.Dental İmplantlar	2
2.2.Dental İmplantların Tarihçesi	2
2.3.Dental İmplantların Sınıflandırılması	2
2.3.1. Proteze Verdiği Desteğe Göre	2
2.3.2. Kullanılan Materyale Göre	3
2.3.3. Kemikle İlişkilerine Göre	3
2.3.3.1.Subperiostal İmplantlar (Kemik Üzeri)	3
2.3.3.2.Transosseal İmplant	3
2.3.3.3.Endosteal İmplant (Kemik İçi)	4
2.4.Dental İmplantın Protetik Komponentleri	5
2.4.1. Protez Vidası	5

2.4.2. Protetik Koping	5
2.4.3. Analog	5
2.4.4. Transfer Koping	5
2.4.5. Abutment	6
2.4.5.1. Siman Bağlantılı İmplant Abutmentler	6
2.4.5.1.1. Standart Abutment	7
2.4.5.1.2. Uyumlandırılabilir Abutment	7
2.4.5.1.3. Tamamen Kişisel Abutment	8
2.4.5.1.4. Bilgisayar Desteği ile Üretilen Abutment	8
2.4.5.1.5. Seramik Abutment	8
2.4.5.2. Vida Tutuculu İmplant Abutmentleri	9
2.4.5.3. Ataşman Tutuculu İmplant Abutmentleri	9
2.5. Dental İmplantların Komplikasyonları	11
2.5.1. Cerrahi Komplikasyonlar	11
2.5.2. İmplant Kaybı	12
2.5.3. Marginal Kemik Kaybı	12
2.5.4. Peri-implant Yumuşak Doku Komplikasyonları	12
2.5.5. Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar	13
2.5.6. Mekanik Komplikasyonlar	13
2.5.6.1. Vida Gevşemesi veya Kırılması	13
2.5.6.2. İmplant-Abutment Bağlantısının Kırılma ve Sebepleri	14
2.6. Yükleme Kuvvetleri	15
2.6.1. Ön Yükleme Kuvveti	15
2.7. İmplantlarda Vida Gevşemesi	16
2.8. İmplant-Dayanak Birleşim Tipleri	18

2.8.1. Eksternal Hekzagon Sistemin Avantajları	19
2.8.2. Eksternal Hekzagon Sistemin Dezavantajları	19
2.8.3. İnternal Hekzagon Sistemin Avantajları	19
2.8.4. İnternal Hekzagon Sistemin Dezavantajları	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM	21
3.1. Solid Abutment	21
3.2. Dijital Abutment	22
3.3. Çalışma Grupları	23
3.4. ISO 14801 Standardı	25
3.5. Deney Planı	26
3.6. İstatistiksel İncelemeler	28
4. BULGULAR	29
4.1. İmplant Tipi ve İmplant Platform Çapına Göre Kırılma Dayanımı Değerlendirilmesi	29
4.2. İmplant Platform Çapına ve Tipine Göre Kırılma Dayanımı Değerlendirilmesi	30
4.3. İmplant Tipi ve İmplant Platform Çapına Göre Kırılma Yerinin Değerlendirilmesi	32
4.4. İmplant Tiplerinde Ayrı Ayrı İmplant Platform Çapına Göre Kırılma Yerinin Değerlendirilmesi	33
5. TARTIŞMA	36
6. KAYNAKLAR	41
7. ÖZGEÇMİŞ	51

KISALTMALARIN LİSTESİ

ISO	International Organization for Standardization
mm	Milimetre
N	Newton
sn	Saniye
Hz	Hertz

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 4.1: İmplant tiplerinde ayrı ayrı implant platform çapına göre kırılma dayanımı değerlendirilmesi

Şekil 4.2: İmplant platform çaplarında ayrı ayrı implant tipine göre kırılma yerinin değerlendirilmesi

RESİMLERİN LİSTESİ

- Resim 3.1: Solid abutment örneği
- Resim 3.2: Dijital abutment örneği
- Resim 3.3: Araştırmada kullanılan 1. Grup örneği
- Resim 3.4: Araştırmada kullanılan 2. Grup örneği
- Resim 3.5: Araştırmada kullanılan 3. Grup örneği
- Resim 3.6: Araştırmada kullanılan 4. Grup örneği
- Resim 3.7: ISO 14801 standardına göre düzeneğin hazırlanışı
- Resim 3.8: İmplantın düzeneğe yerleştirilmesi
- Resim 3.9: Kırılma deneyinin başlangıcı
- Resim 3.10: Kırılma deneyinin bitişi
- Resim 4.1: Abutment kuronal 1/3 kırılma örneği
- Resim 4.2: İmplant-abutment sınırı kırılma örneği
- Resim 4.3: Vida kırığı örneği

TABLULARIN LİSTESİ

- Tablo 3.1: Kullanılan implantlar ve abutmentlar
- Tablo 3.2: Çalışma grupları ve implant özellikleri
- Tablo 4.1: İmplant tipi ve implant platform çapına göre kırılma dayanımı değerlendirilmesi
- Tablo 4.2: İmplant tipi ve platform çapının kırılma dayanımı üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi
- Tablo 4.3: İmplant platform çaplarında ayrı ayrı implant tipine göre kırılma dayanımı değerlendirilmesi
- Tablo 4.4: Deney gruplarının standart sapmaları ile minimum ve maksimum değerleri
- Tablo 4.5: İmplant tipi ve implant platform çapına göre kırılma yerinin değerlendirilmesi
- Tablo 4.6: İmplant tiplerinde ayrı ayrı implant platform çapına göre kırılma yerinin değerlendirilmesi

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental implantlar tam, parsiyel ve tek diş eksiklikleri vakalarında otuz yılı aşkın süreden beri yaygın olarak kullanılmaktadır ve yüksek başarı oranları bildirilmiş olsa da erken ya da geç dönem implant kayıpları hala kaçınılmazdır.

İmplant geometrisi, preparasyon tekniği, kemiğin kalitesi ve primer stabilite gibi faktörler implant başarı oranı üzerinde etkili olan faktörlerdir. İmplant uygulanacak olan hastada, uygulamaya geçilmeden önce planlama aşamasında klinik ve radyolojik muayene ile tüm bilgiler tam olarak elde edilmeli ve bu bilgiler ışığında tedaviye geçilmelidir.

İmplant başarısına ait uzun dönem kontrol çalışmalarında protetik aşamayı takiben birçok komplikasyon oluşabildiği saptanmıştır. Bu komplikasyonlar; implant komponentlerinde kırık, üst yapıda kırık, dayanak gevşemeleri ve kırılmaları, marjinal kemik kaybı ve osseointegrasyonun bozulması olarak sıralanabilir.

İmplant uygulamaları sırasında oluşabilecek komplikasyonlar hakkında bilgi sahibi olmak; tedavi planlaması, hasta-hekim ilişkisi ve tedavi sonrası bakımın önemli bir parçasıdır. Bu komplikasyonların bilinmesi ve bunlara karşı önlem alınması implant başarısını artıracaktır.

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler protez parçaları ve dayanaklar aracılığı ile implantlara iletilir. Bu yüklere, implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt verilir. İmplantta gelen kuvvetlerin büyüklüğü, implantın dental ark üzerindeki konumuna göre değişir. Posterior bölgeye yerleştirilen implantlar, yüksek çiğneme kuvvetlerinden dolayı büyük risk altındadır. Bu sebeple posterior bölgede daha uzun ve geniş çaplı implantların yerleştirilmesi önerilmektedir.

Biz de yaptığımız çalışmada ISO 14801 standartlarına bağlı kalarak İmplant KA marka abutmentların hangi değerlerde kırıldığını ve ne tip kırılmalar oluştuğunu incelemeyi amaçladık.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Dental implantlar, kaybedilen dişlerin yerini alacak sabit veya hareketli protezlere desteklik ya da tutuculuk sağlamak amacı ile kemik içine veya üzerine yerleştirilen biyolojik olarak uyumlu biyofonksiyonel apareyler olarak tanımlanmaktadır (1,2). İmplantasyon ise canlı olmayan yapıların ya da materyallerin doku içerisine yerleştirilmesi olarak ifade edilir (3).

2.2. Dental İmplantların Tarihçesi

Dental implantlarla ilgili ilk bulgu Dr. Wilson Popeone ve arkeoloji ekibinin 1931 yılında Honduras' ta Ulva vadisinde yaptıkları kazılarda buldukları M.S. 600 yılları civarında Mayalara ait bir mezar kazısında elde edilmiş alt çene kemiği üzerinde üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz hayvanları kabuklarıdır (4,5). 1967 yılında Leonard Kinkow kemik yüksekliğinin yetersiz olduğu vakalarda kemik genişliğinden yararlanılması amacıyla Blade tipi implantları tasarlamıştır (6).

Bränemark 1960 yılında osseointegrasyon terimini tanımlamış ve daha önce ortaya atılan, implant ve kemik arasındaki fibröz bağ dokusunun gerekli olduğu düşüncesini değiştirerek implantolojide büyük bir adım atmıştır (7). Titanyum oksidin kemikle direk kimyasal bağlantı yapması nedeniyle materyal olarak saf titanyum tercih edilmiştir (8). Bränemark ve ark. yapmış olduğu tedaviler uzun dönemde başarılı olmuştur. Bilim ve teknolojinin de zamanla gelişmesi ile birlikte daha iyi özelliklere sahip implantlar üretilmiştir ve diş hekimliği pratiğinde kullanımı yaygın hale gelmiştir (9).

2.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması

2.3.1. Proteze Verdiği Desteğe Göre

- Normal diş boyutlarında implant destekli sabit protez
- Normalden çok az değişiklik gösterecek şekilde hiper konturlu implant destekli sabit protez

- Diş ve dişeti restorasyonu beraber olacak şekilde implant destekli sabit protez
- İmplantların hem ön hem de arka bölgede desteklik verdiği implant tutuculu hareketli protezler
- İmplantların yalnızca ön bölgede desteklik verdiği implant tutuculu hareketli protezler (10)

2.3.2. Kullanılan Materyale Göre

- Vitalyum (Co-Cr-Mo alaşımı)
- Titanyum
- Alüminyum
- Zirkonyum
- Zirkonyum-Titanyum (Hibrit) (10)

2.3.3. Kemikle İlişkilerine Göre

- Subperiostal implant (Kemik üzeri)
- Transosseal implant (Kemik boyunca)
- Endosteal implant (Kemik içi) (10)

2.3.3.1. Subperiostal İmplantlar (Kemik Üzeri)

Subperiostal implantlar, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Rezidüel alveolar kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilir. Aşırı kemik rezorpsiyonu olan vakalarda kemik içi implantların yerleştirilmesinin zor olduğu vakalarda kullanılır. İmplant yüzeyindeki herhangi bir porözite ciddi doku reaksiyonlarına yol açabilir ve implant kaybına neden olabilir (11,12,13,14). İlk olarak Dahl tarafından 1943 yılında tanımlanan subperiostal implantlar bu grup içerisinde en sık kullanılan implantlardır.

2.3.3.2. Transosseal İmplant

Transosseal dental implantlar metal bir plaka ve transosseal pinler veya postlardan oluşmuş implantlardır. Metal plaka tutucu pinler veya vidalarla mandibulanın iç kenarına tutturulur. Metal plaka mandibulanın bütün kalınlığı boyunca penetre olan transosseal pinler/postları destekler ve intraforaminal bölgeden ağıza açılırlar. İmplantların zor ve kapsamlı cerrahi tekniğe sahip olmalarından dolayı kullanımları çok yaygın değildir.

Başarısızlık durumunda çıkarılması zor olmakta ve çevre dokularda fazla zarar oluşmaktadır (11).

2.3.3.3. Endosteal İmplant (Kemik İçi)

Endosteal implantlar alveolar veya bazal kemiğin içine yerleştirilen kemik içi dental implantlardır. Kemik içinde kalan ana parça ve ağız içinde kalan abutment olarak adlandırılan tutucu parça olmak üzere iki bölümden oluşur.

Kemik içinde kalan ana parçanın geometrik şekline göre 4 sınıfta incelenmiştir;

1. Vida tip implantlar
2. Silindirik implantlar
3. Blade implantlar
4. Vent tipi implantlar

Vida tipi implantlar kemik içine, standardize edilmiş özel enstrümanlarla yerleştirilirler. Vida tip implantlarda kemik, vida yivlerine doğru büyüme eğilimi gösterir. Bu implantlarda, diğer implant tiplerine göre daha iyi primer stabilizasyon sağlanır (11). Skalak, yaptığı çalışmada vida tipi implantlarda gelen kuvvetlerin, yivlerin eğimli yüzeyleri aracılığı ile kemiğe iletildiğini belirtmişlerdir (16). Yapılan başka bir çalışmada ise vida tipi implantların stresleri kemiğe daha az ve homojen olarak ilettiği belirtilmiştir (17).

Silindirik implantların bir diğer adı da kök formu implantlardır. Bu tip implantların primer stabilizasyonu, implantın dış yüzeyi ve kemik arasındaki sürtünme ile sağlanır. Yerleştirilen implant çapının, implant yatağından daha geniş olması ile yüzeyler arasında sürtünme sağlanır. İmplantların yüzeyi değişik yöntemlerle pürüzlendirilir, böylece kemik ile moleküler düzeyde retansiyonu sağlanmış olur (17).

Blade tip implantlar, 1968 yılında Linkow tarafından alveol kemiğinin dikey ve yatay yönden boyutlarının yetersiz olduğu durumlarda uygulamak için geliştirilmiştir. Blade implantlar, özellikle serbest sonlanan vakalarda, mandibulada mental foramenin distalinde ve silindirik implantların uygulanmasının zor olduğu ince kreterlerde kullanılmaktadır. Kemik ile yüzey miktarını arttırmak ve yeni kemik oluşumunu aktive etmek amacı ile bu implantlar boyun kısımları hariç, titanyum plazma sprey ve hidroksilapatit kaplı olarak üretilmişlerdir.

Blade tip implantların dokudan çıkartılmaları gerektiğinde fazla miktarda kemik kaybına sebep olmaları nedeniyle günümüzde kullanılması sınırlandırılmıştır (18).

Vent tipi implantlarda amaç, daha geniş ankraj yüzeyi oluşturmak ve implant yatağında mümkün olan en az kemik defektine neden olacak şekilde implant hacmini küçültmektir. İmplant gövdesindeki deliklerde gelişen kemik, fizyolojik yüklerde bir çeşit şok absorbe edici olarak görev yapar ve implant-kemik ara yüzeyindeki kayma direncini artırır (11).

2.4. Dental İmplantın Protetik Komponentleri

Misch ve Misch 1992 yılında dental implantların protetik komponentlerini sınıflarken Amerika Birleşik Devletlerinde kullanılan 5 implant sistemini referans olarak almıştır (19).

2.4.1 Protez Vidası

Abutmentin içinden geçerek implant gövdesine sıkıca oturan ince vida şeklindedir (20).

2.4.2 Protetik Koping

İnce bir kapaktır ve genellikle vida tutuculuğu için abutmenta uyacak şekilde üretilmiştir (20).

2.4.3. Analog

Herhangi bir cismin aynı veya benzeri anlamına gelmektedir. İmplant analogu, implant gövdesinin veya abutmentin retantif kısmının ana modele kopyalanmasında kullanılmaktadır. İki tip analog vardır (20):

- İmplant gövdesi analogu
- Abutment analogu

2.4.4 Transfer Koping

Ölçü içerisindeki analogun konumlandırılmasında kullanılmaktadır. Hem implant gövdesi transfer kopingi hem de abutment transfer kopingi olarak implant pozisyonunu ana modele aktarmaktadır (20). Bunlar iki tiptir;

- İndirekt transfer koping
- Direkt transfer koping

2.4.5. Abutment

İmplantların protezi desteklemesine veya tutuculuğuna hizmet eden parçasına abutment denir (21). Yapılan bir çalışmada 64' den fazla abutment çeşidi olduğu belirtilmiştir (22). İmplant destekli protezlerde kullanılan abutment çeşitleri tedavi planlamasına ve yapılacak protezin çeşidine göre değişiklik göstermektedir. İmplant abutmentleri 3 ana grupta incelenir (23,19):

- Siman bağlantılı implant abutmentler
- Vida tutuculu implant abutmentler
- Ataşman tutuculu implant abutmentlerdir.

2.4.5.1. Siman Bağlantılı İmplant Abutmentler

Estetiğin ön planda olduğu, ince mukozaya sahip bölgelerde tercih edilmektedir. İmplantın üst sınırı 2-3 mm'den daha az derinlikte ise simante tip abutment tercih edilir (24). Simante bağlantılı implant abutmentlerinin avantajları;

- Estetik açıdan daha avantajlıdır,
- Protezin okluzal yüzü doğal diş anatomisine benzer,
- Simantasyon sayesinde alt yapının pasif uyumu daha kolay sağlanır,
- Vida gevşemesine karşı daha dirençlidir,
- Vida kırılmasına karşı çok dirençlidir,
- Okluzal uyum daha kolay elde edilir,
- Laboratuvar işlemleri geleneksel protezlerin yapımına benzer,
- Lingual veya palatinal uyum gözle kontrol edilebilir,
- Geçici restorasyonlar çok kolay yapılır (23,14).

Siman bağlantılı implant abutmentlerinin dezavantajlar;

- Simantasyondan sonra çıkarılması çok zordur,
- Dişetin altına siman fazlasının kaçma riski vardır (23,14).

Siman bağlantılı implant abutmentlerinin sınıflandırılması;

- Standart abutmentler,
- Uyumlandırılabilir abutmentler,
- Tamamen kişisel abutmentler,
- Bilgisayar desteği ile üretilmiş abutmentler,
- Seramik abutmentler (14).

2.4.5.1.1. Standart Abutment

Önceden hazırlanmış abutmenta sahip implantların çoğu titanyumdan yapılır. Standart abutmentler genelde abutment ve abutmenttan ayrı olarak titanyum veya altın alaşımından yapılmış bir vida olmak üzere iki parçadan oluşur (14).

Standart abutmentlerin avantajları;

- Uygulanması kolaydır,
- Klinik ve laboratuvar işlemleri çok vakit almaz,
- Kuron için kabul edilebilir bir retansiyona ve şekle sahiptir,
- İdeal boşluğun olduğu basit kullanımlarda başarılı bir implant uyumu sağlanır (14).

Standart abutmentlerin dezavantajları ;

- Kuron kenarları ile dişeti uyumu iyi değildir,
- Özellikle labiale eğimin fazla olduğu implant uygulamalarında uyarlama yapılamayabilir (14).

2.4.5.1.2. Uyumlandırılabilir Abutmentler

Standart abutmentlere benzer bir implant bağlantısına sahiptirler. Çeşitli çap ve büyüklükte abutmentler mevcuttur. Bu abutmentler diş hekimi veya diş teknisyeni tarafından yüksek hızda dönen aletler ile klasik kuron kesimine benzer bir şekilde hazırlanırlar (14).

Uyumlandırılabilir abutmentlerin avantajları;

- Bu teknik, açısal değişikliklerden kaynaklanan pek çok problemle başa çıkabilmektedir;
- Estetik bir yumuşak doku şekillenmesine izin verir (14).

Uyumlandırılabilir abutmentlerin dezavantajları;

- Laboratuvar işlemleri daha uzundur,
- İkinci bir ölçü alma işlemi gerektirebilir,
- Kuronun abutmente tutunması daha zayıftır (14).

2.4.5.1.3. Tamamen Kişisel Abutmentler

Bu abutmentler uyumlandırılmış abutmentler ile aynı özellikleri paylaşımlarına karşın implant pozisyonlanmasına daha fazla izin verirler. Tamamen kişisel abutmentler, model üzerinde mumdun biçimlendirilmesi yapıldıktan sonra kıymetli metal alaşım ile döküm yapılarak elde edilirler (14).

2.4.5.1.4. Bilgisayar Desteği ile Üretilen Abutmentler

Çalışma modeli tarayıcıdan geçirilir. Özel bilgisayar programlarına istenilen restorasyonun açısı ve implant pozisyonunun bilgileri girilir. İdeal abutment şekli ve görüntüsü üç boyutlu olarak elde edilir. Bu bilgiler titanyumdan abutmentin üretildiği özel bir merkeze gönderilir ve abutment elde edilir. Üretilen abutment uyumlandırılabilir abutmente benzer özellikler gösterir. Maliyeti daha yüksektir (14).

2.4.5.1.5. Seramik Abutmentler

Esas olarak uyumlandırılabilir abutmentlere benzerler. Dental seramikten elde edilirler. Estetik restorasyonlar oldukları için üzerlerine tam seramik kuron yapılmalıdır (14).

2.4.5.2. Vida Tutuculu İmplant Abutmentleri

Bu tip abutmentler daha çok posterior bölgede, estetiğin önemli olmadığı ve implantların derine yerleştirildiği durumlarda tercih edilirler. İmplantın üst bölümü dişetinden 3 mm ve daha fazla derinde ise vida tutuculu abutment tercih edilir (24).

Vida tutuculu implant abutmentlerinin avantajları;

- Protez çok kolay çıkartılır,
- Protez prefabrike bir abutmente vidalanır,
- Simana gerek yoktur (23).

Vida tutuculu implant abutmentlerinin dezavantajları;

- Okluzal anatomi değişir,
- Bazen anatomik çıkış profilinin elde edilmesi zorlaşır,
- Vidalar okluzal yüzden görünür,
- Okluzal morfoloji değişir,
- Okluzal ayarlamalar zorlaşır,
- Vida gevşemeleri görülebilir,
- Vida kırılmalarına karşı dirençsizdir,
- Küçük okluzal tablalı porselen kuronlarda veya vida okluzal kenara yakın yer alırsa, porselen kırığı daha fazla görülür,
- Vida kaybolabilir (23,24).

2.4.5.3. Ataşman Tutuculu İmplant Abutmentleri

Az sayıda implantın yapılacağı, overdenture tipi hareketli protez kullanılacağı vakalarda tercih edilirler. O-ring veya topuz başlı, titanyum veya altın klipsli çeşitleri mevcuttur (19). Son zamanlarda locator tip abutmentlerin kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır ve topuz başlı abutmentlerin yerine tercih edilen bir alternatif haline gelmiştir (25,26).

Abutmentlerin Başka Bir Sınıflandırma Şekli (27)

- Geçici abutmentler
- Daimi abutmentler

✓ Hareketli bölümlü protezlerde kullanılan abutmentlar

- Küresel abutmentlar (topuz başlı)
- Bar abutmentlar
- Teleskop bağlantılar
- Mıknatıs tutucular
- Locator ataşman sistemi

✓ Sabit protezlerde kullanılan abutmentlar

- İki parça abutment
 - Açılı abutmentlar
 - Düz abutmentlar
 - Seramik abutmentlar
- Tek parça abutment
 - Direkt abutment
 - Solid abutment
- Oklüzalden vidalı abutmentlar
 - Açılı abutmentlar
 - Düz abutmentlar
- Transversal vidalı abutmentlar

2.5. Dental İmplantların Komplikasyonları

İmplant uygulamaları sırasında oluşabilecek komplikasyonlar hakkında bilgi sahibi olmak; tedavi planlaması, hasta-hekim ilişkisi ve tedavi sonrası bakımın önemli bir parçasıdır. Bu komplikasyonların bilinmesi ve bunlara karşı önlem alınması implant başarısını artıracaktır.

İmplant tedavisinde karşılaşılan sorunlar başlıca 6 ana grupta incelenir (28).

- Cerrahi komplikasyonlar
- İmplant kaybı
- Marginal kemik kaybı
- Peri-implant yumuşak doku komplikasyonları
- Mekanik komplikasyonlar
- Estetik ve fonetik komplikasyonları

2.5.1. Cerrahi Komplikasyonlar

İmplant tedavisi sırasında karşılaşılan cerrahi komplikasyonlar aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

- Kanama
- Duyu iletim bozukluğu
- Yan dişte devitalizasyon
- Mandibula kırığı
- Hava embolisi
- İmplantın mandibular kanal gibi anatomik boşluklara girmesi
- İmplant kapağı aspirasyonu
- Göz içi kanama gibi birçok komplikasyon literatürde yer almıştır.

En sık görülen cerrahi komplikasyonlar kanama %24 (29) ve duyu iletim bozukluğu %7 (30,31,32) olarak bildirilmiştir. Mandibula kırığı %0.3'tür ve aşırı rezorbe mandibulada gözlenmiştir (30).

2.5.2. İmplant Kaybı

İmplant kaybı; protez, dental ark, kayıp zamanı, implant uzunluğu, kemik kalitesi ve sistemik koşullar gibi faktörler göz önünde bulundurularak değerlendirilir. 10 yıllık takipte maksillada tam sabit protezlerdeki ortalama implant kaybı %9.8, mandibuladaki implant kaybı %2.7'dir. Overdenture protezlerde implant kaybı maksillada %21.3, mandibulada ise %5'dir. Sabit kısmi dişsizlik vakalarında maksiladaki implant kaybı %6.6, mandibulada %6.2'dir. En düşük implant kaybı %2.7 ile tek diş restorasyonlarda gözlenmiştir (33).

İmplant kayıplarının zamana bağlı olarak incelenmesi durumunda, protez yapımından sonraki ilk yıl görülen kayıpların oranı ikinci yıla göre iki kat daha fazla gözlenmiştir. Üçüncü yıl kayıpları ikinci yıla göre daha düşüktür (34,35). İmplant boyu ile ilgili çalışmalarda, en fazla implant kaybının maksilladaki 7 mm'lik implantlarda ortaya çıktığı gözlenmiştir (36).

Kemik türü ile ilgili çalışmalarda, tip IV kemik türündeki implant kayıp oranlarının tip-I, II,III türlerindeki göre dört kat daha fazla olduğu gözlenmiştir (37).

Protez öncesi implant kayıplarının nedenleri arasında; cerrahi sırasında kemiğin aşırı ısınması, enfeksiyon, hastanın sağlık durumu ya da iyileşme dönemindeki mikrohareketler gösterilmiştir (38,39). Protez sonrası implant kayıplarının nedenleri arasında; kötü ağız hijyeni, aşırı okluzal yükler, hatalı implant-abutment bağlantısı gösterilmiştir (16,40).

2.5.3. Marginal Kemik Kaybı

İlk yılda gözlenen marginal kemik kaybı ortalama 0.93 mm oranlarda görülmüştür (41,42). Yıllık ortalama kayıp 0.1 mm civarında belirtilmiştir. İmplant yerleşiminin ardından küçük bir miktar marginal kemik kaybı görülmesi doğaldır. Marginal kemik kaybının fazla olmasının sebebi; cerrahi işlem sırasında implantın aşırı zorlama ile yerleştirilmesi sonucu kemikte oluşan aşırı gerilme ve protez sonrası aşırı okluzal yüklerdir (32,43). İmplantın başarısının devamı için dikey kemik kaybının ilk yıldan sonra 0.2 mm altında seyretmesi gerekmektedir (44).

2.5.4 Peri-implant Yumuşak Doku Komplikasyonları

Peri-implant yumuşak doku komplikasyonları; doku yırtılması, fistül, gingival iltihap, dişeti çekilmesini içermektedir. Bu tür komplikasyonların %2-11 arasında olduğu gözlenmiştir (45). Estetik bölgelerdeki doku yırtılması yumuşak doku kaybına sebep olarak

nihayi estetik sonucu olumsuz yönde etkileyebilir ve yumuşak doku operasyonu gerektirebilir. Yumuşak doku iltihabı en sık rastlanan komplikasyondur (45).

Yumuşak doku komplikasyonları genellikle kötü ağız hijyeni, abutment ile implant arasındaki bağlantının gevşekliği ya da hatalı bağlantıya bağlı oluşan boşluklar sonucu gelişir (45). İmplant abutment bağlantısının iyi şekilde yapılması ve üzerine yapılan kuronda sızdırmazlık sağlanması bu tür sorunların önüne geçer (46). Dişeti kalınlığının fazla olması estetiği arttırırken, üst yapı parçalarının bağlanmasını ve implant çevresinin bakımını güçleştirir (47).

2.5.5 Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar

Fonetik problemler implant üstü tek diş restorasyonları haricindeki diğer 3 protez tipinde gözlenmiştir. Fonetik problemler daha sık olarak maksillada görülmektedir. Özellikle aşırı rezorbe maksillanın sabit restorasyonunda protez altındaki hava kaçağının fonetik problemlere sebep olduğu gözlenmiştir. Bu problem zamanla aşılabilecek olup hastalar dudakları ile daha fazla basınç yaratarak bu sorunu çözerler (48).

Estetik problemler, overdenture haricindeki diğer üç protez tipinde gözlenmiştir. Bu problemler arasında, hatalı restorasyon konturu, yetersiz dudak yanak desteği, dişeti çekilmesine bağlı olarak implant abutment bağlantısının gözükmeye sayılabilir (48).

2.5.6. Mekanik Komplikasyonlar

- Vida gevşemesi veya kırılması
- İmplant kırılması
- Üst yapıda kırılma
- Karşı protezde kırılma
- Overdenture mekanik tutunma problemleri (49)

2.5.6.1. Vida Gevşemesi veya Kırılması

Vida komplikasyonları tek diş eksikliği, total dişsizlik ve parsiyel dişsizlik vakalarının hepsinde gözlenmiştir (41,44,48,50,51). Bununla beraber uygun materyal kullanımı, basit mühendislik prensipleri ile bağlantı yapıları daha güvenli hale getirilmiştir (52). Geçmişte

yapılmış çalışmalarda tek diş eksikliğindeki vida kaybı %8.7 iken, solid konik abutment kullanımı ile vida kayıp oranı %3.6'ya düşmüştür (53).

Vida boynu stabilitesi, birçok kritik faktörü içermektedir. Bu faktörlerden en önemli 3 tanesi:

- Yeterli ön sıkıştırma
- İmplant ve abutmentin uygun bağlantısı
- İmplant-abutment ara yüzeyinde antirotasyonel bağlantı şeklinin olmasıdır (49).

Doğru uygulanan tork kuvveti, implant ve ara parçaların tümünün uygun şekilde ön sıkıştırma ile bir arada durmasını sağlar. Eksternal heksagonal vida çifti sistemlerinde, ön sıkıştırma, implant ile abutmentin okluzal kuvvetlerle birbirinden ayrılmasına karşı koyan bir kuvvettir. Eğer okluzal kuvvetler ön sıkıştırmayı aşarsa ve kitleme sisteminde anti-rotasyonel bir özellik yoksa ilerleyen dönemlerde vidanın kaybı gözlenir. Sistemin anti rotasyonel mekanizması olması durumunda dahi, yapıların bağlantı yerlerinde fonksiyonel kuvvetleri ile küçük rotasyonel hareketler oluşur. Bağlantı yerinde fonksiyonel kuvvetlerle oluşan mikro hareket ve vibrasyon, vida kaybı ile sonuçlanana kadar ön sıkıştırmada gevşeme meydana getirir (54). Bu problem klinik raşetlerin kullanılması ile %30-50 oranında azaltılmıştır (55). Daha önceki çalışmalara göre, yivli abutment sistemleri, vidalı bağlantı sistemlerine göre yaklaşık olarak 4 kat daha fazla sıkıştırma özelliğine sahiptir. Buna ek olarak yivli bağlantılarda, gevşetme momenti; sıkıştırma momentinden %10-20 daha yüksek iken, vidalı bağlantılarda gevşetme momenti; sıkıştırma momentinden %10 düşüktür (56).

İmplant-abutment vida bağlantılı sistemlerde yüzey özelliklerinin rotasyona izin vermeyecek şekilde ayarlanması gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda bu sistemlerin 4 dereceden fazla rotasyon gösterdikleri saptanmıştır (57). Buna kıyasla vidasız yivli abutment sistemleri, mekanik sürtünme özellikleri sayesinde rotasyonu ortadan kaldırılmıştır (52).

Vida gevşediğinde metalin yorulması kırılmaya yol açar. Özellikle inter okluzal mesafenin fazla olduğu durumlarda okluzal mesafe ile orantılı olarak moment artar ve bağlantı yerinde gerilmenin artmasına sebep olur (52).

2.5.6.2. İmplant-Abutment Bağlantısının Kırılma ve Sebepleri

Bu tip kırılmalar genellikle implantın kaybedilmesine yol açtıkları için en önemli problemlerdir. Yapılan araştırmalarda %5'e varan yapı kırılmaları gözlenmiştir. Zamanla bu

oranın artması bu olayın metal yorulmasına bağlı olduğunu ve kırılmanın zamana bağlı bir problem olduğunu göstermektedir (58).

Yapılan çalışmalarda implant kırılmalarının en çok posterior bölgede, bir veya iki implantın kantileverle kullanıldığı durumlarda ve brüksizm ya da aşırı okluzal kuvvetler altında ortaya çıktığı gözlenmiştir (59, 60). İmplantların düz bir çizgi şeklinde yerleştirilmesi eğilme momentini artırır. Yapı kırılmalarını azaltmak için; daha geniş çaplı bağlantılar kullanılması, abutment sayısının artırılması ve implantların düz bir çizgi şeklinde yerleştirilmemesi tavsiye edilmektedir. Vidasız yivli abutment bağlantılarında yapı kırılmaları gözlenmediği için bu önlemlerin alınmasına gerek kalmamıştır (60).

Isırma kuvvetleri molar bölgede anteriora göre üç kat daha fazla olduğu için kısmi dişsizlik vakalarında posterior restorasyonlar implanta en yüksek kuvvetin gelmesine yol açar. Özellikle eksen dışı kuvvetlerin varlığında ve dikey boyutun yüksek olduğu durumlarda, vidalı bağlantılı implantlarda vidada ve yapıda kırılmaların olabileceği dikkate alınmalıdır. Bu gibi durumlarda standart yada daha geniş çaplı implant ve vidasız yivli abutment kullanılması tavsiye edilmektedir (49).

2.6. Yükleme Kuvvetleri

2.6.1. Ön Yükleme Kuvveti (61)

McGlumphy ve arkadaşları, vida bağlantısını, iki parçanın birbirine bir vida ile bağlanması olarak tanımlamıştır. Vidalar tork kuvveti uygulanarak sıkılırlar. Tork kuvvetinin orjinal formülü:

$$M_A = F_M \left(\frac{d_2}{2} \tan(\varphi + \rho') + \frac{D_{km}}{2} \tan \rho \right)$$

p: Vidanın baş kısmı altındaki sürtünme açısı

ρ' : Yivlerin sürtünme açısı

φ : Yivlerin sarmal açısı

D_{km} : Etkili yiv alanı uzunluğu (m)

d_2 : Eğimli yüzeyin uzunluğu (m)

F_M : Ön yükleme kuvveti (N)

M_A : Sıkma torku (Nm)

Bu sıkma momentinin tersi ise bu iki parçayı birbirinden ayırmak için gerekli momenttir. Vidanın gevşemesi, vidayla oluşan bağlantıda meydana gelen bu ayırmaya yönelik kuvvetin sıkma kuvvetinden büyük olması halinde gerçekleşir. Aşırı kuvvetler ise vidanın yivleri arasında kayma ve deformasyon ile ön yüklenme kuvvetinin kaybolması ile sonuçlanır. Bu ayırıcı kuvvetleri yok etmeye çalışmak yerine, onları minimumda tutmaya uğraşılmalıdır. Ayırıcı kuvvetleri minimumda tutmak ve sıkma momentlerini maksimuma getirmek vida gevşemesini engelleyecektir (62).

2.7. İmplantlarda Vida Gevşemesi

Günümüzdeki protetik yaklaşımlara göre ideal tedavi genellikle tek diş implantının yapılmasıdır. Tek diş implantlarında sıklıkla karşılaşılan mekanik sorunların başında sırasıyla implant-abutment arasındaki vida bağlantısında görülen vida gevşemesi ve vidasının kırılması gelmektedir. Ağız içi implantlarda abutment kullanılmasının yorulma dayanımına bağlı vida gevşemesine etkisi, implant abutment ara yüzündeki mekanik bağlantının gücüne, abutment vidasının ön yükleme kuvvetine, implantın mikro hareketliliğine ve çığneme ile oluşan dinamik yorgunluğa bağlıdır. İmplantın başarısı, kemikteki değişimlerinin fizyolojik sınırlar içerisinde kalarak osteointegrasyonu sürdürmesiyle, protetik yapının başarısı ise yapıyı oluşturan parçaların bütünlüğünün ve devamlılığının korunması ile ölçülür. 16 hasta ve 23 tek diş implant restorasyonunda yapılan 3 senelik bir araştırma sonucunda, abutment vidalarının %57'si ilk sene, %30'u ikinci sene ve %5'i üçüncü sene gevşeyerek stabilitesini kaybetmiştir. Sadece %35'i stabilitesini takip periyodunda korumuştur. Vida gevşemesi olan implantların %17'sinde de dişeti problemi (fistül) meydana gelmiştir (51).

3 yıllık bir çalışma sonucu hazırlanan başka bir makalede hastaların %11'inde vida gevşemesi problemi gözlenmiştir (63). Bir başka retrospektif çalışmada CeraOne tek diş abutment sistemleri incelenmiş ve vakaların %16'sında abutment vidasının gevşediğini bildirilmiştir (64).

1991 yılında yayınlanan bir raporda, abutmentta vida gevşemelerinin, enflamasyon, hiperplazi ve fistül oluşumuna neden olduğu bildirilmiştir (48). Bununla birlikte, yumuşak doku komplikasyonları sadece, vida gevşemesi olan implantlarda gözlenmemiştir. Aslında stabil sayılabilecek implantların bileşenleri arasındaki mikro hareketler de yumuşak doku problemlerine neden olabilirler (65). Vida bağlantısındaki vidanın, stabilitesinin bozulmasının, yetersiz ön yükleme kuvvetleri, yetersiz protetik yapı veya vida tasarımı, bileşenlerin uyumunun zayıf olması, yüzey mikro pürüzlülüğünün yerleşme özelliği, aşırı yük ve kemiğin elastikiyeti sebebiyle olabilir (66,67,68).

İmplant-abutment ara yüzüyle ilgili problemler, vida bağlantısındaki dinamiklere dikkatli bir odaklanma ile çözümlenebilir. Bununla beraber diş hekimliğinde kullanılan implantlardaki vida bağlantısıyla ilgili birçok araştırma yapılmıştır, bunlardan çoğu sistemlere kısmen odaklanmıştır. Bu araştırmalarda vida sıkılma yöntemleri kıyaslanmış (55,67,69), abutment vidasının fonksiyon sonucunda gevşememesi için gereken tork değerlerine bakılmış (70,71,72), rotasyonel hareketler sonucunda bağlantı mekanizması, esneme ve ön yükleme kuvvetleri incelenmiştir (73), aynı zamanda implantların üretiminin doğru ve tutarlı olması (74) ve vida gevşemesini önleyici tekniklerin yararlılığı da incelenmiştir (75).

İmplant abutment ara yüzündeki mekanik bağlantının derecesi, abutment vidasının ön yükleme kuvvetiyle, mikro hareketlerle ve dinamik yorgunlukla ilişkilidir (76).

Abutment vidasının sıkılma momenti ile yerleştirilmesi sonucunda vidada bir ön yükleme kuvveti meydana gelir ve abutment-implant bütünlüğünü kompresyon altında bırakır (67,77). Bu durum, vidanın yivleri ve baş kısmındaki sürtünme kuvveti, vidanın metalurjik özellikleri ve uygulanan tork ile ilişkilidir (73). Mikro hareketler, parçalardaki yüzey aşınması ve fonksiyonel yükler altında tam yerleşmeden kaynaklanan gevşemeye sebep olur, bu olay ön yükleme kuvvetinde azalmaya ve buna bağlı oluşan kayma ile vida bağlantısında başarısızlığa neden olur (77,78,79). Tork, yeni bir vidaya uygulandığında, enerji, parçanın düzensiz pürüzlü yüzeyinde harcanır. Yivler yerleştikten sonra yüzeydeki pürüzler bir miktar aşınır ve vidanın esnemesi oranında tekrar tork kuvveti uygulanarak ön yükleme kuvveti yenilenir. Başlangıçta yivlerin sürtünmesi fazla iken tekrar sıkılma ve gevşeme işlemleri sonrası azaldığına inanılmaktadır (78). Klinik ortamda vida gevşemesinin oluşumu, aşama aşama veya birden olabilir ve vidanın sıkılmasıyla elde edilen ön yükleme kuvveti ve parçalar arasındaki sürtünme kuvvetlerinin yarattığı gerilimin aşılmasıyla olur. Bu iki bileşen açma sırasında uygulanan tork kuvveti ile doğru orantılıdır. Açma sırasında uygulanan tork

kuvvetindeki değişiklikler ve buna bağlı olarak parçalarındaki aşınma 1994'te Haack tarafından yapılan bir çalışmada ele alınmıştır (73). Bu çalışmada yerleşim sırasındaki vidanın relaksasyonu ve parçaların aşınmasına, farklı implant sistemlerinde sabit bir sıkma torku uygulanarak bakılmıştır. Bununla birlikte Binon, eksternal hegzagona göre internal oktagonalde vida gevşemesinin daha az olduğunu bildirmiştir (80).

2.8. İmplant-Dayanak Birleşim Tipleri

İmplant ve üst yapının bağlanma prensibine göre iki farklı birleşim tipi mevcuttur;

- İnternal Bağlantılı İmplantlar
- Eksternal Bağlantılı İmplantlar

Dayanağın implant ile birleştiği bölgede, dayanağın üzerine oturabileceği ve gelen aksiyal kuvvetlere fiziksel retansiyon sağlayacağı bir platform mevcuttur. İmplant üreticileri bu platformun üzerine, implanta gelecek döndürücü kuvvetlere direnç gösterecek parçalar eklemişlerdir ve bunlara 'eksternal hegzagon' ismini vermişlerdir. Bu üniteler platformun üzerinde olabileceği gibi implant gövdesinin içerisine de uzanabilirler ki o zaman da geometrik şekillerine göre 'internal hegzagon' ismini alırlar. Hangi tip olursa olsun komponentler birbirleri ile minimal tolerans ve mükemmel bir uyumla birleşmelidirler (81,82).

Eksternal bağlantılı birleşim türlerinde; implant yapısında hegzagonal ya da oktagon eksternal bir yapı bulunmakta ve bu yapı dayanak yapısına antirotasyonel bir özellik katmaktadır. Dayanak içinde yer alan antagonist bir hegzagon ya da oktagon yapı bunun üzerine yerleşmektedir. Eksternal hegzagonal yapı düz bir şekilde olabileceği gibi (Örnek: Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden), gittikçe daralan bir yapı şeklinde de olabilir (Örnek: Compress System, BEGO Implant Systems, Bremen, Germany) (83,84).

İnternal bağlantılı birleşim dizaynında ise eksternal bağlantılı birleşim türünde görülen dizaynın tam tersine implant yapısında internal konik bir yapı bulunmakta ve dayanakta yer alan antagonist yapı bunun içine yerleşmektedir. İnternal konikal yapı düz (Örnek: Frialit-2-System, Friadent-Densply, Mannheim, Germany) veya gittikçe daralan (Örnek: Screw-Vent System, Zimmer Dental, Freiburg, Germany) dizayna sahip olabilir.

Eksternal ve internal bağlantılı sistemlerin avantaj ve dezavantajları Maeda ve arkadaşları (85) tarafından şu şekilde özetlenmiştir;

2.8.1. Eksternal Hekzagon Sistemin Avantajları

- İki aşamalı implant cerrahisine uygundur.
- Anti-rotasyonel mekanizmaya sahiptir.
- Üst parçaları kolay değiştirilebilir.
- Farklı sistemler arası uyumludur.

2.8.2. Eksternal Hekzagon Sistemin Dezavantajları

- Hekslerin boyutlarına bağlı olarak mikro hareketler oluşabilir.
- Rotasyon merkezinin yukarıda olmasına bağlı olarak rotasyonel ve lateral kuvvetlere karşı daha az direnç gerektirir.
- Kemik rezorpsiyonuna sebep olabilecek mikro sızıntı olasılığı yüksektir.
- Eksternal hekzagon implantlar, hekzagon tipi uzantılarıyla dayanak ile düz olarak, uç uca birleşirler. Bu tip implantların vidayı maruz kaldığı yüklerden koruyacak bir yapısı mevcut değildir. Bu sebeple vida performansı sadece tasarımına, materyale, vidanın yerleştirilmesi sırasında verilen tork miktarına bağlıdır (86,87).

2.8.3. İnternal Hekzagon Sistemin Avantajları

- İmplant-dayanak bağlantısı daha kolay gerçekleşir.
- Tek aşamalı implant yerleşimine uygundur.
- Bağlantı bölgesinde daha geniş temas yüzeyi nedeniyle daha iyi stabilite ve antirotasyon kabiliyetine sahiptir.
- Rotasyon merkezinin marjinal kemiğe daha yakın olması nedeni ile lateral yüklerle daha yüksek direnç gösterir.
- Daha dengeli stres dağılımına sahiptir.
- Tek diş restorasyonlarında kullanılabilir.

2.8.4. İnternal Hekzagon Sistemin Dezavantajları

- Birleşim bölgesinde implantın lateral duvarları ince olabilir.
- İmplantlar arası açılanma problemlerinin giderilmesinde güçlükler oluşabilir (88).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında kullanılmakta olan; İmplant KA (Mode Medikal Sanayi ve Ticaret Limited Őirketi, İstanbul – Türkiye) marka 40 adet implant ve bu implantlara uyumlu abutment ve vidaları kullanılmıştır (Tablo 3.1).

İmplant platform çapı	3.5 mm		4.5 mm	
	<u>Solid</u>	<u>Dijital</u>	<u>Solid</u>	<u>Dijital</u>
Dişeti yüksekliği (1 mm)	10 adet	10 adet	10 adet	10 adet

Tablo 3.1: Kullanılan implantlar ve abutmentler

3.1. Solid Abutment (GRADE 4)

Solid abutmentler kendinden vidalı monoblok yapıya sahiptir. Simante tek üyeli ve çok üyeli protezler için kullanılabilirler. Abutment seti içinde bulunan ürün zenginliği ile tek üyeli birden fazla implant uygulamasında, ölçü ve protez uygulamalarda çok kullanışlı ve pratiktir.

Yaptığımız çalışmada 10 adet 3.5 mm çapında 1mm diş eti yüksekliğinde (ref: 02.02.02.03), 10 adet 4.5 mm çapında 1mm dişeti yüksekliğinde (ref: 02.02.07.35) olmak üzere toplam 20 adet solid abutment kullanılmıştır (Resim 3.1).



Resim 3.1: Solid abutment örneği

3.2. Dijital Abutment (GRADE 4)

Dijital dayanaklar harici vidalı, konik ve oktagon bağlantı yapısında tasarlanmıştır. Simante tek üyeli ve çok üyeli protezler için kullanılabilir. Ölçüleri solid dayanak ölçüleri ile aynıdır. Şekillendirilebilir dayanak taşıma parçasından ayıran özelliği kuron çapları ve diş eti yükseklikleri seçenekleridir.

Yaptığımız çalışmada 10 adet 3.5 mm çapında 1mm diş eti yüksekliğinde (ref: 02.03.02.03), 10 adet 4.5 mm çapında 1mm dişeti yüksekliğinde (ref: 02.03.07.35) olmak üzere toplam 20 adet dijital abutment kullanılmıştır (Resim 3.2).



Resim 3.2: Dijital abutment örneği

3.3. Çalışma Grupları

Araştırmanın çalışma grupları aşağıdaki gibidir;

Platform Çapı	Abutment	İmplant Uzunluğu	Diş Eti Uzunluğu
3.5	Solid	10 mm	1 mm
3.5	Dijital	10 mm	1 mm
4.5	Solid	10 mm	1 mm
4.5	Dijital	10 mm	1 mm

Tablo 3.2: Çalışma grupları ve implant özellikleri



Resim 3.3: Araştırmada kullanılan 1. Grup örneği (solid abutment, 3,5 mm)



Resim 3.4: Araştırmada kullanılan 2. Grup örneği (solid abutment, 4,5 mm)



Resim 3.5: Araştırmada kullanılan 3. Grup örneği (dijital abutment, 3,5 mm)

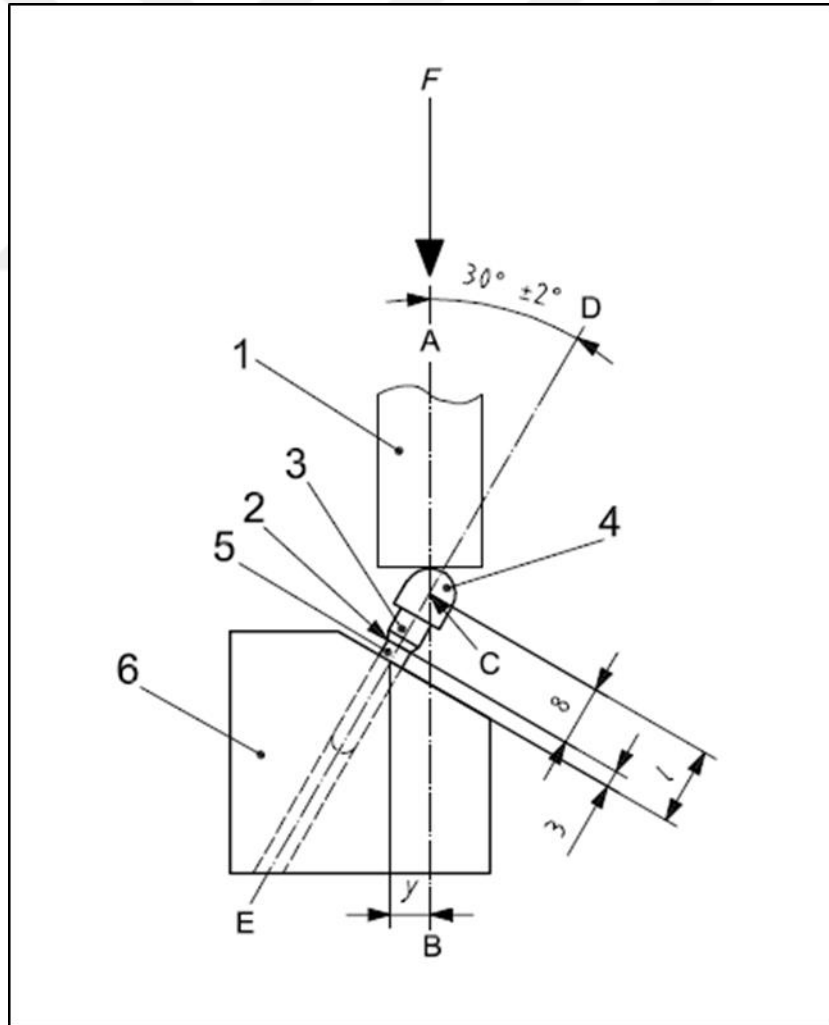


Resim 3.6: Araştırmada kullanılan 4. Grup örneği (dijital abutment, 4,5 mm)

3.4. ISO 14801 Standardı

ISO 14801 test standardı, imal edilmiş tek bacaklı dental implant modelleri ve bu implant modellerine ait bileşenlerin yorulma test metodunu tanımlamaktadır. Genellikle farklı boyut ve tasarımlardaki dental implant modellerinin karşılaştırılmasında kullanılır. Bu test standardı, bir kemik içi dental implant gövdesi ve bileşenlerinin oluşabilecek fonksiyonel yükleme durumlarına karşı davranışlarını inceler.

Dental implant gövdesi, tutucu numune parçasına, standartlarda belirtildiği üzere yerleştirilir (Resim 3.7). Belirlenen yükleme değeri, dental implant eksenine ile $30^\circ \pm 2^\circ$ açı yapacak şekilde sisteme monte edilir. Birden fazla implant modeli üzerinde çalışma yapılarak sonuçların doğrulanması gerekir.



Resim 3.7: ISO 14801 standardına göre düzeneğin hazırlanışı

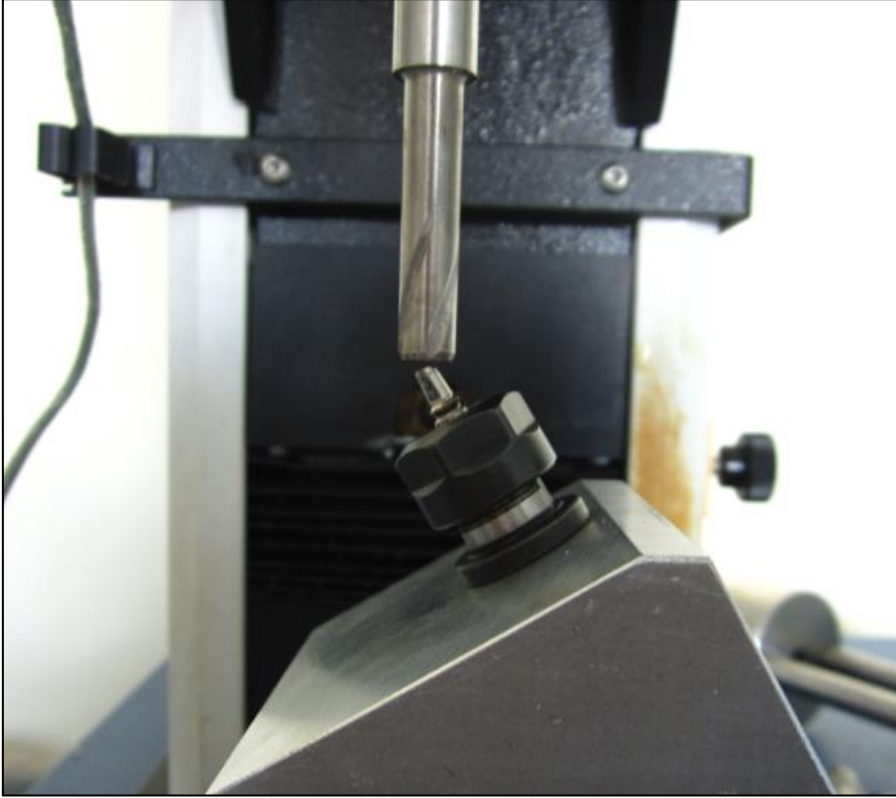
1. Kuvvet uygulayan bölge
2. Uygun kemik seviyesi
3. Birleşme yüzeyi
4. Yarımküre şeklinde yükleme noktası
5. İmplant gövdesi
6. İmplantı tutan yüzey

3.5. Deney Planı

İmplantlar 30⁰ açıyla yerleştirmemizi sağlayan ara parçaya monte edildi (Resim 3.8). Toplamda 40 adet İmplant KA marka implant ve abutment İnstron Universal (Illinois Tool Works Inc., Amerika Birleşik Devletleri) test cihazına adapte edildi (Resim 3.8). Abutmentlar firmanın raşeti ve implant anahtarı kullanılarak 25 N tork momenti ile implantlara bağlandı. İnstron Universal test cihazı saniyede 8 mm/sn hızla abutmentlar kırılma kadar üzerine kuvvet uyguladı. Kırılma değerleri Newton cinsinden ölçüldü. Kuvvet sonucu oluşturulan sayısal değerler ve kırık tipleri değerlendirildi. Kırılmalara 3 tip sınıflama yapıldı; abutmentta kuronal 1/3, implant-abutment sınırı ve vida kırığı.



Resim 3.8: İmplantın düzeneğe yerleştirilmesi



Resim 3.9: Kırılma deneyinin başlangıcı



Resim 3.10: Kırılma deneyinin bitişi

3.6. İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Niceliksel verilerin karşılaştırılmasında parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Fisher's Exact testi ve Fisher Freeman-Halton testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi sert doku laboratuvarında yapmış olduğumuz bu çalışmada, kullanmış olduğumuz implant ve abutmentlerin kırılma değerlerini ve kırılma tiplerini inceledik. Bulduğumuz sonuçlar ve karşılaştırmalar aşağıdaki gibidir.

4.1. İmplant Tipi ve İmplant Platform Çapına Göre Kırılma Dayanımı Değerlendirilmesi

Solid implantların kırılma dayanımı ortalaması ($2350 \text{ N} \pm 326 \text{ N}$), dijital implantlardan ($1089 \text{ N} \pm 234 \text{ N}$) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p: 0.001$) (Tablo 4.1).

İmplant platform çapına göre kırılma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. 3.5 mm çapındaki implantların ortalama kırılma değerleri $1685 \text{ N} \pm 870 \text{ N}$, 4.5 mm çapındaki implantların ortalama kırılma değerleri $1753 \text{ N} \pm 487 \text{ N}$ dur. (Tablo 4.1)

Kırılma Dayanımı (N)		
	$\bar{X} \pm \text{sd}$	<i>p</i>
İmplant tipi		
Solid	2350 ± 326	0,001**
Dijital	1089 ± 234	
Platform		
çapı		
3.5	1685 ± 870	0,762
4.5	1753 ± 487	

Öğrenci t testi

Tablo 4.1: İmplant tipi ve implant platform çapına göre kırılma dayanımı değerlendirilmesi

İmplant tipi ve çapının kırılma dayanımı üzerindeki ortak etkisi de istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ($p: 0.001$). İmplant tipi ve çapı bir arada kırılma dayanımı düzeyini etkilemektedir (Tablo 4.2).

	F (N)	p
İmplant tipi	347,910	0,001**
İmplant platform çapı	1,016	0,320
İmplant tipi*çapı	29,920	0,001**

Two way ANOVA Test

Tablo 4.2 : İmplant tipi ve platform çapının kırılma dayanımı üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi

4.2. İmplant Platform Çapına ve Tipine Göre Kırılma Dayanımı Değerlendirilmesi

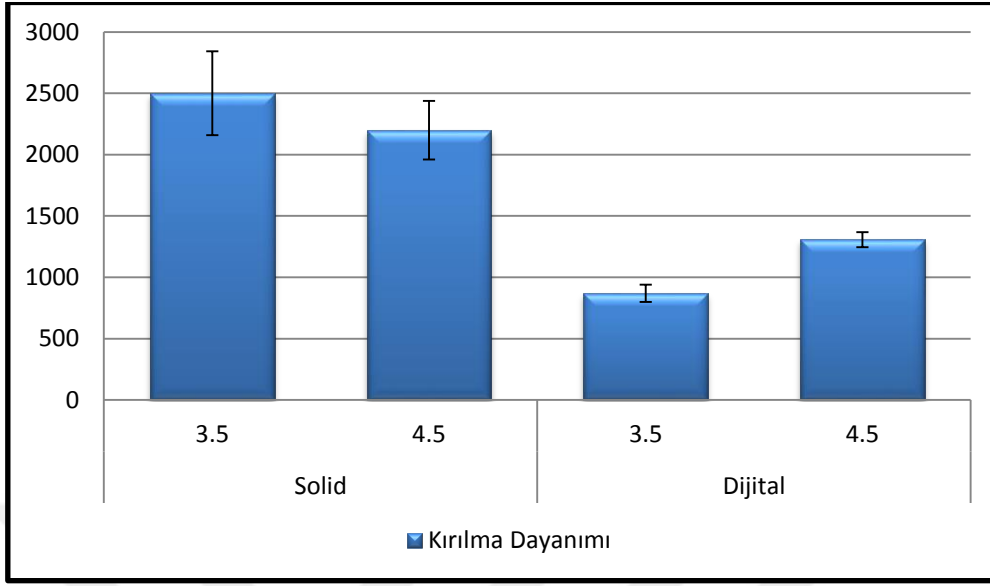
Solid implantlarda, 3.5 implant çapının kırılma dayanımı ortalaması (2500 N ± 343 N), 4.5 implant çapından (2199 N ± 238 N) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p: 0.001) (Tablo 4.3) (Şekil 4.1).

Dijital implantlarda, 4.5 implant çapının kırılma dayanımı ortalaması (1308 N ± 62 N), 3.5 implant çapından (870 N ± 70 N) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p: 0.001) (Tablo 4.3) (Şekil 4.1).

Platform çapı	İmplant tipi	Kırılma Dayanımı (N)	p
		$\bar{x} \pm sd$	
3.5	Solid	2500 ± 343	0,001**
	Dijital	870 ± 70	
4.5	Solid	2199 ± 238	0,001**
	Dijital	1308 ± 62	

Öğrenci t testi

Tablo 4.3: İmplant platform çaplarında ayrı ayrı implant tipine göre kırılma dayanımı değerlendirilmesi



Şekil 4.1: İmplant tiplerinde ayrı ayrı implant platform çapına göre kırılma dayanımı değerlendirilmesi

Çalışmada kullanılan implantların ortalama kırılma değerleri, standart sapmaları, minimum ve maksimum kırılma değerleri aşağıdaki gibidir (Tablo 4.4).

	\bar{x} (N)	sd \pm (N)	Min. (N)	Max. (N)
Solid 3.5	2,500	0,340	1,860	3,000
Solid 4.5	2,115	0,230	1,880	2,750
Dijital 3.5	0,870	0,070	.0,760	0,960
Dijital 4.5	1,308	0,060	1,180	1,370

Tablo 4.4: Deney gruplarının standart sapmaları ile minimum ve maksimum değerleri

4.3 İmplant Tipi ve İmplant Platform Çapına Göre Kırılma Yerinin Değerlendirilmesi

İmplant tipine göre kırılma yeri dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p: 0.001). Dijital implantların tamamı implant-abutment sınırından koparken, solid implantların %40'ı abutmentin 1/3'ünden, %45'i implant-abutment sınırından, %15'i ise vidadan kopmuştur (Tablo 4.5).

İmplant çapına göre kırılma yeri dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p: 0.001). Çapı 4.5 olan implantların %85'i implant-abutment sınırından koparken, %15'i vidadan kopmuştur. Çapı 3.5 olan implantların %40'ı abutmentin 1/3'ünden, %60'ı ise implant-abutment sınırından kopmuştur (Tablo 4.5).

	Kırılma Yeri			p
	Abutment kronal 1/3	İmp-Abutment Sınırı	Vida	
	n (%)	n (%)	n (%)	
İmplant tipi				
Solid	8 (%40)	9 (%45)	3 (%15)	0,001**
Dijital	0 (%0)	20 (%100)	0 (%0)	
Platform çapı				
3.5	8 (%40)	12 (%60)	0 (%0)	0,001**
4.5	0 (%0)	17 (%85)	3 (%15)	

Fisher Freeman-Halton Test

** p<0.01

Tablo 4.5: İmplant tipi ve implant platform çapına göre kırılma yerinin değerlendirilmesi

4.4 İmplant Tiplerinde Ayrı Ayrı İmplant Platform Çapına Göre Kırılma Yerinin Değerlendirilmesi

Solid implantlarda; implant çapına göre kırılma yeri dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p: 0.001). Çapı 4.5 olan implantların %70'i implant-abutment sınırından koparken, %30'u vidadan kopmuştur. Çapı 3.5 olan implantların %80'i abutmentin 1/3'ünden, %20'si ise implant-abutment sınırından kopmuştur (Tablo 4.6) (Şekil 4.2) (Resim 4.1) (Resim 4.2) (Resim 4.3).

Dijital implantlarda, çap fark etmeksizin tüm implantlar implant-abutment sınırından kopmuştur (Tablo 4.6) (Şekil 4.2) (Resim 4.2).

İmplant tipi	Platform Çapı	Kırılma Yeri			p
		Abutment	İmp-Abutment	Vida	
		kronal 1/3	Sınırı		
Solid					
	3.5	8 (%80)	2 (%20)	0 (%0)	0,001**
	4.5	0 (%0)	7 (%70)	3 (%30)	
Dijital					
	3.5	0 (%0)	10 (%100)	0 (%0)	-
	4.5	0 (%0)	10 (%100)	0 (%0)	

Fisher Freeman-Halton Test

** p<0.01

Tablo 4.6: İmplant tiplerinde ayrı ayrı implant platform çapına göre kırılma yerinin değerlendirilmesi



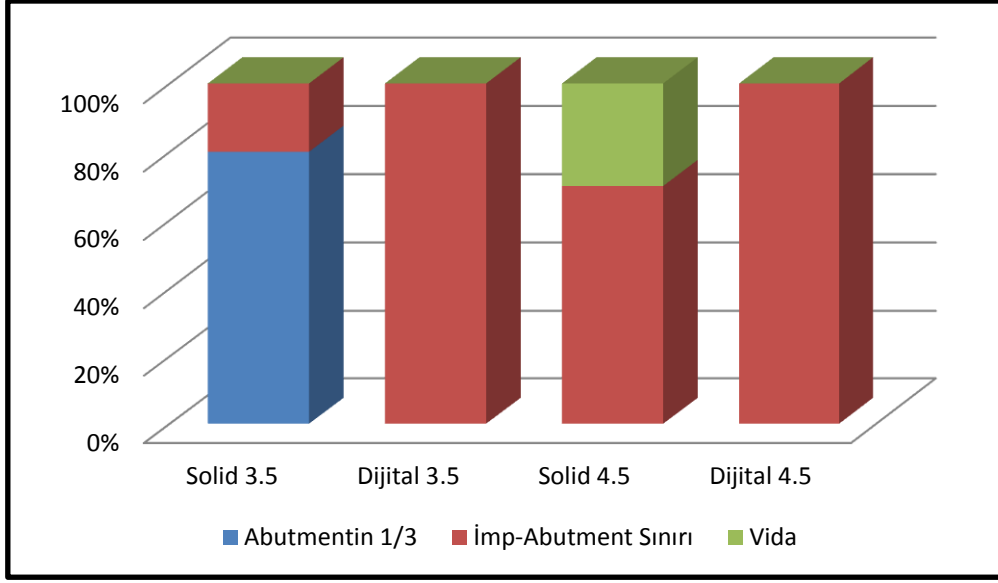
Resim 4.1: Abutment kural 1/3 kırılma örneği



Resim 4.2: İmplant-abutment sınırı kırılma örneği



Resim 4.3: Vida kırığı örneği



Şekil 4.2: İmplant platform çaplarında ayrı ayrı implant tipine göre kırılma yerinin değerlendirilmesi

5. TARTIŞMA

Dental implantların kullanıldığı pek çok klinik çalışmada yüksek başarı oranları bildirilmiş olsa da erken ya da geç dönem implant kayıpları hala kaçınılmazdır. Geç dönemde meydana gelen kayıplar, protez yapımından sonra oluşur ve genellikle biyomekanik komplikasyonlarla ilişkilidir.

Ülkemizde ağır ekonomik şartlar oral implantolojinin uygulamasını kısıtlamaktadır. Birçok faktör göz önünde tutulduğunda, bu tip bir uygulamayı yapacak olan hekimin görevi, başarısızlık ihtimalini en aza indirecek önlemleri almak olmalıdır. İmplant uygulanacak olan hastada, uygulamaya geçilmeden önce planlama aşamasında klinik ve radyolojik muayene ile tüm bilgiler tam olarak elde edilmeli ve bu bilgiler ışığında tedavi planı oluşturulmalıdır. İmplant başarısına ait uzun dönem kontrol çalışmalarında protetik aşamayı takiben birçok komplikasyon oluşabildiği saptanmıştır. İmplant uygulamaları sırasında oluşabilecek komplikasyonlar hakkında bilgi sahibi olmak; tedavi planlaması, hasta hekim ilişkisi ve tedavi sonrası bakımın önemli bir parçasıdır. Bu komplikasyonların bilinmesi ve bunlara karşı önlem alınması implant başarısını arttıracaktır.

Çalışmamızda in vitro bir deney modeli oluşturulmuştur. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi sert doku laboratuvarında gerçekleştirilen deneyde implant-abutment bütünlüğüne kırılma gerçekleşinceye kadar artırılarak kuvvet uygulanmış ve elde edilen veriler bilgisayar yardımı ile değerlendirilerek abutment dayanıklılığına bakılmıştır.

Okeson (89) çiğneme kuvvetlerinin diş kavsinde, posterior bölgede daha fazla olduğunu, birinci molar dişlere gelen çiğneme kuvvetlerinin miktarını 40-90 kg olarak bildirmiştir. Watanabe genç yetişkinlerde 1024 kg'a kadar olan maksimum çiğneme kuvvetinin %15 kadarının birinci büyük azı bölgesinde oluştuğunu bildirmiştir (90).

Al-Omiri ve arkadaşları yapmış 20 erkek ve 20 kadın olmak üzere toplam 40 hasta üzerinde yapmış oldukları çalışmada maksimum çiğneme kuvvetini ölçmüşlerdir. Birinci büyük azı dişinin üzerine gelen maksimum kuvvet esas alınmıştır. Seçilen hastaların bir tarafında implant üstü sabit protez diğer tarafında doğal dişleri vardır. Hastaların ortalama yaşları 42.7 ± 9.6 dır. İmplant üstü protez olan tarafta maksimum çiğneme kuvveti 577.9 N doğal dişler olan tarafta maksimum çiğneme kuvveti 595.1 N olarak bulunmuştur (91).

Abreu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada toplam 55 hastanın (27 erkek, 28 kadın) çift taraflı molar dişler bölgesindeki maksimum çiğneme kuvvetini tespit etmişlerdir. Erkek hastalarda maksimum çiğneme kuvveti sağ tarafta $632 \text{ N} \pm 174 \text{ N}$, sol tarafta $627 \text{ N} \pm 170 \text{ N}$ olarak bulunmuştur. Kadın hastalarda ise maksimum çiğneme kuvveti sağ tarafta $427 \text{ N} \pm 140 \text{ N}$, sol tarafta $420 \text{ N} \pm 112 \text{ N}$ olarak bulunmuştur (92).

Serra ve Manns yaşları 18 ile 24 arasında değişen toplam 44 hasta (14 erkek, 20 kadın) üzerinde yapmış oldukları çalışmada kesici dişler, kanin ve küçük azı dişleri, büyük azı dişleri olmak üzere 3 grupta maksimum çiğneme kuvvetini araştırmışlardır. Hastaların hepsinde doğal dişlenme vardır ve Angle sınıflamasına göre sınıf I oklüzyona sahiptirler. Buna göre; kesici dişler üzerine gelen maksimum çiğneme kuvveti $186 \pm 74 \text{ N}$, kanin ve küçük azı dişlerine gelen maksimum çiğneme kuvveti $454 \pm 142 \text{ N}$, büyük azı dişlerine gelen maksimum çiğneme kuvveti ise $658 \pm 131 \text{ N}$ olarak bulunmuştur (93). Yapmış olduğumuz çalışmada solid abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 2350 N , dijital abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 1089 N olarak bulunmuştur. Bu değerlere göre implantların kırılma direnci, çalışmada bulunan maksimum çiğneme kuvveti değerlerinin üzerindedir.

Kerstein ve Radke yapmış oldukları çalışmada 30^0 açıyla yerleştirilen 29'ar adet Atlantis zirkon abutment ve Nobel Biocare Procera AllZirkon abutmentin kırılma değerlerini karşılaştırmıştır. Atlantis zirkon abutmentlerin ortalama kırılma değerleri (831 N), Nobel Biocare Procera AllZirkon abutment değerlerine (740 N) göre istatistiksel olarak daha yüksek bir değerde kırılmışlardır (94). Yaptığımız çalışmada İmplant KA marka solid abutment tiplerinin ortalama kırılma değerleri 2350 N , dijital abutment tiplerinin ortalama kırılma değerleri 1089 N olarak bulunmuştur. 4.5 mm çapındaki dijital abutmentlerin kırılma değerleri ortalaması 1308 N olarak bulunmuştur. 3.5 mm çapındaki dijital abutmentlerin kırılma değerleri ortalaması 870 N ' dur. Bunun sebebi 4.5 mm çapındaki implantlarının kalınlıklarının daha fazla olması dolayısıyla daha kırmak için daha fazla kuvvet gerekmesidir. 4.5 mm çapındaki solid abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 2199 N ' dur, 3.5 mm çapındaki solid abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 2500 N ' dur. Bunun sebebi ise 4.5 mm çapındaki solid abutmentlerde, abutment yüksekliğinin daha fazla olması sebebiyle kırılmanın gerçekleşmesi için daha az kuvvetin gerekmesidir.

Truninger ve ark. 48 zirkonya abutmenti önce 4 farklı gruba ayırarak termosiklus cihazında yaşlandırma tekniği uygulanmıştır ($1,200,000$ kez, 49 N yük, $1,677 \text{ Hz}$ uygulanmıştır). Daha sonra ISO 14801 standartlarına göre yapmış oldukları çalışmada

Straumann Bonelevel marka implant-abutment sistemlerinin kırılma dayanımları değerini 714.1 ± 184.9 N olarak bulmuştur (95). Yaptığımız çalışmada titanyum abutment kullandığımızdan dolayı termosiklus ile yaşlandırma tekniği kullanılmamıştır. İmplant KA marka implant-abutment sistemlerinin kırılma değerleri daha yüksek bulunmuştur. Solid abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 2350 N, dijital abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 1089 N olarak bulunmuştur.

Maria ve ark. yapmış oldukları çalışmada Nobel Replace implant-abutment sistemlerine aynı zamanda l sitle g clendirilmiş porselen veneer kuronları da dahil etmişlerdir. Yapılan çalışmada metal-seramik custom implant abutmentleri (525.89 N) zirkon abutmentlere göre (413.7 N) daha yüksek değerlerde kırılmışlardır (96). Yaptığımız çalışmada solid abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 2350 N, dijital abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 1089 N' dur ve kırılma değerleri daha yüksek olarak bulunmuştur.

Gehrke ve ark. implant markası belirtmeden yapmış oldukları çalışmada 30^0 açıyla yerleştirdikleri implantları 4 ayrı grupta değerlendirmişlerdir. 3.3 mm çapında silindirik external hegzagon yapıdaki implant-abutment sistemlerinin ortalama kırılma değerleri ortalaması 1.991 N, 3.3 mm çapındaki silindirik internal hegzagon yapıdaki implant-abutment sistemlerinin kırılma değerleri ortalaması 2.119 N, 3.5 mm çapındaki konik internal hegzagon yapıdaki implant-abutment sistemlerinin ortalama kırılma değerleri 2.373 N, 3.5 mm çapındaki konik Morse taper yapıda implant-abutment sistemlerinin ortalama kırılma değeri ise 1.710 N olarak bulunmuştur (97). Yaptığımız çalışmada İmplant KA marka 3.5 mm çapındaki implant-abutment sistemlerinin ortalama kırılma değerleri 1.685 N' dur ve iki çalışmanın değerleri birbirine yakındır.

İmplant KA marka implantlar üzerinde yapılan başka bir çalışmada solid abutmentler üzerine dikey yönde 100 N, yatay yönde 30 N ve 30^0 aı ile oblik olarak 50 N' luk kuvvetler önce ayrı ayrı, sonra aynı anda uygulanarak stres alanları değerlendirilmiştir. Uygulanan kuvvetler karşısında streslerin en çok implantın boyun bölgesinde toplandığı bildirilmiştir (98). 2012 yılında Merdji ve arkadaşları tarafından yapılan benzer bir çalışmada kortikal kemikte en yoğun stres bölgesinin implantın boyun bölgesi olduğu belirlenmiştir (99). Koca ve arkadaşları da benzer şekilde 2005 yılında yaptıkları çalışmada stresin yoğunlaştığı bölgenin kortikal kemikte implantın boyun bölgesi olduğunu bildirmişlerdir (100). Bu çalışmalarda bulunan sonuçlara paralel olarak araştırmamızda kullandığımız 40 adet İmplant KA marka implantın 29 tanesinin implant-abutment sınırından kırıldığı gözlemlenmiştir.

Shemtov-Yona ve arkadaşları tarafından yapılan ve 2014 yılında yayınlanan çalışmada çeşitli çaptaki 80 implantın kırılma yerleri değerlendirilmiştir. 5 mm çapındaki implantların tamamı boyun kısmından vida ile birlikte kırılmıştır. 3,75 mm çapındaki implantların % 44.4 ü implantın boyun kısmından, % 55.5 i implantın orta 1/3 kısmından kırılmıştır. 3.3 mm çapındaki implantların % 52 si implantın orta 1/3 kısmından % 48 i implantın abutmenta yakın olan 1/3 kısmından kırıldığı gözlenmiştir (101). Yaptığımız çalışmada 3.5 mm çapındaki solid abutmentlerin % 80 i abutmentin kural 1/3 kısmından, % 20 si implant-abutment sınırından kırılmıştır. 4.5 mm çapındaki solid abutmentlerin % 70 i implant-abutment sınırından kırılmıştır, % 30 unda ise vida kırığı meydana gelmiştir. 3.5 mm çapındaki dijital abutmentlerin tamamı implant-abutment sınırından kırılmıştır. 4.5 mm çapındaki dijital abutmentlerin tamamı implant-abutment sınırından kırılmıştır.

Foong ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada toplam 22 adet titanyum ve zirkon abutmentlere dinamik yorgunluk testi uygulanmıştır. 11 adet titanyum abutmenta ortalama 270 N kuvvet uygulanmıştır ve ortalama 81935 tekrardan sonra kırılma gözlenmiştir. 11 adet zirkon abutmenta ortalama 140 N luk kuvvet uygulanmıştır ve ortalama 25296 tekrardan sonra kırılma gözlenmiştir. 11 adet titanyum abutmentin 10 tanesinde vida kırığı gözlenmiştir. 11 adet dijital abutmentin tamamında abutment kırığı gözlenmiştir (102). Yaptığımız çalışmada 40 adet implantın 8 tanesi (% 20) abutmentin kural 1/3 kısmından, 29 tanesi (% 65) implant-abutment sınırından, 3 tanesi (% 15) vida yerinden kırılmıştır.

Mao ve arkadaşları da yapmış oldukları çalışmada abutment ve implant vidası kalınlıklarının implant ve kemik üzerinde oluşturdukları stresi incelemişlerdir. Buna göre abutment ve implant vidasının dizaynının, implant ve kemik üzerindeki stresin artması veya azalması yönünde bir etkisi olmadığı rastlanmıştır. Aynı çalışmada vertikal kuvvetlerin abutmentin duvarlarındaki stresin artmasına yol açmadığı görülmüştür ancak implant-abutment bütünlüğüne oblik kuvvetlerinde eklenmesi halinde abutment üzerindeki stres artmıştır. Abutmentin tek duvarının ideal kalınlığının 0.5 mm olmasının uygun olduğu bulunmuştur. Çalışmaya göre implant vidasının kalınlığının ise 1 mm' den az olmaması gerekmektedir. 1 mm ile 1.2 mm arasındaki kalınlık kabul edilebilir bir seçenektir. Biyomekanik olarak 1.4 mm kalınlığın ise en uygun olduğu bulunmuştur (103).

SONUÇLAR

- Kullandığımız implant-abutment sistemlerinde solid abutmentlerin kırılma direnci değerlerinin dijital abutmentlere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Solid abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 2350 N, dijital implantların ortalama kırılma değerleri 1089 N olarak bulunmuştur.
- Dijital abutmentlerde 4.5 mm çapındaki implantların kırılma değerleri 3.5 mm çapındaki implantlara göre daha yüksektir. 4.5 mm çapındaki dijital abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 1308 N, 3.5 mm çapındaki dijital abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 870 N olarak bulunmuştur.
- Solid abutmentlerde 3.5 mm çapındaki implantların kırılma değerleri, 4.5 mm çapındaki implantlara göre daha yüksektir. 4.5 mm çapındaki solid abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 2199 N, 3.5 mm çapındaki solid abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 2500 N olarak bulunmuştur.
- Dijital abutmentlerin tamamı implant-abutment kompleksinin en zayıf bölgesi olan implant-abutment sınırından kırılmıştır.
- Solid abutmentlerde protez vidası monoblok şekilde abutmentle beraber olduğu için farklı bölgelerde kırılmalar gözlenmiştir. 3.5 mm çapındaki solid abutmentlerde, abutmentin kural 1/3 kısmı daha ince olduğundan %80 i bu bölgeden kırılmıştır.
- 4.5 mm çapındaki solid abutmentlerde ise %30 oranında vida kırığı gözlemlenmiştir. Kalan implantlar implant-abutment sınırından kırılmıştır.

6. KAYNAKLAR

1. Akça K., İplikçioğlu H.: Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29: 350-356, 2002.
2. Akça K., Çehreli M. C., İplikçioğlu H.: A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*, 15: 115-121, 2002.
3. Akpınar I., Demiral F., Parnas L., Şahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal extension fixed prosthesis. *Quintessence Int.*, 27: 7-11, 1996.
4. Albrektsson T., Brånemark P.I., Hansson H.A. & Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long lasting direct bone anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52: 155-170, 1981.
5. Albrektsson T., Brånemark P.I., Hansson H.A., Kasemo B., Larsson K., Lindström J., Mc Queen D. & Skalak R. The interface zone of inorganic implants in vivo, titanium implants in bone. *Annals Biomed Engineering*, 11: 1-27, 1983.
6. Babbusch C.A., Kent J.N., Misiek D.J. Titanium plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg*, 44: 82-274, 1986.
7. Balatlıoğlu A. Akrilik kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2000.
8. Barbier L. & Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Intl J Oral Maxillofac Implants*, 12: 215-223, 1997.
9. Brånemark P.I., Adell R., Breine U., Hansson B.O., Lindstrom J., Ohlsson A.: Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, 3: 81-100, 1969.

10. Bodine R.L., Yanase R.T., Thirty-year report on 28 implant dentures inserted between 1952 and 1959. Symp. On Preprosthetic Surgery, 16-18 May 1985, Palm Springs, CA.
11. Spiekermann H., Donald K., Hassel T. Color atlas of dental medicine implantology. Ed: Rateitschak K.H. Newyork, 1995.
12. English C.: An overview of implant hardware. J. Am. Dent. Assoc., 121: 360-366, 1990.
13. Harris B.W.: A new technique for the subperiosteal implant. J. Am. Dent. Assoc., 121: 422-424, 1990.
14. Palmer RM., Smith BJ., Howe LC., Palmer PJ. Implants in clinical dentistry. London: Martin Dunitz Ltd; 132-146, 2005.
15. Hobo S., Ichida E., Garcia L.T.: Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Publ.Co., Ltd., Tokyo 1989.
16. Skalak R.: Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J. Prosthet. Dent., 49: 843-848, 1983.
17. Siegele D., Soltesz U.: Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 4: 333-340, 1989.
18. Hahn J.A.: The blade implant. J. Am. Dent. Assoc., 121: 394-402, 1990.
19. Misch CE., Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. J Prosthet Dent; 68: 809-812, 1992.
20. Misch CE. Dental implant protezler. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 43-52, 2009.
21. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent.; 94: 10-92, 2005.
22. English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. Implant Dent.; 1: 273-282, 1992.
23. Davarpanah M., Martinez H. Clinical manual of implant dentistry. London: Quintessence; 123-158, 2000.

24. İplikçioğlu H. Tam dişsiz hastalarda implant destekli sabit restorasyonlar. İstanbul: İmplant; 67-98, 2005..
25. Buttel AE, Buhler NM., Marinello CP. Locator or ball attachment: a guide for clinical decision making. Schweiz Monatsschr Zahnmed; 119: 901-918, 2009.
26. Misch CE. Dental implant prosthetics. St Louis: Elsevier Mosby; 224-249, 2005.
27. Brånemark P.I., Adell R., Breine U., Hansson B.O., Lindström J., Ohlsson A. Intraosseus anchorage of dental prosthesis. Scand J Plast Reconst Surg, 3: 81-100, 1969.
28. Charles J. Goodacre, Guillermo Bernal, Kitichai Rungcharassaeng, Joseph Y. K. Kan. Clinical complications with implants and implant prostheses. Journal of Prosthet Dent; 90: 121-32, 2003.
29. Van Steenberghe D., Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants; 5: 272-81, 1990.
30. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. Journal of Prosthet Dent; 60: 75-84, 1988.
31. Astrand P, Borg K, Gunne J, Olsson M. Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments: a 2-year longitudinal study. Int J Oral Maxillofac Implants; 6: 305-12, 1991.
32. Allen PF, McMillan AS, Smith DC. Complications and maintenance requirements of implant-supported prostheses provided in a UK dental hospital. Br Dent J; 182: 298-302, 1997.
33. Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharasaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent; 81: 537-52, 1999.
34. Jemt T., Lekholm U., Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants; 4: 211-7, 1989.

35. Jemt T. Implant treatment in resorbed edentulous upper jaws. *Clin Oral Implants Res*; 4: 187-94, 1993.
36. Jemt T, Book K, Linden, Urde G. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Branemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: a study from prosthetic treatment to first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 7: 162-7, 1992.
37. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol*; 62: 2-4, 1991.
38. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*; 52: 155-70, 1981.
39. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*; 50: 399-410, 1983.
40. Jemt T., Book K., Karlsson S. Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 8: 301-308, 1993.
41. Adell R, Lekholm U, Rockier B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*; 10: 387-416, 1981.
42. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofacial Implants*; 9: 627-35, 1994.
43. Quirynen M., Naert I., Van Steenberghe D., Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clinical Oral Implants Research*; 3: 104-111, 1992.
44. Zarb GA, Smith A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*; 64: 185-94, 1990.

45. Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single tooth replacement: the Toronto Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 11: 311-21, 1996.
46. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 10: 702-11, 1995.
47. Cordioli G, Castagna S, Consolati E. Single-tooth implant rehabilitation: a retrospective study of 67 implants. *Int J Prosthodont*; 7: 525-31, 1994.
48. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 6: 29-36, 1991.
49. Schwartz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin. Oral Implant Res.*: 11(Suppl.): 156-158, 2000.
50. Becker W. & Becker B. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J. Prosthet Dent.*; 74: 51-55, 1995.
51. Jemt T., Lekholm U., & Gröndahl K. A three-year follow-up study of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J. Of Periodontics & Restorative Dentistry.*: 10; 341-349, 1990.
52. Sutter F. The role of screws in implant systems. *International Journal of oral and Maxillofacial Implants*: 9; 51-52, 1994.
53. Levine R., Clem D., Wilson T., Higgenbottom F., & Saunders S. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for singletooth replacements: preliminary results at six or more months of loading. *Int J Oral Maxillofacial Implants*: 12; 237-242, 1997.
54. Binon P. The role of screws in implant systems. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.*; 9(Suppl.): 48-51, 1994.

55. Goheen K., Vermilyea S., & Vossonghi J. Torque generated by hand-held screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.*; 9: 149-155, 1994.
56. Sutter F., Weber h., Sorenson J.& Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*: 13; 408-431, 1993.
57. Binon P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments and laboratory analogs. *International Journal of Prosthodontics.*; 8: 162-178, 1995.
58. Schwartz MS. A retrospective analysis of single-tooth replacements with Branemark-type implants. *Academy of Osseointegration Annual Meeting*: unpublished. 1991.
59. Balshi T. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*; 11: 660-666, 1996.
60. Rangert B., Sullivan R., Biomechanical principles. Preventing overload induced by bending. *Nobelpharma News*; 74-75, 1993.
61. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dental Clin. North Am.*; 2: 71-89, 1998.
62. Bickford JH, Nassar S. *Handbook of bolts and bolted joints*. Marcel Dekker Inc. New York 1998.
63. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 9: 49-54, 1994.
64. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent*; 73: 274-9, 1995.
65. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent*; 74: 270-8, 1995.

66. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont*; 6: 435-439, 1993.
67. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*; 71: 592-9, 1994.
68. Naomi P, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for Standard wide diameter implants in partially edentulous cases: 3 to 7 year longitudinal data *Implant Dentistry*; 13: 245-252, 2004.
69. Dellenges M, Curtis D. Effects of infection control procedures on the accuracy of a new mechanical torque wrench system for implant restorations. *J Prosthet Dent*; 75: 93-8, 1996.
70. Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J. Prosthet. Dent*; 87: 74-9, 2002.
71. Lang LA, May KB, Wang RF. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *J. Prosthet. Dent.*; 81: 411-417, 1999.
72. Lee J, Kim Y, Kim C, Han J. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent*; 88: 402-408, 2002.
73. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 10: 529-36, 1995.
74. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*; 9: 511-9, 1996.
75. Scacchi M, Merz BR. The development of the ITI dental implant system. Part 2: 1998-2000: Steps into the next millennium. *Clin Oral Impl Res*; 11: 22-32, 2000.
76. Taylor TD, Belser U, Mericske-Stern R. Prosthodontic considerations. *Clin Oral Impl Res*; 11: 101-107, 2000.
77. Winkler S, Ring K, Ring J. Implant screw Mechanics and the settling effect: An overview. *J. of Oral Imp*; 29: 241-245, 2002.

78. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Determination of preload stress in dental implant screws. *J Dent Res*; 73: 202. Abstract 808, 1995.
79. Wicks RA, DeRijk WG, Windeler AS. An Evaluation of fit in osseointegrated implant components using torque/turn analysis. *J Prosthodontics*; 3: 206-212, 1994.
80. Scacchi M, Merz BR. The development of the ITI dental implant system. Part 2: 1998–2000: Steps into the next millennium. *Clin Oral Impl Res*: 11: 22–32, 2000.
81. Misch CE *Contemporary implant Dentistry*, 2nd ed, Mosby, St.Louis Missouri; 3-12, 1999.
82. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*, 1st ed, Mosby, St.Louis Missouri; 32-41, 2005.
83. Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter Retrospective Analysis of the ITI Implant System Used for Single-Tooth Replacements: Results of Loading for 2 or More Years. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 14(4): 516-20, 1999.
84. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue Resistance of ITI Implant-Abutment Connectors. A Comparison of the Standard Cone with a Novel Internally Keyed Design. *Clin Oral Implants Res*; 13(5): 542-9, 2002.
85. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In Vitro Differences of Stress Concentrations for Internal and External Hex Implant–Abutment Connections: A Short Communication. *J Oral Rehabil.*; 33(1): 75, 2006.
86. Frost HM. Wolff’s Law and Bone’s Structural Adaptation to Mechanical Usage: An Overview of Clinicians. *Angle Orthod.*; 64(3): 175-88, 1994.
87. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated Implants for Single-Tooth Replacement: Progress Report from a Multicenter Prospective Study after 3 Years *Int J Oral Maxillofac Implants.*; 9(1): 49-54, 1994.
88. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of Hex Geometry and Prosthetic Table Width on Static and Fatigue Strength of Dental Implants. *Prosthet Dent*; 82(4): 436-40, 1999.

89. Okeson JP. Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion. Mosby :Co. Saint Louis; 50-51, 1998.
90. Watzek G, Blahout R. " Historischer Rückblick ". In: Watzek G. ; Enossale.
91. Al-Omiri MK, Sghaireen MG, Alhijawi MM, Alzoubi IA, Lynch CD, Lynch E. Maximum Bite Force Following Unilateral Implant-Supported Prosthetic Treatment: Within-Subject Comparison to Opposite Dentate Side. Journal of Oral Rehabilitaton, 41; 624-629, 2014.
92. Abreu RAM, Pereira MD, Furtado F, Ribeiro Prado GP, Mestriner Jr W, Ferreira LM. Masticatory Efficiency and Bite Force in Individuals With Normal Occlusion. Archives of Oral Biology, 59; 1065-1074, 2014.
93. Serra CM, Manns AE. Bite Force Measurements with Hard and Soft Bite Surfaces. Journal of Oral Rehabilitation, 40; 563-568, 2013.
94. Kerstein RB, Radke J. A Comparison of Fabrication Precision and Mechanical Reliability of 2 Zirconia Implant Abutments. Int J Oral Maxillofac Implants, 23: 1029-1036, 2008.
95. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CHF, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. Clin. Oral Impl. Res. 23: 12-18, 2012.
96. Maria P, Monaco EA, Kim H, Davis EL. Comparison of Fracture Resistance of Pressable Metal Ceramic Custom Implant Abutment With a Commercially Fabricated CAD/CAM Zirconia Implant Abutment. J Prosthet Dent; 110: 389-396, 2013.
97. Gehrke AS, Vianna MSS, Dedavid BA. Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. Clin Oral Investigations; 18: 715-720, 2014.

98. Tanyel RC, Ramazanoğlu M, İbrahimoglu D, Ünlü D, Özgül M, Katiboğlu G, Katiboğlu AB. Dikey, yatay ve açılı kuvvetlerin Dental İmplant KA üzerinde oluşturduğu stres dağılımının incelenmesi: Sonlu eleman analizi. Türk Dişhekimliği Dergisi; 84: 54-60, 2012.
99. A. Merdji et al.; Stress distribution in dental prosthesis under an occlusal combined dynamic loading. Materials and Design; 36: 705-713, 2012.
100. Ömer Lütfi Koca et al.; Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor, J Prosthet Dent; 93: 38-44, 2005.
101. Shemtov-Yona K, Rittel D, Machtei EE, Levin L. Effect of Dental Implant Diameter on Fatigue Performance. Part 2: Failure Analysis. Clinical Implant Dentistry and Related Research; 16, vol 2: 178-184, 2014.
102. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture Resistance of Titanium and Zirconia Abutments. Journal of Prosthetic Dentistry; 109: 304-312, 2013.
103. Mao Z, Cao G. Influence of Sizes of Abutment and Fixed Screw on Dental Implant System: A non-linear Finite Element Analysis. Unpublished.

7. ÖZGEÇMİŞ

1989 yılında Çankaya' da doğdum. İlköğrenimi 2002 yılında Özel Gürtan İlköğretim Okulu'nda, orta öğrenimimi 2005 yılında İzzet Baysal Anadolu Lisesi' nde tamamladım. 2012 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' nden mezun oldum, aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında yüksek lisans eğitimime başladım. Halen eğitimimi sürdürmekteyim.

