



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMÎÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**DAR ÇAPLI İMPLANTLARDA AÇILI VE DÜZ TİTANYUM ABUTMENT
VİDALARININ FARKLI DİNAMİK YÜKLEMELER SONUCU OLUŞAN TORK
KAYBI VE VİDA GEVŞEMESİNİN İN-VİTRO İNCELENMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Mehmet Esad GÜVEN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DANIŞMAN

Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

İSTANBUL-2016

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**DAR ÇAPLI İMPLANTLARDA AÇILI VE DÜZ TİTANYUM ABUTMENT
VİDALARININ FARKLI DİNAMİK YÜKLEMELER SONUCU OLUŞAN TORK
KAYBI VE VİDA GEVŞEMESİNİN İN-VİTRO İNCELENMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Mehmet Esad GÜVEN
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DANIŞMAN
Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

İstanbul, Şubat 2016

TEZ ONAY FORMU

Kurum: Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Programın seviyesi: Yüksek Lisans () Uzmanlık () Doktora ()

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Sahibi: Mehmet Esad GÜVEN

Tez Başlığı: DAR ÇAPLI İMPLANTLARDA AÇILI VE DÜZ TİTANYUM ABUTMENT VİDALARININ FARKLI DİNAMİK YÜKLEMELER SONUCU OLUŞAN TORK KAYBI VE VİDA GEVŞEMESİNİN İN-VİTRO İNCELENMESİ



İmza

| | | |
|-----------------------------|--|-------|
| Jüri Bşk. (Danışman) | Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi | |
| Üye | Doç. Dr. Tuğrul SARI Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi | |
| Üye | Doç. Dr. Gözde ÇELİK Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi | |
| Üye | Yrd. Doç. Dr. Önjen TAK Kocaeli Üniversitesi | |

Bu tez, 26.04.2014 tarihli 28983 sayılı T.C SAĞLIK BAKANLIĞI, TIPTA VE DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK EĞİTİMİ YÖNETMELİĞİ ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirtilen jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve/...../.....tarih ve/..... sayılı kararla kabul edilmiştir.

THESIS APPROVAL FORM

Institute: Bezmialem Vakif University, Faculty of Dentistry

Level of Programme: Master of Science () Specialisation () Doctorate ()

Department: Prothodontics Department

Student: Mehmet Esad GÜVEN

Title of the Thesis: TORQUE DECREMENT AND SCREW LOOSENING VALUES RESULTING UNDER DIFFERENT DYNAMIC LOADINGS ON ANGLED AND STRAIGHT TITANIUM ABUTMENT WITH NARROW DIAMETER IMPLANTS: AN IN-VITRO INVESTIGATION

Signature

| | | |
|---|--|-------|
| President of the Jury (Supervisor) | Prof. Dr. Aslihan ÜŞÜMEZ Bezmialem Vakif University | |
| Member: | Assoc.Prof. Tuğrul SARI Bezmialem Vakif University | |
| Member: | Assoc.Prof. Gözde ÇELİK Bezmialem Vakif University | |
| Member: | Asist. Prof. Dr. Önjen TAK Kocaeli University | |

This thesis was approved by the jury stated above in accordance with the related rules of the in MINISTRY OF HEALTH, THE REGISTRATION of SPECIALISATION EDUCATION on DENTISTRY and MEDICINE, and approved by Administrative Board with the decision dated -----/-----/----- and numbered -----/-----.

BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Mehmet Esad GÜVEN

İmza:

Tarih: .../.../2016

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca, eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında değerli tecrübelerini, zamanını ve desteğini esirgemeyen, her zaman pozitif yönde motive eden, bana çok büyük emeği geçen ve her konuda yol gösterici olan, değerli hocam ve tez danışmanım, Prof. Dr. Aslıhan Üşümez'e,

Uzmanlık tezimin tamamlanması sürecinde tez jürisinde bulunan ve her daim yardımcı olan, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyeleri; Doç. Dr Tuğrul Sarı'ya, Doç. Dr Gözde Çelik'e, Kocaeli Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. Önjen Tak'a,

Her anlamda, öğretici davranan ve bilgilerini bizden esirgemeyen Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyeleri; Yrd.Doç.Dr. Işıl Turp'a, Yrd.Doç.Dr.Özlem Ocak Çimendür'e, Yrd.Doç.Dr. Özlem Kara'ya ve diğer öğretim üyelerine,

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, maddi, manevi yardım ve desteklerini hiç bir zaman esirgemeyen, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki değerli asistan arkadaşlarım Dt. Artur İsmatullaev'e ve Dt. Simge Taşın'a,

Tez çalışmam sırasında örneklerin tedarik edilmesinde ve parça desteği konusunda kolaylık gösteren UMG Uysal Medikal'den Fatih Uysal'a ve Serdar Çaprak'a,

Bugünlere gelmemi sağlayan, emeğini asla ödeyemeyeceğim annem Semra Güven'e, tüm hayatım boyunca her zaman arkamda duran, yönlendirmeleri ile ufkumu genişleten Babam Mehmet Bahadır Güven'e, beni hep destekleyen kardeşlerim Ömer ve Beyza'ya,

En kalbi teşekkürlerimi sunarım.

MEHMET ESAD GÜVEN

ÖZET

Bu tez çalışmasında amacımız; dar çaplı implantlar üzerinde, açılı ve düz abutmentlerin farklı dinamik yükleme siklusları sonrası oluşan tork kaybı ve vida gevşeme değerlerini in-vitro olarak incelemek ve dinamik yükleme öncesi değerler ile karşılaştırmaktır.

Yöntem ve Gereç: Çalışmamızda, 40 adet 3,5 mm çaplı 10 mm boyunda implantlar ve üst yapı olarak 20 adet düz, 20 adet 15° açılı titanyum abutmentler kullanılmıştır. Örnekler, 4 alt gruba ayrılmıştır: 1.grup: Düz abutmentlerin 3×10^5 kez dinamik yüklenmesi (Grup: D3), 2.grup: Düz abutmentlerin 6×10^5 kez dinamik yüklenmesi (Grup: D6), 3.grup: 15° açılı abutmentlerin 3×10^5 kez dinamik yüklenmesi (Grup: A3), ve 4.grup: 15° açılı abutmentlerin 6×10^5 kez dinamik yüklenmesidir (Grup: A6). Dinamik yükleme siklusu öncesi her abutment vidası 3 kez 30 N.cm tork ile sıkılıp ardından gevşetme işlemine tabi tutulmuştur. Oluşan gevşeme tork değerleri (1. 2. ve 3. GTD) not edilmiştir. Daha sonra örnekler yeni vida ile 30 Ncm tork ile sıkılıp dinamik yükleme işlemlerine tabi tutulmuştur. Dinamik yükleme sikluslarından sonra GTD'ler 4.GTD olarak not edilmiştir. Ayrıca yorulmuş vida son kez sıkma-gevşetme siklusuna tabi tutulmuş ve 5. GTD elde edilmiştir. Sonuç olarak her örnek için toplam 5 adet GTD elde edilmiştir. Bu değerler, gruplar içinde ve gruplar arasında tekrarlayan ölçümlerde ANOVA, iki yönlü ANOVA ve Tukey HSD testleri ile karşılaştırılmıştır.

Bulgular: Dinamik yükleme sikluslarından sonra gruplar arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p > 0.05$) (D3: $26,43 \pm 0,72$, D6: $26,05 \pm 0,75$, A3: $26,40 \pm 0,73$, A6: $26,27 \pm 0,80$). Tüm gruplarda; 4. GTD; 1. 2. ve 3. GTD'lerden anlamlı olarak düşüktür ($p < 0.05$). Gruplar arası 4. GTD'ler arasında anlamlı bir fark yoktur. 5. GTD'ler için; sadece A6 grubunda 1. 2. ve 3. GTD'lerden anlamlı olarak düşük iken ($p < 0.05$), D3, D6 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p > 0,05$). A3 grubunda 5. GTD ile 2. GTD arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır.

Sonuç: Dinamik yükleme GTDyi anlamlı ölçüde azaltmaktadır. Dinamik yükleme öncesi açılı abutmentler, düz abutmentlere göre daha yüksek başlangıç GTD göstermişlerdir. 5.GTD sonuçlarına göre; D3 ve D6 gruplarında 5.GTD ile 1. 2. ve 3. GTD arasında anlamlı fark yok iken, A6 grubunda 5.GTD ile 1. 2. ve 3. GTD arasında, A3 grubunda 5.GTD ile 2. GTD arasında anlamlı fark vardır. Özellikle açılı abutment kullanımında yorulmuş vidanın yeni vida ile değiştirilmesi daha faydalı olabilir.

Anahtar kelimeler: abutment vidası, anterior maksilla, dinamik yükleme, tork kaybı, vida gevşemesi.

ABSTRACT

TORQUE DECREMENT AND SCREW LOOSENING VALUES RESULTING UNDER DIFFERENT DYNAMIC LOADINGS ON ANGLED AND STRAIGHT TITANIUM ABUTMENT WITH NARROW DIAMETER IMPLANTS: AN IN-VITRO INVESTIGATION

The aim of this in-vitro study is to investigate straight and angled titanium abutments' torque relaxation and screw loosening values under different dynamic loading cycles for narrow diameter implants and to compare values after dynamic loadings and previous values.

Material and methods: 40 samples of 3,5 mm diameter 10 mm length implants and as superstructure 20 samples of straight and 15° angled titanium abutment were used. Samples divided in to 4 groups: 1. Group: 3×10^5 dynamic load cycles on straight abutment (Group D3), 2. Group: 6×10^5 dynamic load cycles on straight abutment (Group D6), 3. Group: 3×10^5 dynamic load cycles on angled abutment (Group A3) and 4. Group: 6×10^5 dynamic load cycles on angled abutment (Group A6). Before dynamic load cycles, every abutment screws were fastened and loosed 3 times with 30 N.cm torque. The loosening torque values (GTD's) were measured and registered as 1. 2. and 3. GTD's. Then, samples were fastened again with new screws with 30 N.cm torque value and subjected to different dynamic load procedure. After dynamic cycles, GTD's remeasured as 4.GTD's. Finally, aged screw were subjected to one more time fastened-loosening cycles and obtained 5.GTD values. As a result, five GTD's were measured for every sample. These values were compared with repeated ANOVA, two-way ANOVA and Tukey HSD tests in groups and among the groups.

Results: After dynamic load cycles, there were no significantly differences among the groups ($p > 0,05$) (D3: $26,43 \pm 0,72$, D6: $26,05 \pm 0,75$, A3: $26,40 \pm 0,73$, A6: $26,27 \pm 0,80$). In all groups 4. GTS was significantly lower than 1. 2. and 3. GTD ($p < 0,05$). No significant differences were observed on 4. GTD's among groups. For 5.GTD's only A6 group was significantly lower than 1. 2. and 3. GTD's ($p < 0,05$), while there were no statistically significantly differences between D3 and D6 groups ($p > 0,05$). In A3 group, there were statistically significantly differences between 5.GTD and 2. GTD.

Conclusion: GTD values were significantly decreased by dynamic loading procedures. Before dynamic loads, initial GTD values were measured and found that angled abutments have higher initial GTD values than straight abutments. According to 5.GTD results; while there were no significantly difference between 5.GTD's with 1. 2. and 3. GTD's on D3 and D6 groups, there were significantly difference between 5.GTD with 1. 2. and 3 GTD's on A6 group and between 5.GTD with 2.GTD on A3 group. Particularly, changing of aged screw to new screw could be more advantageous in angled abutment usage.

Key Words: abutment screw, anterior maxilla, dynamic load, torque loose, screw loosening.

İÇİNDEKİLER

| | |
|---|----------|
| TEŞEKKÜR..... | i |
| ÖZET..... | ii |
| ABSTRACT | iii |
| İÇİNDEKİLER..... | iv |
| ŞEKİLLER LİSTESİ..... | vi |
| TABLolar LİSTESİ..... | vii |
| SEMBOLLER / KISALTMALAR DİZİNİ..... | viii |
| 1. GİRİŞ ve AMAÇ | 1 |
| 1.1. Araştırma Konusunun Tanımı | 1 |
| 1.2. Amaç..... | 2 |
| 2. GENEL BİLGİLER..... | 3 |
| 2.1. Dental İmplantlar | 3 |
| 2.2. Dental İmplantların Tarihçesi | 4 |
| 2.3. Dental İmplantların Komponentleri..... | 5 |
| 2.3.1. İmplant Gövdesi | 5 |
| 2.3.2. Dental İmplant Abutmentleri..... | 6 |
| 2.4. İmplant Üstü Protezlerde Okluzyon ve Biyomekanik | 13 |
| 2.4.1. Biyomekanik Düzenlemeler | 14 |
| 2.4.2. Okluzal Düzenlemeler | 16 |
| 2.5. İmplant-Abutment Bağlantısı | 17 |
| 2.5.1. Bileşenlerin Uyumu | 18 |
| 2.5.2. Vida Bağlantı Mekanizması | 19 |
| 2.5.3. Oturma Etkisi (Gömülme Serbestleşmesi) | 26 |
| 2.6. İmplant Abutmentlerinin Vida Gevşemesi | 27 |
| 2.7. İmplant-Abutment Bağlantısının Mekanik Dayanımını İncelemede Kullanılan İn Vitro Yöntemler | 27 |
| 2.7.1. Dinamik Yükleme | 28 |
| 2.7.2. Statik Yükleme | 30 |

| | |
|---|-----------|
| 3. GEREÇ ve YÖNTEM..... | 32 |
| 3.1. Çalışmada Kullanılan İmplantlar | 32 |
| 3.2. Çalışmada Kullanılan Abutmentlar ve Vidalar..... | 33 |
| 3.3. Abutmentlar İçin Hazırlanan Kronlar | 34 |
| 3.4. İmplantların Yerleştirildiği Materyal..... | 35 |
| 3.5. Çalışmada Kullanılan Tork Ölçüm Cihazı..... | 37 |
| 3.6. Deney Gruplarının Belirlenmesi | 38 |
| 3.7. Örneklerin Başlangıç Gevşeme Tork Değerlerinin (GTD) Ölçülmesi | 39 |
| 3.8. Örneklerin Simantasyonu | 41 |
| 3.9. Dinamik Yükleme (Çiğneme Simülasyonu)..... | 42 |
| 3.10. Dinamik Yükleme Sonrası Gevşeme Tork Değerlerinin Ölçülmesi..... | 44 |
| 3.11. İstatiksel Analiz..... | 45 |
| 4. BULGULAR..... | 46 |
| 4.1. Dinamik Yükleme Öncesi Vida Gevşemesi Tork Değerleri..... | 46 |
| 4.2. Dinamik Yükleme Sonrası Ölçülen Vida Gevşemesi Tork Değerleri | 47 |
| 4.1. Elde Edilen Sonuçların İstatistiksel Analizi | 49 |
| 5. TARTIŞMA..... | 56 |
| 5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması | 56 |
| 5.2. Sonuçların Tartışılması | 61 |
| 6. SONUÇLAR | 65 |
| 7. KAYNAKLAR | 66 |
| 8. ÖZGEÇMİŞ..... | 74 |

ŞEKİLLER LİSTESİ

| | |
|--|----|
| Şekil 2-1. Değişkenler ve implant üzerine gelen kuvvetler [75]. Tüberkül açılanması, implantın eğimi, bukko-lingual konum, apiko-koronal konum. | 16 |
| Şekil 2-2. İmplant-Abutment arası rotasyonel serbestlik [19]..... | 18 |
| Şekil 2-3. Abutment vidası gerilme-gerilim ilişkisi | 22 |
| Şekil 2-4. Normal yivli vida ile spirallock tasarım vidanın junker vibrasyon testi sonuçları ... | 24 |
| Şekil 2-5. Standart ve Spirallock vida yivlerinde stresin dağılımı.. | 25 |
| Şekil 2-6. Standart ve Spirallock vida yivlerinde stresin dağılımının fotoelastik görüntüsü | 25 |
| Şekil 3-1. Çalışmada kullanılan düz ve 15° açılı abutmentler..... | 33 |
| Şekil 3-2. Çalışmada kullanılan abutment vidası | 33 |
| Şekil 3-3. Çalışmada kullanılan düz ve açılı abutmentler için üretilen kronlar. | 34 |
| Şekil 3-4. Kronlarda bukkaal yüzde oluşturulan vida deliğinin tasarımı. | 35 |
| Şekil 3-5. İmplantların yerleştirileceği kestamid blokların tasarımı. | 36 |
| Şekil 3-6. Örneklerin kestamid bloğa yerleştirilmesi | 37 |
| Şekil 3-7. Çalışmada kullanılan tork ölçüm cihazı ve kalibrasyon belgesi | 38 |
| Şekil 3-8. Kullanılan tork cihazı ölçüm değerleri ve hata oranları..... | 38 |
| Şekil 3-9. Örneklerin Kestamid® bloklar içerisine yerleştirildikten sonraki hali..... | 39 |
| Şekil 3-10. Örneklerin tork ölçüm cihazı ile torklanması işlemi..... | 40 |
| Şekil 3-11. Açılı ve düz abutmentlerin PTFE bant ile kapatılması | 41 |
| Şekil 3-12. Abutmentlerin geçici siman ile yapıştırılması | 42 |
| Şekil 3-13. Çalışmada kullanılan dinamik yükleme cihazı. | 42 |
| Şekil 3-14. Dinamik yükleme cihazı ekranı ve parametreler. | 43 |
| Şekil 3-15. Dinamik yükleme cihazı için hazırlanan örnekler. | 44 |
| Şekil 3-16. Dinamik yükleme cihazında test aşamasındaki örnekler | 44 |
| Şekil 4-1. Grupların gevşetme siklusu ve ortalama GTD'ler grafiği | 51 |
| Şekil 4-2. D3 grubu GTD kutu grafiği. | 52 |
| Şekil 4-3. D6 grubu GTD kutu grafiği. | 52 |
| Şekil 4-4. A3 grubu GTD kutu grafiği. | 53 |
| Şekil 4-5. A6 grubu GTD kutu grafiği. | 53 |
| Şekil 4-6. Ortalama GTD'ler ve gevşetme siklusları | 55 |

TABLULAR LİSTESİ

| | |
|---|----|
| Tablo 2-1. Klinik durum ve okluzal düzenlemeler (Kim ve ark. (2005) çalışmasından düzenlenmiştir.)..... | 17 |
| Tablo 3-1. Cr-Co alaşımının fiziksel özellikleri..... | 35 |
| Tablo 3-2. Kestamid GRF materyalinin fiziksel özellikleri..... | 36 |
| Tablo 3-3 Grup isimleri ve dinamik siklus sayısı, D: Düz Abutment, A: Açılı Abutment..... | 39 |
| Tablo 3-4. Çalışmada kullanılan implant ve abutmentlerin LOT numaraları. | 39 |
| Tablo 4-1. Düz abutment gruplarının dinamik yükleme öncesi GTD'ler..... | 46 |
| Tablo 4-2. 15° Açılı abutment gruplarının dinamik yükleme öncesi GTD'ler..... | 47 |
| Tablo 4-3. Düz abutment gruplarının dinamik yükleme sonrası GTD ölçümleri (N.cm), ortalamaları, standart sapma değerleri ve yüzde cinsinden tork kaybı..... | 48 |
| Tablo 4-4. 15 ° açılı abutmentlerin dinamik yükleme sonrası GTD ölçümleri (N.cm), ortalamaları, standart sapma değerleri ve yüzde cinsinden tork kaybı..... | 49 |
| Tablo 4-5. Tekrarlayan ANOVA Multivariate Test sonuçları. | 50 |
| Tablo 4-6. Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre grup içi gevşetme siklusu karşılaştırma analizi sonuçları (p <0,05). (İstatistiksel olarak önem ifade eden değerler (*) işareti ile gösterilmiştir.)..... | 50 |
| Tablo 4-7. İki yönlü ANOVA sonuçları..... | 51 |
| Tablo 4-8. Tukey HSD çoklu varyans analizi sonuçları, anlamlılık düzeyleri. (Grupların yanındaki numaralar ölçüm yapılan GTD sikluslarını göstermektedir.) (3 _{ORT} : İlk üç gevşetme sikluslarının ortalaması)..... | 55 |

SEMBOLLER / KISALTMALAR DİZİNİ

| | |
|--------------------------|---|
| T | : Vidaya uygulanan sıkma torku değeri (Newton cinsinden) |
| F_m | : Vidada oluşan ön yükleme kuvveti (Newton cinsinden) |
| D₂ | : Eğimli yüzeyin uzunluğu |
| D_{km} | : Etkili yiv alanı uzunluğu (metre) |
| P | : Vidanın baş kısmı altındaki sürtünme açısı |
| ρ' | : Yivlerin sürtünme açısı |
| Φ | : Vida yivlerinin sarmal açısı |
| μm | : Mikrometre. Milimetrenin binde birine karşılık gelen uzunluk. |
| 10⁵ | : Yüz bin (100000). Dinamik yükleme sayılarının miktarını ifade etmekte kullanılmıştır. (Örn; 3 . 10 ⁵ : 300.000 veya 6 . 10 ⁵ : 600.000) |
| 3D | : Three dimension. 3 boyut. |
| 3_{ORT} | : Çalışmada dinamik yükleme öncesi ölçülen üç vida gevşemesi değerinin ortalamasını kısaca ifade etmek için kullanılmıştır. |
| A | : 15° Açılı abutment gruplarını ifade eder (Ör: A3: 3x10 ⁵ yükleme yapılan 15° Açılı abutment gruplarını ifade eder) |
| CAD | : Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım) |
| CAM | : Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim) |
| CNC | : Computer Numerical Control (Bilgisayar sayımlı yönetim) |
| Cr-Co | : Krom-Kobalt alaşımı |
| D | : Düz abutment gruplarını ifade etmek kullanılmıştır (Ör: D3: 3x10 ⁵ yükleme yapılan düz abutment gruplarını ifade eder) |
| GPa | : Giga Pascal. Basıç birimi. Pascal'ın 1.000.000.000 (1 milyar) katıdır. 1 GPa = 1.000.000.000 Pa |
| GTD | : Gevşeme tork değeri. Çalışmada abutment vidalarının gevşetilmesi sırasında ölçülen tork değerlerini kısaca ifade etmek için kullanılmıştır. |
| Hz | : Hertz. Frekans birimi. 1 saniyedeki salınım sayısı. |
| ISO | : The International Organization for Standardization (Uluslararası Standart Organizasyonu) |
| Kg/cm² | : Basınc birimi. 1 Kg/cm ² : 0,98 bar |
| Gr/cm³ | : Yoğunluk birimi. |
| MPa | : Mega Pascal. Basınc birimi. Pascal'ın 1.000.000 (bir milyon) katıdır. 1 MPa = 1.000.000 Pa |
| N | : Newton. Kuvvet birimi. 1 N ≈ 0,1 kgf |
| N.cm | : Newton cm. Tork birimi. 1 Ncm = 0,01 Nm |
| Ti | : Titanyum |

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1.1. Araştırma Konusunun Tanımı

Doğal dişlerde fonksiyonel veya parafonksiyonel oklüzal temaslar sonucu meydana gelen kuvvetler, dokular tarafından fizyolojik adaptasyona uğrar veya adaptasyon kapasitesinin üstünde bir yük meydana gelirse oklüzal travmaya bağlı bir lezyonla sonuçlanabilir. [1]

Osteointegre olmuş bir implantın, periodontal ligamanları bulunmadığından periodontal reziliens cevap meydana gelmez, doğal dişte olduğu gibi periodontal bir travma beklenmez. Bu nedenle implantlarda, oklüzal hareketler sonucu oluşan kuvvetler, vida gevşemesi ve/veya vida kırılması gibi implant üst yapısını oluşturan parçalarda mekanik komplikasyonlara neden olur [1-6]. Bu durum en çok tek diş implant restorasyonlarında görülmektedir [7-15].

Eksternal ve internal hegzagon implantlarda vida gevşemesi veya kırılmasıyla ilişkili birçok retrospektif klinik çalışma yapılmıştır [16-18]. Bu çalışmalar bölümlü veya tek diş implant vakalarında sağ kalım ve komplikasyonları incelemişlerdir. Literatürde implant destekli protezlerle ilgili yapılan araştırmalar incelendiğinde; başarısızlık tipi olarak en çok görülen komplikasyonun dayanak vidası veya oklüzal vida gevşemesi olduğunu bildirilmiştir [18, 19]. Örnek olarak; Theoharidou ve arkadaşları, 2008'de yaptıkları bir literatür taramasında; 1113 internal hegzagon bağlantılı tek üye implant restorasyonlarının vida gevşemesi insidansını 3 yıl sonunda ortalama %2,4 olarak, 586 eksternal hegzagon bağlantılı tek üye implant restorasyonlar içinse %2,7 olarak hesaplamışlardır [20]. Sailer ve arkadaşlarının [13] 2009 da yaptığı bir literatür taramasında, 5 yıl sonunda ortalama vida gevşemesi insidansı %5,1 (5849 abutment) olarak hesaplanmıştır.

Dolayısıyla vida bağlantısının stabilitesi ve idamesi önemli bir konudur. Ön yükleme, sürtünme ve materyalin dayanıklılığı vida bağlantısında ve stabilitesinde önemli bir rol oynamaktadır. Bir abutment vidasının birleştirdiği parçaları bir arada tutan şey; doğru sıkma momentinin vidaya uygulanması ile oluşan ön yükleme kuvveti, bu kuvveti sabit tutan mekanizma ve materyaldir.

Oklüzal yüklerin, ön yükleme kuvvetini aşması durumunda, abutment vidası gevşer. İmplantlarda vida gevşemesi konusunda yapılan geçmişteki çalışmalar bu konuyla ilgili mekanik etkenleri ortaya koymaya çalışmıştır . Ancak yapılan in-vitro çalışmalarda genellikle düz abutmentlar kullanılmıştır [17]. Açılı abutmentlar ile yapılan sonlu eleman analizi çalışmalarının sonuçları ise [21, 22], implantın ekseninde gelen yüklerin, implant, abutment ve kemikte daha fazla stres oluşturduğu yönündedir.

Literatürde internal hegzagon bağlantıların intraoral kullanımda yeterli mekanik direnci gösterdiği bildirilmekle beraber, anterior bölge implantlarında, açılı ve düz abutmentlarının aşamalı olarak yorulması ve abutment vida gevşemesinin değerlendirilmesi ile ilgili bir in vitro çalışmaya rastlanılamamıştır.

Bu nedenle çalışmamızda, anterior bölge implantlarına açılı ve düz abutmentlar uygulandığında vida gevşemesini değerlendirmek için üst santral keser dişi modele edilmiştir.

1.2. Amaç

Bu tez çalışmasında amacımız; dar çaplı implantlar üzerinde, açılı ve düz abutmentların farklı dinamik yükleme siklusları sonrası oluşan tork kaybı ve vida gevşeme değerlerini in-vitro olarak incelemek ve karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Protez Terimleri Sözlüğü'nde [23] dental implant şu şekilde tanımlanmaktadır:

"Sabit veya hareketli dental protezlere destek sağlamak amacıyla mukoza altına ve/veya periostal tabakaya yerleştirilmiş, kemik üzerinden ya da içinden retansiyon sağlayan alloplastik materyal(ler)den yapılmış protetik bir araç."

Dental implantlar çene kemiğine yerleştirilme şekline göre üçe ayrılırlar:

- Epostal Dental İmplantlar
- Endosteal Dental İmplantlar
- Transosteal Dental İmplantlar

Epostal implantlar mukoza altına, çene kemiği üzerine yerleştirilirler. Çene kemiği üzerine yerleştirilen implant, bir vida veya çiviyle kemiğe sabitlenirse kemiğin içine giren vida veya çivi nedeniyle bu implantın teknik olarak epostal ve endosteal özellikleri bir arada bulunduğu ifade edilir [23]. Subperiostal implantlar epostal implantlar grubundadır ve çene kemiğinin üzerinde, periost tabakasının altında kalacak şekilde yerleştirilirler [23].

Endosseous (endosteal) implantlar mandibula ya da maksillanın yalnız tek bir kortikal tabakasını delip geçerek alveolar ve/veya bazal kemik içine yerleştirilen implantlardır [23]. Bu implantlar, çene kemiğinin içindeki bölümlerinin yüzey özellikleri, vida yivi veya farklı girinti çıkıntılarının sağladığı osseointegrasyon ve retansiyon ile sabitlenirler. Günümüzde çoğunlukla kullanılan kök formunda, çene kemiğine vidalanabilen dental implantlar endosteal implantlara örnektir. Buna ek olarak içi boş silindirik, bıçak (blade), sepet (basket) ve palet (fin) formunda endosteal implantlar da geçmişte kullanılmışlardır [23].

Alveolar kemiğin tümünü içine alan her iki kortikal kemik tabakasını delip geçen implantlara transosteal implantlar denir. Parasimfiz bölgesine yapılan Staple Kemik İmplantı (Mandibular Staple İmplantı, Transmandibular İmplant) transosteal implantlara örnektir [23].

2.2. Dental İmplantların Tarihçesi

Kaybedilen bir organı veya dokuyu yerine koyma çabası, fonksiyon ve estetiğin yeniden sağlanması ihtiyacı, geçmişten bu yana bilim insanlarını ve hekimleri meşgul etmiştir.

Eski Çin ve Mısır'da bambudan ve kıymetli metallerden sabit restorasyonlar yapıldığı tespit edilmiştir. Yine M.S. 600 yıllarına ait olduğu öne sürülen, Honduras'ta bulunan Maya medeniyetinden bir mandibulada, 3 adet diş formunda deniz kabuğunun, kesici dişlerin yerine implante edildiği görülmüştür. İmplantlar çevresinde oluşmuş diş taşları bu implantların belli bir süre fonksiyon gördüğüne işaret etmektedir [24].

1700 lerde Dr. Hunter insandan insana diş plantasyonundan bahsetmiş, Fransız Maggiolo ve Jourdan tarafından 1807 yılında yayımlanan Diş Hekimliği Sanatı El Kitabı'nda 18 ayar altından çivi şeklindeki implantların çekim soketine yerleştirilmesi ve üzerine yapılan porselen kuronlardan bahsetmiştir [25].

Yirminci yüzyılın başlarında ise Greenfield'in çalışmaları dental implant tedavisine yön vermiştir [24]. 1939 yılında Strock diş hekimliği alanına yeni girmiş olan Kobalt-Krom-Molibden (Vitalyum) alaşımından üretilen dental implantlarla yaptığı tedavileri yayımlamıştır [24]. Abutmentin implanta sabitlemesi ve kuron restorasyonlarının implant cerrahisinden sonra yapılmasını öneren Strock tarafından uygulanan implantların 10 yıllık takip çalışması yayımlanmış ve kemik implant arasında oluşan rijit fiksasyonun korunduğu ifade edilmiştir [24]. 1938 yılında, Dr. P.B. Adams iyileşme başlıklı parlak gingival boyuna sahip internal ve eksternal yivli endosseos silindirik implantın patentini almıştır [25]. Post-tipi endosseous implant Formigini ve Zepponi tarafından 1940 larda geliştirilmiştir [25]. 1940'ta Dahl subperiostal implantları uygulamış ancak bu çalışmalar Gershkoff ve Goldberg gibi araştırmacıların bu tedavi şekline hız vermesine kadar dikkat çekmemiştir [24].

Branemark'ın 1952 yılında başladığı kemik iliği iyileşmesinin mikroskopik incelemesi çalışmaları modern implantolojinin gerçek temeli olmuştur. 1960 yılında köpekler üzerinde yapılan titanyum implantların 10 yıllık takibi sonrası sert ve yumuşak dokularda bir yıkım görülmediği anlaşılmış ve kök formunda titanyum dental implantlar 1965 yılından itibaren insanlarda da uygulanmaya başlamıştır. Branemark 1977 yılında çalışmalarının

sonuçlarını açıklamış ve kemik ile titanyum arasında görülen bağlantıyı osseointegrasyon olarak ifade etmiştir. Protez Terimleri Sözlüğü'nde osseos-integrasyon [23]:

"Kemik dokusu ile inert alloplastik veya eksojen bir materyal arasında bağ dokusu/fibröz doku olmaksızın görülen doğrudan tutunma veya bağlanma." olarak tanımlanmıştır.

Osseointegrasyon kavramı, implantların deneysel kullanımdan rutin klinik kullanıma geçmesi ile ağız içi implantları çok kısa sürede büyük bir gelişme göstermiştir. Yapay bir materyal hiç bir patolojik semptom oluşturmadan biyolojik bir sistem içine yerleştirilmiş ve fonksiyonel yüklenme durumunda dahi kemik içinde rijit bağlantıyı sağlamıştır.[26]

Artan teknolojik olanaklar ile dental implantoloji bilimi bugün; total ve parsiyel dişsizlikler, maksillofasiyal cerrahi ve ortodontik tedavilerin yanı sıra; kişiye özel implant ve abutment ile fonksiyonel ve estetik tedaviye ulaşmayı daha yüksek konforla ve daha kısa sürede sağlamaya yönelik yöntemlere odaklanmıştır[7, 18, 27]

2.3. Dental İmplantların Komponentleri

Günümüzde kullanılmakta olan kök formunda dental implantlar kemik içinde bulunan implant gövdesi ve ağız içinde bulunan abutment kısmı olmak üzere başlıca iki bölümde incelenebilir. Bu iki bölüm birbirinden ayrı olabileceği gibi tek parça implantlar da mevcuttur. [28]

2.3.1. İmplant Gövdesi

İmplant gövdesi kemik içinde kalan, üst yapı için gerekli desteği kemiğe osseointegre olarak sağlayan kısımdır. Bu tutunma, kullanılan implant materyalleri ve yüzeyin makro ve mikro tasarımı ile sağlanır. Osteointegrasyonu güçlendirmek amacıyla bu özellikler geliştirilmektedir.

Mikro tasarımın geliştirilmesini, Bagno ve ark. [29] fiziksel (mekanik), kimyasal ve biyokimyasal metotlar olarak üç ana sınıfta incelemiştir.

- Fiziksel yöntemler: Kesme - tornalama, titanyum plazma sprej (TPS), kumlama (Blasting)
- Kimyasal Yöntemler: Asitle dağlama (Acid etching) ve anodizasyon

- Biyokimyasal Yöntemler: Flor ile modifikasyon, CaP (Kalsiyum fosfat) uygulaması

Makro tasarım, implantın gövde ve vida yiv dizaynını, çapını ve bunların kombinasyonlarını içerir[24]. Bu makroskobik çıkıntılar implantın kemikle temas eden yüzey alanını düz yüzeyli bir implanta göre % 30 ile % 500 arasında arttırabilirler [30]. Yivler vida formunda dizayn edildiğinde osseointegrasyondan önce mekanik bir retansiyon da sağlanmaktadır. Kortikal kemiğin yoğun olduğu bölgelerde "V" formunda keskin yivli implantlar kullanılırken trabeküler kemiğin bulunduğu bölgelerde vida yivleri köşeli, küt implantlar tercih edilir [28].

İmplant tasarımında önemli diğer bir nokta boyun kısmının yani krestal bölümün tasarımıdır. İmplantlar krestal bölümlerinin tasarımlarına göre kemik seviyesinde (bone level) ya da dişeti seviyesinde (tissue level) olabilirler. Kemik seviyesinde implantlar krestal kemikle aynı hizada olacak şekilde yerleştirilirken dişeti seviyesinde implantlar alveolar mukoza seviyesinde yerleştirilirler. Dişeti seviyesindeki implantların dişetiyle temas halinde olan boyun kısımları pürüzsüzdür. Kemik seviyesindeki implantların boyun kısımlarında krestal kemikle bağlantısını sağlayacak ve bu bölgede rezorpsiyonu engelleyecek farklı yiv tasarımları mevcuttur. Estetik açıdan da uygun bir dişeti çıkış profili kemik seviyesindeki implantlarla daha kolay elde edilebilir [30].

Krestal bölgede kullanılan tasarımlardan bir diğeri "Platform Switching"dir. Bu tasarımda abutmentin çapı ve platform genişliği, implantın boyun bölgesinden daha dardır. Böylelikle krestal bölgedeki biyolojik aralık, çapı daralan platforma kayar [24]. Stafford [31] tarafından 2015 yılında yapılan bir literatür incelemesinde bu tasarımının marjinal kemik seviyesinde "platform match" tasarıma göre daha az kemik kaybına neden olduğu doğrulanmıştır.

2.3.2. Dental İmplant Abutmentleri

Dental implant abutment; protez terimler sözlüğünde, implant için "implant protez üst yapısına retansiyon sağlayan dayanak kısmı" olarak isimlendirilmektedir [23].

İmplant destekli protezlerde kullanılan abutment çeşitleri tedavi planlamasına ve yapılacak protezin tipine göre değişiklik göstermektedir. Üretici firmalar tarafından çeşitli

amaçlara hizmet eden çok sayıda abutment sunulmuştur. Misch ve Misch C. [24] bu karışıkığı engellemek için 1992 de bir terminoloji ve sınıflama sunmuşlardır. Fakat 2000 lere gelindiğinde 1300 farklı implant ve 1500 den fazla abutment seçeneği piyasada bulunmakta idi [32, 33].

Literatürde, abutment materyalini, tutuculuk tipini, protez tipini, yapım yöntemini esas alan bir çok abutment sınıflaması vardır. [34]. En çok kullanılan iki sınıflama; abutment retansiyon tipini ve protetik restorasyon tipini baz alan sınıflamalardır.

Abutment retansiyon tipine göre [14]:

2.3.2.1. Siman retansiyonlu abutmentler

Bir veya iki parça abutmentin implanta vidalanması ve üzerine simante edilebilen kron ile restorasyon yapılması esasına dayanır. Her implant üstü protezde olduğu gibi simante abutmentlerde da protez koruyuculuğu esastır. İdeal bir siman retansiyonlu restorasyon için, implant boynu ile okluzal yüzey arasında 8 mm mesafe gereklidir. Retansiyon ve resistans formu için abutment boyu 5 mm olmalıdır[14]. Kinik tecrübe ve seri vaka çalışmaları vida retansiyonlu sabit restorasyonların daha fazla komplikasyona neden olduğunu göstermektedir [35, 36]. Fakat literatüre giren bu komplikasyonlar, vida retansiyonlu restorasyonlarda yaşanan sorunların değerlendirilmesi sonucunda tespit edilmiştir [24]. Çünkü vida retansiyonlu restorasyonlar da vida deliğine ulaşmak daha kolaydır.

Siman retansiyonlu abutmentler tek parça (solid) ve iki parça (abutment ve vida) olarak iki tiptir.

Siman retansiyonlu abutmentlerin avantajları:

1. Pasif Uyum: Pasif olmayan dökümler gevşeyen restorasyonların krestal kemik kaybının, implant komponenti kırıklarının ve implant mobilitesinin esas nedenidir. Sıkıştırma kuvveti sonucu oluşan gerilimler üstyapıyı, altındaki kemiği ve implant komponentlerini tahrip edebilir. Bu kuvvet kemikte veya materyalde yorgunluğa neden olabilir [14].

Çok üyeli restorasyonlarda ortalama 291-357 μm uyumsuzluk ölçülmektedir. İmplant analogu ile abutment arasındaki marjinal uyum çoğu kez implant abutment

uyumundan farklıdır[32]. Simante restorasyonlarda siman aralığı ort 40 µm dir. Bu da bazı boyutsal değişiklikleri tolere eder ve daha pasif restorasyonların yapımına izin verir.[37]

2. Aksiyal Yükleme: Vida retansiyonlu bir restorasyonda vida deliği ortalama 3 mm çapındadır. Buda fonksiyonel okluzal alanın %50 si toplam alanın %30 una denk gelir. Okluzal vidalar genellikle primer okluzal temas için ideal alanda yer almaktadır. Bu nedenle vida retansiyonlu bir restorasyonda ya vida üzerinde yada vida üzerindeki kompozit üzerinden okluzal ayarlama yapılmaktadır. Bu yüzden uzun dönemde materyalin aşınması veya kırılması olasıdır. Birçok firma vida alanının lateraline eksen dışı yükleme yapılmasını önermektedir. Bu da genelde okluzal alanın daha büyük şekillenmesi ile sonuçlanmaktadır. Ayrıca literatürde eksen dışı yüklemenin komponentlerde kırılmaya veya vidalarda gevşeme insidansında artışa yol açtığı konusunda kanıtlar bulunmaktadır [38, 39].

Simante restorasyonlarda ise okluzal yüzde böyle bir ayarlama yapmaya gerek kalmaz. Bu da aşırı konturların önlenmesi gibi avantaj sağlamakta ve gereken çıkış profilinin sağlanması daha kolay olmaktadır [14].

3. Estetik ve Hijyen: Özellikle açılı konumlanmış implantlarda fasiyal bölgeye gelen vida yuvaları estetik olmayan sonuçlara neden olmaktadır. Simante restorasyonlarda ise vida deliği tam insizal bölgenin altına gelmekte ve estetik başarıyı sağlamak daha kolay olmaktadır. Posterior bölgede ise okluzalde tekrar kompozitle restorasyon yapma ve uyumlama zorluğu bulunmaktadır. Simante restorasyonlarda ise embrasür noktaları ve kron profili daha makul seviyede ayarlanabilmektedir [14].

4. Okluzal Materyal Kırığı: Doğal diş üzerine hazırlanan sabit protezlerde en çok rastlanan ikinci komplikasyon porselen materyali kırıklarıdır [40]. Okluzal materyal kırığı implantlarda doğal dişlerden daha fazladır. Bu durum implantlarda periodontal ligamentin olmaması ve okluzal materyalin daha fazla darbeye, strese maruz kalmasından kaynaklanır [14, 15].

Vida tutuculu protezlerde daha yüksek oranda kırılma insidansı gözlenmiştir. Çünkü vida deliği restoratif materyale gelen stres yoğunluğunu artırmakta ve daha yüksek oranda desteklenmemiş porselen hazırlanmasına neden olmaktadır.[41] Materyal kırıldığında ise tamir edilmiş alan orijinal mukavemetinden daha az dayanıklılık gösterir ve yeniden kırık oluşabilir.

5. Giriş Yolu: Posterior bölgede özellikle ağız açma kısıtlılığı olan hastalarda vida tutuculu protezlerin ağıza yerleştirilmesinde giriş yolu önemli bir sorun olabilmektedir [14]. Çünkü, küçük vidaların manipülasyonu ve ağıza yerleştirilmesi simante bir restorasyonu yerleştirmekten daha uzun süre almaktadır [17].

6. Yorgunluk: Protetik vidanın uzun dönem direnci çapının 4. Kuvveti ile orantılıdır. Yani çap iki kat arttığında bükülme direnci 16 kat artar. Vida da sistemin en küçük parçası olduğundan kırılma açısından da en riskli parçadır. Yorgunluk veya dayanma limiti materyalin maksimum mukavemetinin yaklaşık yarısıdır. Protetik vidalar parafonksiyon varlığında artmış yük sikluslarına maruz kalırlar. Bu uzun dönemde vida gevşemesi veya kırılması demektir. Bu da vida tutuculu protezlerde karşılaşılan en büyük komplikasyondur. Literatürde ortalama %38 oranında olduğu görülmüştür [42, 43]. Ayrıca çok üyeli implantlarda gevşeyen vidanın hangisi olduğunu tespit etmek zordur. Genelde tespit edilmesi komplikasyon ile beraber olmaktadır.

7. Progresiv Yükleme: Vida tutuculu protezlerde geçiş protezlerinin yapılması zordur. Ve genelde estetik olarak zorunlu olmadıkça geçici restorasyon yapılmaz. Bu nedenle kemik-implant arasında, kemik yapımını ve yoğunluğunu etkileyen giderek artan şekilde yükler yüklenememiş olur. Bu da ileri dönemde krestal kemik kaybına veya daha düşük yoğunlukta kemik oluşmasına neden olur[44]

Siman tutuculu restorasyonlarda yavaş yavaş artan şekilde okluzal yükleme yapılabilir. Bu final tutuculuğu etkilemez ve kemik yoğunluğunda artış sağlar.

8. Abutment-Kron Oluğu: Vida tutuculu protezler kron-abutment ara yüzeyini tamamen kapatamaz ve burada bakteri akümülyasyonuna neden olur. Hatta bu oluklar endotoksin pompalayarak mikroorganizma proliferasyonuna neden olur [39, 45]. Bu durum ise, sökülünce oluşan kokunun en önemli nedenidir.

Simante kromda bu ilişki kopar ve bakterilerin penetre olması engellenir.

9. Maliyet ve Zaman: Vida tutuculu restorasyonlar siman tutuculu restorasyonlara göre 4 kat pahalı 2 kat daha uzun sürede yapılmaktadır [14]. Çünkü vida retansiyonlu kronların üretim aşamaları hassas ve ilave işlemler gerektirmektedir. Simante restorasyonların üretim aşamaları, pasif uyumları, estetik uyumlarının sağlanabilmesi vidalı restorasyonlara daha kısa sürede ve daha kolay sağlanabilmektedir [14].

2.3.2.2. *Vida Retansiyonlu Abutmentlar*

Vidanın esas amacı protez komponentlerini birbirine bağlamaktır. En önemli avantajı 5 mm'den az olduğu durumlarda kullanılabilmesidir. Siman retansiyonlu sistemler Amerika'da doksanlı yıllarda daha sık kullanılmakta iken, günümüzde aşağıdaki nedenlerden dolayı kullanımını azalmıştır.[19]

- Hidrostatik basınç nedeniyle komponentler tam oturmaz bu nedenle kemik tepesinde simandan bir kenar oluşur.
- Taşan siman dişeti seviyesinin birkaç mm altındadır ve cerrahi müdahale olmaksızın uzaklaştırılması hemen hemen imkansızdır.
- Abutment vidası tam oturmadığında zaman kırılma riski de yüksektir. Eğer vida kırılırsa, çıkarma prosedürü zordur. İmplant ve/veya abutmenta zarar verme ihtimali vardır [19].

Ancak vida retansiyonunda da bir takım dezavantajlar mevcuttur. Kronik vida gevşemesi ve kırılmalar zaman kaybettirici ve maliyeti yüksek sorunlardır [46]. Vidanın yerine göre de sınıflandırılabilir.

Vidalı abutmentlar ayrıca vidanın giriş yoluna göre de alt sınıflara ayrılabilirler. Okluzalden vidalı abutmentlarda vida giriş yolu okluzalde bulunmakta direkt olarak vida yuvasına oturmaktadır. Posterior bölgelerde ve açının uygun olduğu anterior restorasyonlarda endikedir. Vida deliği kompozit ile restore edilebilir. Dikkat edilmesi gereken nokta: okluzal temaslar vida deliğine veya kompozite gelmemelidir. Çevreye dağıtılmalıdır. En önemli dezavantajı ise; restorasyonun kontrolü ve/veya çıkartılması gerektiğinde, vida deliğine ulaşmak için kompozit restorasyonun kaldırılması ve yeniden yapılması gerekliliğidir. [19]

Horizontal vidalı abutmentlarda ise okluzal vidalı restorasyonların dezavantajlarını ortadan kaldırmak için vida deliği restorasyonun palatinalinde/lingualinde konumlanmıştır. Vida deliğine ulaşmak kolaydır. Vida yuvası daha küçüktür. Buda restorasyonun daha homojen olarak yapılabilmesine olanak sağlar. Okluzal temas noktaları daha rahat şekilde ayarlanabilir [19].

Sailer ve ark. [47] 2012 yılında yaptığı vida retansiyonlu ve siman retansiyonlu restorasyonların sağkalım ve komplikasyonlarını karşılaştıran 59 çalışmayı içeren bir literatür taramasında 5 yıllık sağkalım oranlarını:

- Tek kronlar için; simante kronlarda %96,5 , vidalı kronlarda %89,3
- Parsiyel sabit protezler için; simante restorasyonlarda %96,9 , vidalı restorasyonlarda %98
- Full ark sabit protezler için; simante restorasyonlarda %100 , vidalı restorasyonlarda %95,8 olarak tespit etmiştir. [47]

Yine aynı çalışmada teknik komplikasyonların kümülatif oranları:

- Tek kronlar için; simante kronlarda %11,9 , vidalı kronlarda %24,4
- Parsiyel sabit protezler için; simante restorasyonlarda %24,5 , vidalı restorasyonlarda %22,1
- Full ark sabit protezler için; simante restorasyonlarda %62,9 , vidalı restorasyonlarda %54,1 olarak gözlemlenmiştir [47].

Biyolojik komplikasyon değerlendirmesinde marjinal kemik kaybı esas alınmış, 5 yıl içinde, 2 mm den fazla kemik kaybı oranı simante restorasyonlarda %2,8 , vidalı restorasyonlarda % 0 dir. [47]

Wittneben ve ark. [27] 2014 yılında implant destekli sabit restorasyonları karşılaştırdığı literatür taramasında; 5 yıllık sağ kalım oranlarını; simante restorasyonlar için %96,03, vidalı restorasyonlar için %95,55 olarak tespit etmiştir. Kümülatif sağkalım ve başarısızlık oranlarında istatistiksel olarak anlamlı fark olmamakla birlikte biyolojik ve teknik komplikasyonların vida retansiyonlu restorasyonlarda daha az görüldüğünü deklare etmişlerdir [27].

2.3.2.3. Ataşman Abutmentleri

İmplant üstü hareketli protezlerin retansiyonunu sağlamak için kullanılan ataşmanlardır. Ataşmanlar abutmentlerinin içinde implantların birbirlerine bağlanmadığı durumlarda, top başlı ve locator ataşmanlar en çok tercih edilen ataşman tipi abutmentlardır [48].

Top başlı ataşmanlar implant doku destekli overdenture protezlerde tercih edilir [49]. Rotasyon hareketi ve menteşe hareketlerine izin veren rezilient ataşmanlardır [50]. Bu reziliens sayesinde implant ve doku arasında fonksiyonel kuvvetleri dağıtabilme yetenekleri vardır ve gerektiğinde kolayca tamir edilebilir ve değiştirilebilirler [51]. Hacminin küçük ve hijyenik olması, uygulamasının basit olması gibi avantajlarının yanında; zamanla ataşmanların deforme olması, tutuculuğunun kaybolması, görece çok tamir gerektirmesi ve implantlar arasında açı farkı olduğunda uygulanamaması gibi dezavantajları da bulunmaktadır [52, 53].

Locator ataşmanlar diğer ataşmalara kıyasla en az interark mesafeye ihtiyaç duyarlar [54]. Vertikal yüksekliğinin düşük olması, ataşmanlar arasındaki 40° açı farkının dahi tolere edilebilmesini sağlamaktadır [52].

2.3.2.4. Kişisel (Custom) Abutmentlar

Günümüzde gelişen teknoloji ve implant rehabilitasyonlarının endikasyonunun genişlemesi ile standart üst yapılar yetersiz kalmıştır. Bu yüzden vakaya, bölgeye özel tasarlanabilen custom abutmentlar ön plana çıkmaya başlamıştır [55].

Custom abutmentların standart abutmentlara göre ideal bir çıkış profilinin yaratılabilmesi, uzun dönemde restorasyon ve yumuşak doku ilişkisinin daha başarılı olması gibi avantajları vardır. Restorasyona destek olacak alt yapı/abutment dizaynının optimum olması uzun retansiyonun daha iyi olmasını sağlar [55].

CAD/CAM ile abutmentlar metal, seramik veya hibrit olarak tasarlanıp üretilirler. Prefabrike abutmentlarla karşılaştığımızda gerekli olan maksimum kalınlık CAD/CAM sistemiyle sağlanabilmektedir [55].

Seramik abutmentlar özellikle anterior bölgede artmış estetik sonuç ve daha iyi bir uyum göstermektedirler. Fakat seramik-zirkonya abutmentlardaki en büyük sorun kırılma dayanımıdır. Birçok farklı çalışmada seramik abutmentların kırılma dayanımının 140N dan 690N (ort 450N)'a kadar farklı değerlere ulaştığı bildirilse de [56, 57]; titanyum abutmentlar ile karşılaştırıldığında kırılma dayanımı oldukça düşüktür [58]. Ve anterior bölgede ısırma kuvvetleri ile gelen yükün 350 N'a kadar ulaştığı düşünülürse zirkonya abutmentların endikasyonlarının doğru belirlenmesi ve okluzal yüklerin ayarlanması gerekmektedir [59-61].

Tam seramik abutmentlerin kırılma dayanımı ve farklı yüzeylerin sürtünme kuvveti uyumsuzluğundan dolayı, seramik yüzeyinin implanta karşı aşınması gibi sorunları yenmek, fakat estetik olarak seramik abutment kadar yüksek sonuçlar elde edebilmek amacıyla hibrit abutmentlar üretilmiştir. Araştırmalarda hibrit abutmentlar, tam seramik abutmentlara göre daha dayanıklı olarak bulunmuştur [62, 63]. Fakat bu abutmentlarda da en büyük sorun; titanyum kaide ile üstteki seramik üst yapının yapıştırılmasının hassas bir prosedür olması ve sistemin en zayıf halkası olmasıdır. Ancak tam seramik abutmentin katastrofik kırığı göz önüne alındığında bu başarısızlık daha az maliyetli ve tamir edilebilirdir.

Ayrıca Magne ve ark.[64] 2011 de kompozit abutmentları tanıtmıştır., Kompozit abutmentların zirkonya abutmentların yapışma sorunlarını, kırılma dayanımını, okluzal yükler altındaki şok absorpsiyon sorununu elemine ettiğini savunmuştur. Bu abutmentların kırılma dayanımı ve esneme direnci olarak seramiklerden üstün olduğu ve ayrıca kompozit rezin veneerlerden daha yüksek sağkalım oranına sahip olduğu ileri sürülmektedir [64].

2.4. İmplant Üstü Protezlerde Okluzyon ve Biyomekanik

İmplantların ağız içinde ısırma ve çiğneme kuvvetlerine maruz kalırlar. Bu kuvvetler hastanın kas ve çene yapısına, implantın bulunduğu pozisyona göre değişiklik gösterir [65].

Dişli bir bireyde ortalama çiğneme kuvvetlerinin 60-270 N arasında olduğu [66] sert besinleri çiğnerken 530 N'a kadar çıktığı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir [67]. İmplant destekli sabit protezlerde kas fonksiyonu ile oluşan kuvvetler ise doğal dişlere yakındır [16]. İmplant destekli protez kullanan hastalardaki ortalama çiğneme kuvveti 50 N olarak ve maksimum çiğneme kuvveti de 145 N olarak tespit edilmiştir [68]. Temporomandibular eklemden geçen fulkrum eksenini etrafında oluşan üçüncü sınıf kaldıraç sistemi etkisi ile posterior bölgedeki çiğneme kuvvetleri anteriordan ortalama 4 kat büyüktür [16].

Ayrıca doğal dişler periodontal ligamentin varlığından dolayı 25-100 µm hareket ederken, implantlarda bu hareket yaklaşık 3-5 µm'dir [65, 69]. Bu durum, kuvvet karşısındaki davranış paterninin tamamen farklı olacağı anlamına gelmektedir. İmplant üstü protezlerde aşamalı yükleme tavsiye edilir. Kuvvetler implanta dik gelmeli, offset kuvvetlerden sakınılmalıdır [26, 70].

Çünkü implantın aşırı derecede yüke maruz kalması, yükleme sonrası implant kayıplarının en önemli sebebidir [16]. Özellikle yatay kuvvetlerin oluşturduğu stresler, implantın zarar görmesine ya da implant etrafındaki kemiğin rezorbe olmasına neden olmaktadır [71]. Bu nedenle; oklüzyonun düzenlenmesine, eksentrik temaslarda implant restorasyonunun korunmasına özen gösterilmelidir. Yoğun şiddetli eksentrik temalar sabit restorasyonlarda porselen kırıklarına, vida gevşemesine, vida kırığına neden olabilir. Bu komplikasyonların bir anda gerçekleşmesi beklenmemekle birlikte özellikle belli bir süre içinde materyal yorulmasına bağlı kırıklar görülebilir [14, 19, 72].

2.4.1. Biyomekanik Düzenlemeler

Ağız içi implantların aşırı yüklenmesini önlemek için biyomekanik düzenlemelere dikkat edilmesi ve etkileyen faktörlerin iyi bilinmesi gerekmektedir [73].

Biyomekanik düzenlemeleri etkileyen faktörler:

- 1) Kas gücü
- 2) Tüberkül açılanması
- 3) Kemik yapısının konumu ve kalitesi
- 4) İmplantların pozisyonu
- 5) Protezin konumu
- 6) Fizyolojik değişkenler
- 7) Abutment şekli'dir.

Klinikte sıklıkla dört değişken implant üstünde oluşan kuvvetleri etkilemektedir. Bu değişkenler tork oluşumu açısından matematiksel olarak ayrı ayrı veya bir bütün olarak değerlendirilmelidir. Ortaya çıkabilecek aşırı yükleme durumunda iyileştirme yapılmalıdır [73]. Bunlar:

Tüberkül açılanması:

Tüberkül açılanmasındaki her 10 derecelik artış, ortalama devrilme momentinin %30 artmasına sebep olur. Bu durum implant üzerinde tork oluşumunu etkileyen en önemli faktördür [73]. Dolayısıyla yükleri azaltmak için ilk basamak tüberkül eğimlerinin azaltılmasıdır. Örneğin çalışan taraftaki tüberkül eğimi (f) yüküne sebep oluyorsa, ki bu

bileşke kuvvet tüberkül yüzeyine diktir, bu kuvvet tarafından oluşacak tork yaklaşık olarak implantın üçüncü yivi hizasında etkisini gösterir. Tüberkül eğiminin 10 derece düzeltilmesi devrilme momentinin %30 azalmasına neden olur.

İmplant açılanması:

İmplant açılanmasındaki 10 derecelik devrilme momentini ortalama %5 arttıracaktır. Mesela sinüsün sarkık olması ve bu nedenle implant 10 derece açıyla yerleştirilmişse, bu torku %5 arttırır.

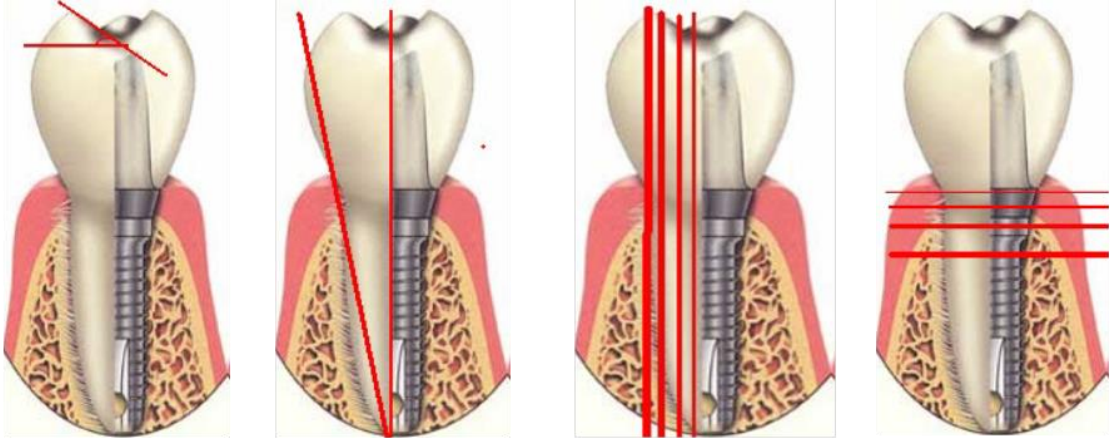
Horizontal yer değiştirme:

İmplantın yatay yönde her bir milimetre yanda konumlanması oluşacak devrilme momentini %15 etkiler. Bu durum, torku etkileyen en önemli ikinci faktördür. İmplantın boyun kısmı mümkün olduğunca restorasyonun oklüzal yüzeyinin orta noktasıyla aynı doğru üzerinde olmalıdır. İmplantın 2mm yanda konumlandırılmak zorunda olması (sinüsün konumu veya kemik defekti sebebiyle olabilir), oluşacak tork momentini %30 etkiler.

Vertikal yer değiştirme:

İmplantın dikey yönde bir milimetre apikalde konumlanması ortalama %5'lik bir devrilme momenti artışına neden olur.[73]

Özet olarak bu dört değişkene bağlı olarak tork miktarındaki olabilecek artış, biyomekanik iyileştirme prosedürünün gerekliliğinin sebebidir. Kısaca klinisyen, tek bir değişkeni düzeltmeye çalışmak yerine, aşırı yükleme ve tork miktarındaki artışa neden olan tüm faktörleri vakaya ve planlamaya göre ayarlamalıdır.



Şekil 2-1. Değişkenler ve implant üzerine gelen kuvvetler [74]. Tüberekül açılanması, implantın eğimi, bukko-lingual konum, apiko-koronal konum.

2.4.2. Okluzal Düzenlemeler

İmplant üstü protezler için kesinlikle implant koruyucu oklüzyon önerilmektedir [65, 75]. Bu konsept, implant üstü protezdeki okluzal yükleri azaltmak ve implantı korumak için dizayn edilmiştir. Bundan dolayı, okluzal temaslarda yük paylaşımının sağlanması, okluzal tablanın ve anatominin modifikasyonları, yük doğrultusunun ayarlanması, implant-kemik temas yüzey alanının artırılması ve uygun olmayan biyomekaniğe sahip implantların okluzal temaslardan kaldırılması ya da azaltılması gibi faktörleri içeren geleneksel okluzal konseptler önerilir [70, 76]. Apikal doğrultudaki okluzal kuvvetlerin rehberliğindeki okluzal morfoloji, çapraz kapanışlı oklüzyondan yararlanım, dar okluzal tabla, kasp eğimlerinin azaltılması ve kantileverlerin meziyo-distal ve bukko-lingual boyutlarının azaltılması gibi faktörler implant oklüzyonunda önerilmektedir [74-76].

İmplant oklüzyonunun temel prensiplerinde;

- 1) Sentrik oklüzyonda bilateral stabilizasyon
- 2) Okluzal temaslardan ve kuvvetlerin eşit olarak dağılımı
- 3) Geri pozisyonla sentrik oklüzyon arasında interferens olmaması
- 4) Sentrik oklüzyonda geniş serbestlik
- 5) Anterior rehberlik
- 6) Çalışan ve çalışmayan interferanslar olmadan lateral gezinme hareketleri vardır.

Okluzal temasların eşit olarak dağılımı, bilateral okluzal stabiliteyi ve uygun kuvvet dağılımını sağlamaktadır. Kim ve ark.'ın [65] 2005 yılında yaptıkları değerlendirmesi sonucu klinik duruma göre okluzyon düzenlemeleri tablo 2-1'de yer almaktadır.

Tablo 2-1. Klinik durum ve okluzal düzenlemeler (Kim ve ark. (2005) çalışmasından düzenlenmiştir.)

| KLİNİK DURUM | OKLUZAL DÜZENLEME |
|---------------------------------------|---|
| Tek diş eksikliğinde | *Doğal dentisyonda anterior ya da lateral rehberlik *Sert kapanışta hafif temas, hafif ısırma temassızlık *Merkezi temaslar (1-1.5 mm lik düz alan) *Ofset temassızlığı, proksimal temasların artırılması |
| Posterior implant üstü sabit protez | *Doğal dentisyonda anterior rehberlik *Prognozu şüpheli kanin varlığında grup fonksiyonlu oklüzyon *Merkezi temaslar, dar oklüzal tabla, düz kaslar, kısaltılmış kantileverler *Gerektiğinde çapraz kapanışlı oklüzyon *Yeterli destek varlığında dişle rijit bağlantı |
| Overdenture | *Lingualize oklüzyonlu bilateral balanslı oklüzyon *Aşırı rezorbe olmuş kemiklerde monoplane oklüzyon |
| Full ark sabit protez | *Karşısında tam protez olduğunda bilateral balanslı oklüzyon *Karşısında doğal dişler olduğunda grup fonksiyonlu oklüzyon ya da yüzeysel anterior rehberlikli karşılıklı koruyuculu oklüzyon *Kantileverde çalışan taraf ya da balans tarafında temas olmaması *Kantileverde infraoklüzyon(10 mm) *Sentrikte serbestlik (1-1.5mm) |
| Zayıf kalitede/greft uygulanmış kemik | *Daha uzun iyileşme süreci *Diyet ve oklüzal temaslar/materyalleri baz alan progresif (kademeli) yükleme |

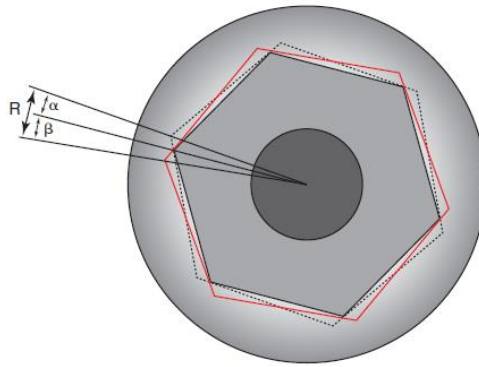
2.5. İmplant-Abutment Bağlantısı

Dental implant ile abutment arasında tutunmayı sağlayan bölüme implant - abutment bağlantısı denmektedir. İmplant - abutment bağlantısı implant restorasyonunun prognozunda en önemli noktalardan biridir. Birçok araştırmacı [1, 2, 7, 13, 18, 19] yaptıkları derleme ve çalışmalarda implant restorasyonlarına en sık görülen protetik komplikasyonun abutment

vidasının gevşemesi ve kırılması olduğunu bildirmişlerdir. Misch [19] bu oranın ilk yıl sonunda yapılan protezin tipine bağlı olarak %6-%20 arasında olduğunu bildirmektedir.

2.5.1. Bileşenlerin Uyumu

Üretici firmalar bahsedilen komplikasyonları önlemek amacıyla farklı implant-abutment bağlantıları tasarlamaktadırlar. Bunlar internal, eksternal veya vidasız morse taper bağlantılardır. İnternal bağlantılı sistemlerde, abutment implantın içine, eksternal bağlantılı sistemlerde ise implant abutmentin içine girerek sistem sabitlenir. İnternal ve eksternal sistemlerin birleşiminde anti-rotasyonel komponentler bulunmaktadır. Bu komponentler altıgen, sekizgen veya farklı geometrik şekillerde olabilir. Anti-rotasyonel bölümün vertikal uzunluğu, koniklik açısının olup olmaması gibi özellikler bağlantının direncine etki etmektedir. Anti-rotasyonel bileşenler özellikle tek diş restorasyonlarında dönme hareketlerini engeller ve abutmentin implant üzerinde belli bir pozisyonda yerleşmesini sağlar. 1990ların başında implant firmaları abutment-implant üretiminde bileşenler arasında $\pm 10^\circ$ kadar rotasyona, horizontal olarak 90 μm farka izin veriyordu. Bu değerlerin üstü Binon ve arkadaşları tarafından uyumsuzluk olarak tanımlanmıştı [77, 78]. Fakat gelişen teknoloji ve üretim hassasiyeti sayesinde bu değerler günümüzde $\pm 4^\circ$ ve ortalama 50 μm olmuştur [79]. Bu değerlerin olabildiğince az olması vida üzerine gelen ayırıcı kuvvetleri azaltır [19]. Diğer yandan, vidasız sistemlerde anti-rotasyonel bileşen bulunmamasının özellikle ön bölge tek üyeli implant restorasyonlarında dezavantaj oluşturabileceği söylenebilir.



Şekil 2-2. İmplant-Abutment arası rotasyonel serbestlik [19].

Yapılan çalışmaların bir kısmında; internal bağlantıya sahip implantlar eksternal bağlantılı implantlardan başarılı bulunurken [5], bir kısmında başarısız bulunmuştur [80-82].

Bu durum, bağlantı tipinden bağımsız olarak implant sisteminin bir bütün halinde iyi tasarlanmış olmasının önemini ortaya koymaktadır. Diğer bir etken çalışmalarda karşılaştırılan eksternal bağlantıya sahip implant sistemlerinin azlığı ve üreticilerin bu bağlantı tipinden uzaklaşmasıdır.

İnternal ve eksternal bağlantıya sahip implantlarla yapılmış çalışmaların karşılaştırıldığı derlemelerinde Gracis ve ark. [18] şu sonuçlara ulaşmışlardır:

- Zirkon ve metal abutmentlarda kırık görülme insidansı bağlantı tipinden bağımsızdır.

- Abutment vidası kırığı görülme insidansı bağlantı tipinden bağımsızdır.

- Abutment vidası kırığı görülme insidansı abutmentin zirkon veya metal olmasından bağımsızdır.

- Abutment vidası gevşemesi en sık görülen teknik komplikasyondur.

- Abutment vidası gevşemesinde bağlantı tipinin etkisi olduğu görülmüştür: Eksternal bağlantıya sahip sistemlerde abutment vidası gevşeme insidansı internal bağlantılı sistemlerden fazladır.

- Hem eksternal hem internal sistemlerde vida gevşemesi olasılığını azaltmak için abutment vidaları önerilen tork kuvvetiyle sıkılmalıdır.

Her geçen gün, akademisyenler ve firmalar yüksek mekanik özellikli, tüm bileşenleriyle en ideal bir implant - abutment bağlantısı oluşturabilmek için çalışmaktadırlar.

2.5.2. Vida Bağlantı Mekanizması

Abutment veya protetik vidanın gevşemesini önleyebilmek/azaltmak için ilk önce vida bağlantı mekanizması ve fiziği iyi anlaşılmalıdır.

Basit makinaların temel amacı iş için gereken kuvveti azaltmaktır. Beş sistem gereken kuvveti azaltır. Bunlar; (1) vida, (2) eğik düzlem, (3) kol uzunluğu, (4) tekerlek, (5) makaradır. Dental implantoloji ile uğraşanlar için vida ve kol uzunluğu önemlidir. Kantilever kol uzunluğuna bağlı olarak kuvvet ile oluşan momenti büyütür. Vida ise yivleri sayesinde bir tren yolu gibi kuvvetin akıcılığını sağlar.

“Vida eklemi” terimi ise bu bağlantıyı tanımlamak için kullanılır. [19] İmplantoloji de ilk defa McGlumpy vida eklemine, “implant ve abutment gibi iki parçayı vida aracılığı ile birbirlerine sıkın ve bunları bir arada tutan yapılar” olarak tanımlamıştır. [83] vida eklemine davranışı ve ömrü, bağlantı kuvvetinin nasıl sağlandığına ve önyükün korunmasına bağlıdır.

Vida dizaynı ve üretimi ile ilgili bir çok faktör abutment vida gevşemesi riskini azalatabilir veya artırabilir. Misch bunları başta ön yük olmak üzere, parçaların uyumu, hekslerin yüksekliği veya derinliği ve vidanın çapı olarak sınıflandırmıştır [19].

Ön yük (Preload)

Vidalar tork uygulanarak sıkılır. Uygulanan tork ile vida üzerinde meydana gelen kuvvete “ön yük” denir [84]. Vida sıkıldığında uzar ve gerilim üretir. Abutment ve implant gibi iki parçayı birbirine çeken vidanın elastik geri dönüşümü bir “sıkma kuvveti” yaratır. Uzama ve elastik geri dönüşümün oluşturduğu ön yük, sıkma kuvvetinin büyüklüğüne eşittir [83, 84].

Misch Ön yükü 7 faktörün etkilediğini belirtir [19]:

1. Tork büyüklüğü,
2. Vida başının dizaynı,
3. Vida yiv sayısı ve dizaynı,
4. Metalin cinsi,
5. Parçaların uyumu,
6. Yüzey özellikleri,
7. Vidanın çapıdır.

Tork büyüklüğü: Sıkılan parçaların bir arada kalabilmesi; vida eklemine sıkılmak için uygulanan toplam kuvvete bağlıdır. Tork; vida üzerine gelen rotasyonel kuvvettir. N-cm değeri ile ölçülebilir. Küçük tork kuvveti, düşük sıkma kuvveti oluşturur. Sıkma kuvveti uzun dönem vida bağlantı stabilitesinde en önemli faktörlerden biridir. Ön yükün büyüklüğü sıkma kuvveti ile direkt ilişkilidir [84, 85].

$$\text{Tork} = F_{\text{önyük}} (K \cdot R_{\text{nominal çap}}) \quad (\text{Denklem : 2-1})$$

K: Tüm sürtünmeyi ve sürtünmenin etkidiği dişler arasında ve vida boynu altındaki değişken çapı dikkate alan deneysel bir sabit. (Sürtünme katsayısı ile bağlantılı olmakla birlikte aynı şey değildir). Deneysel olarak tespit edilebilir.

ISO 68-1 (Vida Yivleri, Genel Amaç — Temel Profil — Bölüm 1) ve ISO 261 (Metrik Vida Yivleri, Genel Amaç — General plan). standartlarına göre tork değeri sadeleştirilmiş denklemi şu şekildedir :

$$\mathbf{T = F_M \left(\frac{d_2}{2} \cdot \tan(\varphi + \rho') + \frac{D_{km}}{2} \cdot \tan \rho \right)} \quad \text{(Denklem : 2-2)}$$

T: Vidaya uygulanan sıkma torku

F_M: Vidada oluşan ön yükleme kuvveti

D₂: Eğimli yüzeyin uzunluğu

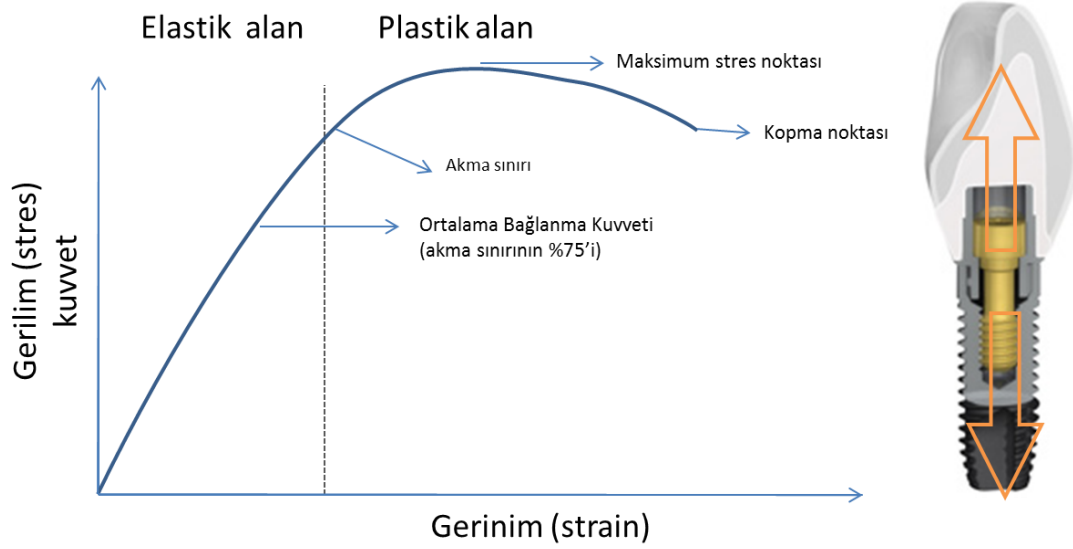
φ: Yivlerin sarmal açısı

ρ': Yivlerin sürtünme açısı

D_{km}: Etkili yiv alanı uzunluğu

ρ: Vidanın baş kısmı altındaki sürtünme açısı

Vida üzerine tork uygulandığında, gerilme kuvvetleri meydana gelir. Bu gerilme kuvvetleri vidanın uzamasına neden olur. Uzama miktarı uygulanan tork miktarı ile birlikte artar. Fakat bu uzama vidanın mukavemeti ile sınırlıdır. Çok fazla sıkma kuvveti vidada kalıcı veya plastik deformasyona, yivlerin bozulmasına ve sonrasında vidanın kırılmasına neden olur [19, 83, 84]. Bu yüzden; optimum ön yük için uygulanan tork büyüklüğü, materyalin plastik deformasyon sınırının %75i kadar bir gerilim olmalıdır [83, 86] (Şekil 2-3).



Şekil 2-3. Abutment vidası gerilme-gerilim ilişkisi

1980'li yıllarda Nobelpharma ilk orijinal vida retansiyonlu sistemleri sürdürdüğünde sadece el anahtarları ile birlikte tork uygulanıyordu. Bu durumda devamlı bir tork kuvveti sağlanması imkansızdı ve vida gevşemesi oranları ortalama %50 oranında idi [87]. Misch ve arkadaşları 136 diş hekimi ile yaptıkları çalışmada el ile oluşturulabilen ortalama tork kuvvetini 11 N-cm (5 ile 21 N-cm arasında değişen kuvvetler) olarak ölçmüşlerdir [19]. 1990'ların başında raşetler önerilmeye başlanmıştır. Bu sayede kuvvet kolu uzamış ve vida üzerine gelen ön yük miktarı artırılmıştır. Vida gevşemesi insidansı günümüzde ortalama %3-5 oranına düşmüştür [13, 18].

Tork raşetleri düzenli bir kuvvet sağlasa da doğrulukları şüphelidir ve tekrar eden otoklav işlemleri sonrasında uyguladıkları tork değerleri artmaktadır [87, 88]. Yapılan çalışmalar tork raşetlerinin doğruluğunun $\pm\%10$ aralığında olduğunu göstermiştir [89-91]. Klinisyen doğru kuvveti oluşturabilmek için tork raşetini her kullanımdan önce kontrol etmeli, periyodik olarak kalibre ettirmelidir [88].

Vida Bağlantısını Ayıran Kuvvetler

Ağız içindeki ayırıcı kuvvetler, yönü yanlış olan oklüzal temaslar, normal dışı lateral temaslar, doğal diş ve implant üstü protez arasındaki interproksimal temaslar, protrusiv temaslar, parafonksiyonel kuvvetler ve implantın üstündeki pasif olarak oturmayan üst yapıların meydana getirdiği kuvvetleri kapsar [92]. Eksternal yükler bir kere vida

bağlantısındaki ön yükleme kuvvetini aşarsa bağlantı stabilitesini kaybeder, hızlı bir şekilde ön yükleme miktarını azaltır ki bu da vidanın gevşemesine sebep olan vibrasyona ve mikro harekete izin verir. Bir kere vidada gevşeme olduysa, bağlantının fonksiyon göstermesi sonlanır, ve bu başarısızlık olarak tanımlanır [93].

Vida Başının Dizaynı

Klinik komplikasyonları en aza indirmek, ön yükü artırmak ve sürtünmeye harcanan kuvveti azaltmak için vida başının tasarımı önemlidir [19]. Bu vida başının alt kısmında açılı veya düz olması ile sağlanır.

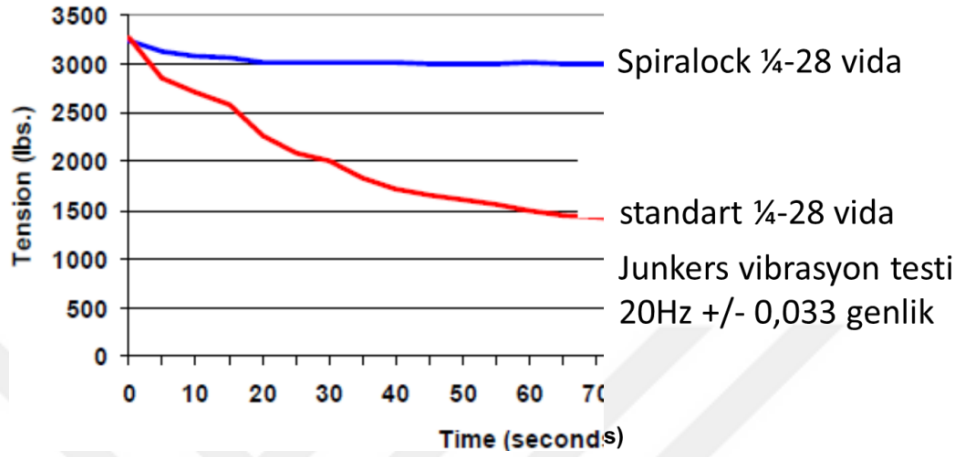
Diş hekimliği dışında vida tasarımınlarında; 30° veya 45° lik açılı dizaynlar fiksasyon sırasında parçalar arasında uyumsuzluğu azaltmak için kullanılır. Bu açılı form uyumsuz parçaları hizalamak için eğik düzlem gibi davranır. Ancak bu açılı form sıkma sırasında, bağlanma etkisini ve vidanın gerilme kuvvetini azaltan bir etki gösterir. Çünkü uygulanan tork kuvvetinin büyük bir kısmı açılı vidanın eğik düzleminde harcanır. Vida yivlerine az bir kuvvet aktarılır. Bu yüzden açılı form vidalar pasif olmayan protetik üst yapılarda sınırlı şekilde tercih edilmelidir [19].

Yiv Dizaynı ve Sayısı

Vida gevşemesi riskini etkileyen primer faktörlerden biri de yiv dizaynı ve sayısıdır. Yaygın olarak abutment vida dizaynının da V-şekilli 30° açılı vidalar üretilmektedir [94]. Bu tasarım erkek ve dişi parçanın birbiri üzerinden kayarak metal komponentlerin birbirine sıkı bir şekilde bağlı kalmasını kolaylaştırır. Fakat bu tasarımda tüm stres ilk birkaç yivde toplanır. Bu yüzden abutment vidalarında çok fazla yiv yoktur ve genelde 4 veya 5 yivle sınırlıdır [95].

Uzay araçlarının atmosfere girdiğinde parçalarında oluşan şiddetli sarsma ve titreşimlerde uzay araçları bileşenlerindeki vidalarda büyük dengesiz kuvvetlere neden olmaktadır. Düzensiz stres dağılımı ve uygun olmayan okluzal kuvvetler de implantolojide başarıyı etkilemektedir [81]. Bu nedenle önyük kuvveti ile oluşan stresinin homojen dağıtılması üzerine tasarımlar yapılmıştır. Bunlardan biri de Spiralock® (Detroit Tool Industries, Madison Heights, MI) olarak bilinen tasarımıdır. Bu tasarımda vidadaki yivler normal iken, dişi yivler 30°lik kırma açısına sahiptir (Şekil. 2-4) [96]. Her bir vida yivi ile

somun kısmındaki dişi yiv ile daha harmonik bir uyum sağlanabildiğinden yiv sayısı artırılabilir. Bu uyum ile vida üzerine gelen stresler hem daha homojen dağıtabilir, hem de vidanın “gömölme serbestleşmesi” azalır. Böylece gevşemeye karşı daha dirençli bir yapı meydana gelir [94, 96]. (Şekil. 2-5, Şekil 2-6)



Şekil 2-4. Normal yivli vida ile spirallock tasarım vidanın junker vibrasyon testi sonuçları [96]

Dental implantolojide bu tasarımı, bizimde çalışmamızda kullandığımız BioHorizons (Dental Systems, Birmingham, AL) firması protetik ve abutment vidalarında kullanmaktadır. Protetik vidalarda 8, abutment vidalarında 10 yiv bulunmaktadır. 5 yıllık retrospektif çalışmada, abutment vida gevşemesi gözlenmemiştir [97]. 10 yıllık çok merkezli çalışmada, posterior tek diş implant restorasyonlarda %1 den az vida gevşemesi gözlenmiştir [98].

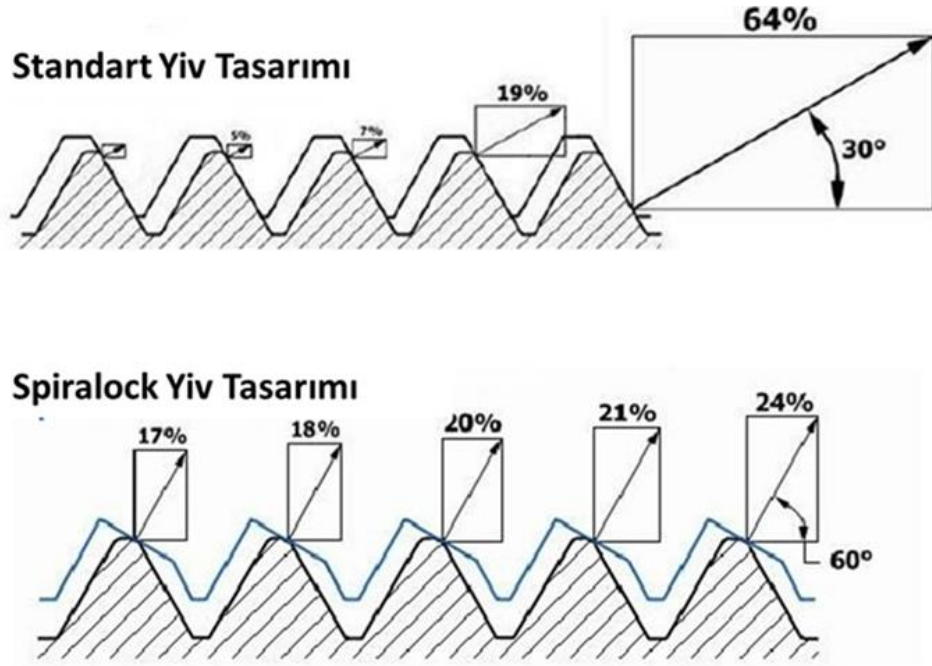
Metalin Cinsi

Vida performansını etkileyen faktörlerden biride vida metalinin cinsidir. Materyale göre plastik deformasyon sınırı değişmekte bu da direkt olarak önyük kuvvetini kırılma dayanımını etkilemektedir. Titanyum Grade 5, grade 1 titanyumdan 4 kez, grade 4 titanyumdan 2,4 kez güçlü bükme dayanımına sahiptir. Bu da grade 5 titanyum alaşımı üzerine daha fazla tork kuvveti uygulanabileceği anlamına gelir [19].

Yüzey Durumu

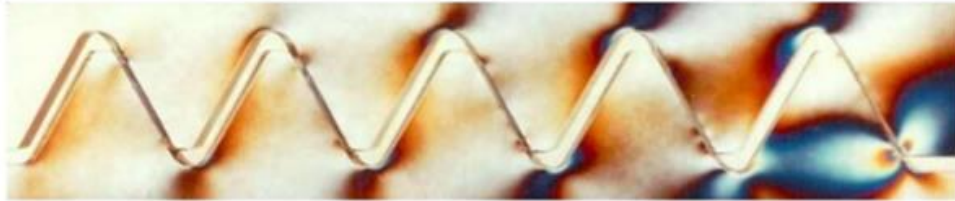
Vida mekanizması ile tartışmalı konulardan biride yüzey durumudur. Pürüzlü kaba yüzey özelliklerinin vida eklemünde sürtünmeyi artırıp vidanın gevşemesine engel olduğunu savunanlar olmakla birlikte; tam tersi, yüzey sürtünmesini azaltan uygulamaların, vida üzerine

gelen önyükü artırdığını ve vida eklemi bağlantısını güçlendirdiğini savunan yazarlar da vardır [94, 99].



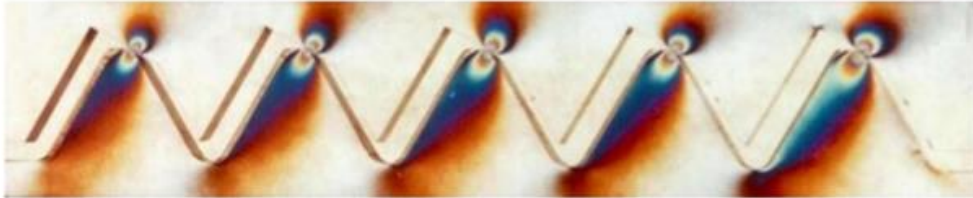
Şekil 2-5. Standart ve Spirallock vida yivlerinde stresin dağılımı..

Standart Yiv Tasarımı



Stres vidanın ilk yivinde yoğunlaşmış durumda

Spirallock Yiv Tasarımı



Radial yivler stresi dağıtır ve yorulmayı azaltır

Şekil 2-6. Standart ve Spirallock vida yivlerinde stresin dağılımının fotoelastik görüntüsü [96]

Vida Çapı

Vida çapı da vida eklemine uygulanan toplam ön yük miktarını etkiler. Vidanın çapının artması önyük miktarını artırır ve sistemi bir arada tutan sıkma kuvvetini artırır [94]. Çoğu firmanın abutment vidası benzer çapta iken, protetik üst yapı vidaları daha küçük çaptadır. Bu durum üst yapı vidalarında daha çok önem kazanmaktadır [19].

2.5.3. Oturma Etkisi (Gömülme Serbestleşmesi)

“Oturma Etkisi “ veya “Gömülme Serbestleşmesi” adıyla bilinen olay vida gevşemesinde önemli bir mekanizmadır [92]. Oturma etkisi; vida stabilitesinde önemli bir rol oynayan vida yüzeyindeki mikropürüzlerden kaynaklanır. Her ne kadar vidalar tamamen parlak bir yüzeye sahip olsa da mikroskobik olarak küçük pürüzler bulunmaktadır. Mikropürüzler yüzeylerin birbiri ile tamamen temas etmesini engeller. İlk sıkma ile beraber oluşan yük altında bu mikropürüzler düzleşir ve yüzeyler arasında mikro hareket meydana gelir. Oturma serbestleşmesi aynı zamanda vidaya uygulanabilecek maksimum tork miktarını da etkiler. Rapor edilen bu aşınma ve serbestleşme etkisi ile uygulanan torkun %2-20’sinin kaybolduğudur [96, 100]. Bu yüzden vidanın gevşeme tork değeri sıkma tork değerinden düşüktür [101].

Oturma derecesi; başlangıç yüzey pürüzlülüğüne, yüzey sertliğine, ön yük kuvvetinin büyüklüğüne bağlıdır. Pürüzlerin fazla olması, büyük eksternal yükler oturma derecesini artırır. Yivlerin sürtünme katsayısı ilk sıkmada en büyüktür ve değer sıkma gevşeme siklusları arttıkça azalır. Siamos ve ark yaptıkları in-vitro çalışmada bu etkiden ve oluşan tork kaybından dolayı 10 dk sonra aynı tork kuvveti ile vidanın tekrar sıkılmasını önermişlerdir [102].

$$\mathbf{FM_{max} = \alpha A [F_{CREQ} + (1-\Phi)F_A + F_Z]} \quad \mathbf{(Denklem 2-3) [103]}$$

FM_{max} : Maksimum ön yükleme kuvveti (N)

αA : Sıkma Faktörü

F_{creq} : Minimum gerekli tutucu kuvvet (N)

$(1-\Phi)$: Bağlantı parçaları arasında uygulanan kuvvet ile oluşan temas basıncı

F_A : Uygulanan kuvvet

F_Z : Relaksasyon sonucu kaybedilen ön yükleme kuvveti

2.6. İmplant Abutmentlarının Vida Gevşemesi

Günümüzde özellikle tek diş eksikliğinde, implant uygulaması giderek yaygınlaşan bir uygulama haline gelmiştir. Tek diş implantlarında, bağlantı tipinden bağımsız olarak tüm komplikasyonlar içerisinde en sık görülen komplikasyon: mekanik komplikasyon, abutment vidasının gevşemesi ve kırılmasıdır [13, 18, 47]. Gracis ve ark. yaptıkları literatür taramasında; tek diş restorasyonlarda vida gevşeme oranının yüksek olmasının nedenlerinden biri olarak; implant abutment sisteminin tek başına daha fazla burulma kuvvetlerine maruz kalması olduğunu savunmuşlardır [18].

Sailer ve ark [13, 47] ve Gracis ve ark.'ın[18] literatür taramaları incelendiğinde vida gevşemesi insidansının tarihsel olarak giderek azaldığı dikkat çekicidir. Jemt ve ark [104] in 1991 de yaptığı çalışmada bu oran %65 iken, bugünlerde ortalama yaklaşık %4 dür [20]. Bunun nedeni eski çalışmalarda standart bir çalışma protokolünün olmaması, ilk sıkımda yeterli ön yüklemeyi sağlamak için tork raşetlerinin kullanılmaması ve kullanılan titanyum vida alaşımının yüksek ön yük değerine ulaşmayı izin vermemesidir [18].

Bir implant-abutment sisteminde vida eklemine ayırıcı kuvvetlere karşı direnç, vidadaki gerilim ve eksternal-internal vida yivleri arasındaki sürtünmeden kaynaklanır. Bunun aksine oluşan kuvvetler ise, vidanın yivlerinin eğimlerinde oluşur. Haack ve Guzaitis'in çalışmaları; tekrarlayan vida sıkma-gevşetme işlemi sonucu vida başı yivleri ve diğer yüzeylerde oluşan sürtünme katsayılarının azalması, bağlantıyı ayıran kuvvetlere karşı direncin azaldığını göstermiştir [84, 105]. Guzaitis ve ark. [105] tork kaybının ilk beş sıkma-gevşetme siklusundan sonra anlamlı şekilde azaldığını tespit etmiştir. Bunu engellemek için laboratuvar aşamalarında minimum sıkma-gevşetme yapılmalı veya ayrı bir prova vidası kullanmayı önermişlerdir [105].

Sürtünme katsayısı; implantın ve abutment metalinin metalurjik özelliklerinden yiv dizaynlarından vida boynu şeklinden de etkilenir.

2.7. İmplant-Abutment Bağlantısının Mekanik Dayanımını İncelemede Kullanılan İn Vitro Yöntemler

Dental implantlar klinik uygulamaya girmeden önce mekanik dayanımlarının belirlenmesi amacıyla in vitro yöntemlerle test edilmektedirler. Bu yöntemler temel olarak iki

şekilde gerçekleşmektedir: Dinamik ve statik yükleme. Dinamik yükleme dental implantın yorulma direncini sorgularken statik yükleme sabit hızla gelen bir eğik kuvvet karşısında implantın bükülme veya kırılma direncini ortaya koyar [106].

2.7.1. Dinamik Yükleme

Klinik açıdan dinamik yorulma deneylerinin çığneme sürecini daha iyi canlandırdığı söylenebilir. Araştırmacılar dinamik testlerle yükleme sonrası vida gevşetme torku değerlerindeki değişimleri, implant-abutment arayüzündeki aşınma miktarlarını veya ağırlaştırılmış dinamik yükleme koşulları altında implantların sağ kaldıkları yükleme sayılarını karşılaştırmaktadırlar [5, 80, 106-108]. Dinamik yükleme sonrası statik yük uygulamalarıyla bükülme/kırılma direncindeki değişimler de incelenebilmektedir [80, 109].

Dinamik yüklemenin karakterini belirleyen bazı değişkenler vardır. Bu değişkenler şu şekilde sıralanabilir:

1. Yükleme kuvveti
2. Yükleme frekansı
3. Yükleme açısı
4. Yükleme sayısı
5. İmplantın gömüldüğü materyalin sertliği
6. İmplantın gömülme miktarı
7. Ortamın ıslak veya kuru olması
8. Darbenin karakteri (Yalnız çarpma veya çarpma ve lateral hareket)

Literatürde implantların mekanik dayanımının dinamik yükleme ile incelendiği ilk çalışmalardan biri 1995 yılında Balfour ve O'Brian tarafından yayımlanmıştır. Araştırmacılar üretici firmaların isimlerini bildirmedikleri 3 implantı karşılaştırmışlardır. Öncelikle her implant türünden 5'er örnek 30° açı ile yüklenmiştir. İmplantlar olası kemik rezorpsiyonunu simüle edecek biçimde boyun bölgelerinin 3 mm altından bir mengeneyle sabitlenmişlerdir. Dinamik yükleme 30° açı 14 Hz, 5 x 10⁶ siklus olarak yapılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre dinamik yükleme koşullarında; internal bağlantıların, eksternal bağlantıdan başarılı bulunduğu ifade etmişlerdir.

Rosentrit ve ark. [106] 2014'de anterior bölge abutmentlarının dayanımına baktıkları çalışmalarında, 64 adet dar çaplı implantlar üzerine üst santral dişi taklit edecek şekilde olan örnekleri prepare etmeden 45° açı ile çiğneme simülatörüne yerleştirmişler, termal siklus (3000 siklus 5°/55° C her siklus ikişer dakika) dan sonra, 50 N, 1,6 Hz, 1,2 10⁶ dinamik yükleme siklusu ile 2 mm ağız açıklığında in-vitro çalışmışlardır. Bu siklus sayısının 5 yıllık klinik yaşlanmaya eşdeğer olduğunu bildirmişlerdir.

Piermatti ve ark. [82] dinamik yüklemenin vida gevşemesine etkisini internal ve eksternal bağlantıya sahip 4 farklı implant sisteminde incelemişlerdir. Yükleme alt molar diş formunda hazırlanmış metal kronlar üzerine yapılmıştır. Metal kronların dış konturları aynı, iç yüzeyleri ise 4 implantın abutmentıyla uyumlu olacak şekilde tasarlanmıştır. İmplantlar otopolimerizan akrilik içine boyun bölgelerine kadar gömülmüşlerdir. Dinamik yük implant merkezinden 4 mm uzakta mesiobukkal tüberkül üzerine uygulanmıştır. Yükleme 200 N kuvvetle 10 Hz frekansla gerçekleştirilmiştir. Tüm örneklerin vidalar 32 Ncm torkla sıkılmıştır. Çalışma başlamadan önce, 0,25 x 10⁶, 0,5 x 10⁶, 0,75 x 10⁶ yükleme sayılarında vida gevşetme torku değerleri ölçüldükten sonra çalışmaya devam edilmiş gevşeme görülen implantlar tekrar sıkılmamıştır. 1 x 10⁶ yükleme sayısına gelindiğinde deney sonlandırılmış, son kez gevşetme torku değerleri ölçülmüştür.

İmplantların ve komponentlerinin klinik kullanım öncesinde mekanik dayanıklılıklarını test etme ihtiyacı yukarıda söz edilen test yöntemlerinin geliştirilmesine ve kullanılmasına neden olmuştur. Ancak test yöntemlerindeki farklılıklar araştırma sonuçlarının sağlıklı bir şekilde karşılaştırılmasını güçleştirmektedir. Piyasaya sürülen tüm implantların standart bir test yöntemiyle kontrol edilmesi ihtiyacı geçen yıllar içinde bir zorunluluk halini almıştır. Tüm bu sebeplerle ilk kez 2003 yılında Uluslararası Standart Organizasyonu (ISO) "Dental İmplantların Dinamik Yorulma Testi" başlığıyla bir standart yayımlamıştır. Bu çalışma açılı abutmentların da test yöntemine dahil edilmesiyle 2007 yılında güncellenmiştir (ISO 14801:2007[E]) [110]. Standardın dinamik yükleme koşullarını belirlerken temel aldığı yöntem metal materyallerin dinamik yorulma testidir (ISO 1099:2006). Bu yöntemin intra oral koşulların canlandırılmasından çok implant materyalinin dayanıklılığını maksimum stres altında test etmeyi sağlar.

Karl ve Kelly [111] ve Lee ve ark.[112] bu durumu göz önünde bulundurarak ISO standardında istenen temel koşulları inceleyip gelecekte yeniden düzenlenme ihtiyacı

duyulabilecek standart için rasyonel ve klinik bir bakış açısı ortaya koymak istediklerini belirtmişlerdir. Araştırmacılar ilk çalışmalarında ISO standardında istenen yükleme frekansı ve yükleme sayısı aralığını değerlendirmişlerdir [112]. ISO standardında 2 Hz altındaki yükleme frekanslarında yükleme sayısının 2×10^6 , 2 Hz ile 15 Hz arasındaki yükleme frekanslarında yükleme sayısının 5×10^6 olması istenmektedir. İlk yöntemde testin yaklaşık 12 gün, ikinci yöntemde ise 4 gün sürmesi önerilen yöntemlerin birbirine eş bir yorulma mekanizması oluşturup oluşturmadığını sorgulama ihtiyacını doğurmuştur [112]. Bu amaca ek olarak araştırmacılar ıslak veya kuru ortam farkının dinamik yorulma deneyine etkileri de incelenmiştir. Bu doğrultuda dört deney grubu oluşturulmuştur: 2 Hz - 2×10^6 - Kuru, 2 Hz - 2×10^6 - Islak, 30 Hz - 5×10^6 - Kuru, 30 Hz - 5×10^6 - Islak. Araştırmacılar 15 Hz'lik yükleme frekansını 30 Hz'e çıkararak frekans farkının etkisini görmek istemişlerdir. Çalışma sonunda elektron mikroskopuyla incelenen örneklerden yükleme frekansı arttıkça yorulma mekanizmasının değiştiği anlaşılmıştır. Düşük frekans değerlerinde kırılma olasılığının arttığı bildirilmiştir. Islak ve kuru ortamın deney sonuçlarını değiştirecek anlamlı bir farka neden olmadığı ifade edilmiştir [112].

Aynı araştırma grubunun diğer çalışmasında gömülme materyalinde oluşacak stresler, gömülme materyalinin sertliğine, değişen frekans ve dinamik yük miktarlarına göre incelenmiştir [111]. Bu amaçla üç farklı gömülme materyali kullanılmıştır. Materyaller ve elastik modulleri şöyledir: Akrilik reçine (3 GPa), Epoksi reçine (20 GPa), Alüminyum (70 GPa). 20 N'dan 500 N'a kadar dinamik yükler 2 Hz ile 30 Hz frekans değerleri arasında örneklere uygulanmıştır. Araştırmacılar gömülme materyalinde meydana gelen streslerin materyalin sertliğinden bağımsız olduğunu bulmuşlardır. Gömülme materyalindeki stresler, yükleme frekansı ve dinamik yükleme kuvvetinin artmasıyla artmıştır. 2 Hz ve altındaki frekans değerlerinin intra oral durumu daha iyi yansıtacağından söz etmişlerdir. Ayrıca test süresini kısaltmak amacıyla 1×10^6 yükleme sayısının yeterli olacağı ifade edilmiştir [111].

2.7.2. Statik Yükleme

Dental implantların mekanik direncini belirlemede kullanılan diğer bir yöntem statik yüklemedir. Sabit hızla hareket eden kuvvet uygulayıcı uç doğrudan abutmentin kendisine veya abutment üzerine hazırlanmış bir krona temas eder. Bu andan itibaren belli bir eğimle konumlandırılmış implantın sabit hızla uygulanan kuvvete karşı mukavemeti başlar. İmplant

- abutment bağlantısı belli bir kuvvet değerine kadar mukavemet gösterdikten sonra bükülme veya kırılma şeklinde başarısızlık görülür. Başarısızlık görülen kuvvet değeri, başarısızlık görülen komponentler (implant, abutment, abutment vidası) ve başarısızlığın tipi (kırılma, bükülme) kaydedilir.

Statik yükleme ISO standardında da belirtildiği üzere 30° eğimle yapılmalıdır. İmplantın gömüldüğü materyalin elastik modülüsü ve implantın gömülme miktarı sonuca olacak etkisinden ötürü belirtilmelidir. Statik yük uygulamalarında üniversal test makineleri kullanılmaktadır. Deney bu makinelerin bilgisayar programlarından mini kameralar ile izlenebilir, kuvvet grafikleri gözlenebilir [106].

Bu tez çalışmasında; genelde anterior bölgede kullanılan dar çaplı implantlar üzerinde, standart düz ve açılı abutmentların farklı dinamik yükleme sıklusları öncesi ve sonrası vida gevşemesi (vida tork kaybı) değerleri in vitro olarak incelendi ve karşılaştırıldı [109, 111].

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu araştırmada, açılı ve düz dental implant abutmentlerinin aşamalı mekanik yorulmasının vida gevşemesi değerleri üzerine etkisi ve başlangıç tork değerleri ile karşılaştırılması incelenmiştir. Çalışma, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Dental Araştırmalar Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Çalışmada Kullanılan İmplantlar

Çalışmamızda 40 adet dental implant (BioHorizons Dental Systems, Birmingham, ABD) kullanılmıştır. İmplantlar, 3,5 mm çapında ve 10 mm uzunluğundadır. İmplantlar, dış yüzeyi işlenmemiş demo implant olarak bilinen implantlardır. Orijinal paketinde firma tarafından sağlanmışır. Deneyde kullanılan implantlar, abutmentlar ve abutment vidaları sadece birer kez kullanılarak, her parçada yorulma sonucu oluşacak plastik veya elastik deformasyon ihtimalinin düşürülmesi amaçlanmıştır.

İmplantın Özellikleri:

Abutment bağlantısı: İnternal

Abutment bağlantı tipi: İnternal hex

İmplant Apikal Özellikleri: Oluklu (grooved)

İmplant Apikal Formu: Kubbe form apex

İmplant Gövde Özellikleri: Yivli

İmplant Gövde Çapı: 3.8 mm

İmplant Platform Çapı: 3.5 mm

İmplant Gövde Formu: Açılı

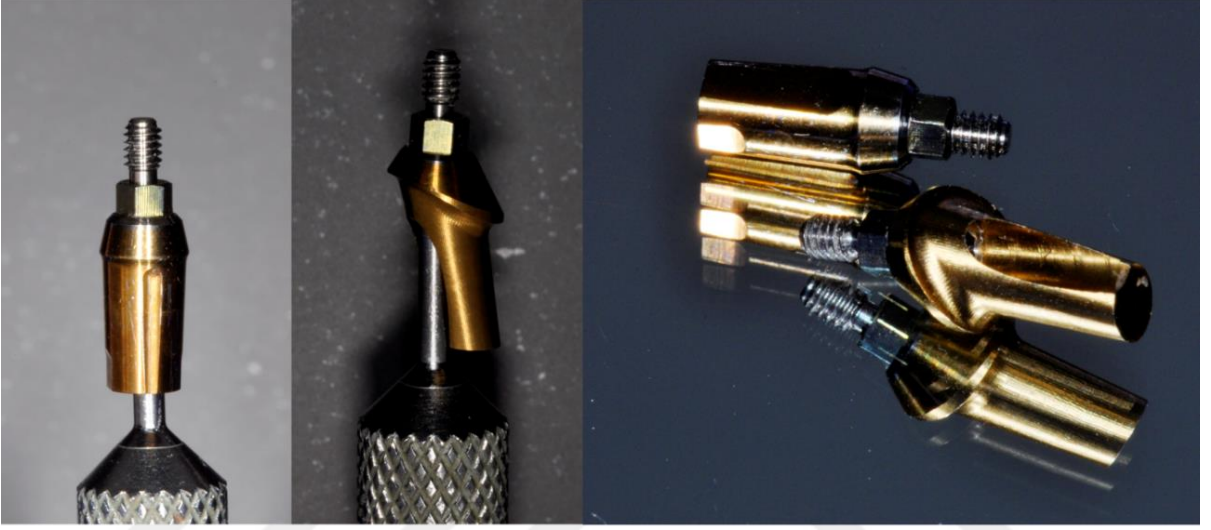
İmplant Materyali: Saf titanyum (grade 4)

İmplant İnternal Yiv Şekli: Spiralock® form

İmplant Platform Rengi: Sarı

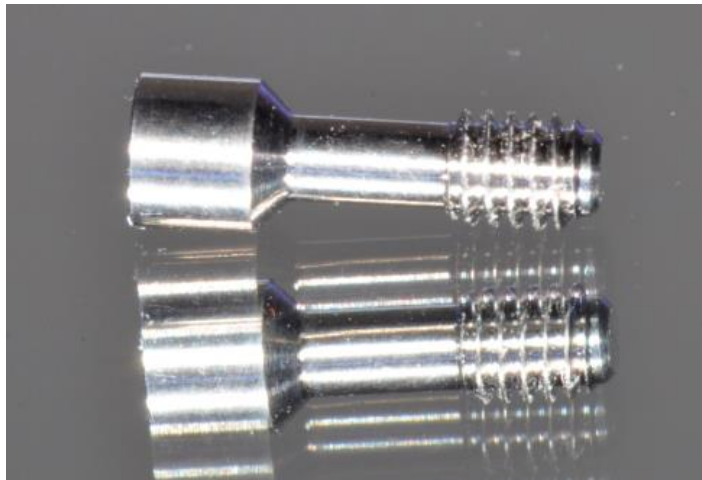
3.2. Çalışmada Kullanılan Abutmentlar ve Vidalar

Orijinal paketlerinde 3,5 mm çaplı implantlara uygun, grade 4 titanyum, sarı platform renkli 20 adet düz (3inOne Abutments, BioHorizons Dental Systems, Birmingham, ABD) , 20 adet 15° açılı estetik abutmentlar (Angled Esthetic Abutments, BioHorizons Dental Systems, Birmingham, ABD) kullanılmıştır (Şekil. 3-1). Abutmentlar ilk halini korumak için herhangi bir freze veya preparasyon işlemine tabi tutulmamıştır.



Şekil 3-1. Çalışmada kullanılan düz ve 15° açılı abutmentlar

Çalışmada her örnek için; bir tanesi dinamik yüklem öncesi ölçümler için, bir tanesi dinamik yükleme sonrası ölçümlerde kullanılmak üzere 80 adet grade 5 (Ti-6Al-4V) titanyumdan imal edilmiş abutment vidası kullanılmıştır (Şekil. 3-2).



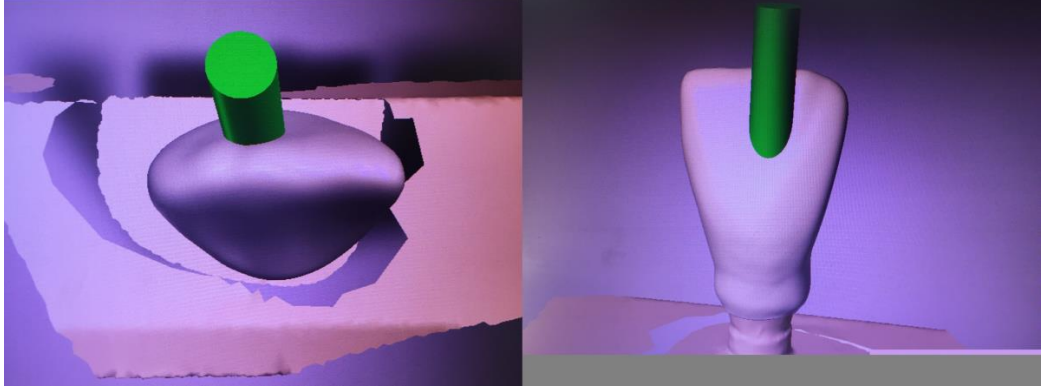
Şekil 3-2. Çalışmada kullanılan abutment vidası

3.3. Abutmentlar İçin Hazırlanan Kronlar

Abutmentlar, standardart üretimin sağlanması amacıyla, 3D optik okuyucu (Dental Wings Inc. 7 series 2251 Letourneux Montreal (Quebec), Kanada) ile taranıp sanal ortama aktarılmıştır. Dişlerin dış formları #11 nolu santral dişi simüle eden, iç formları açılı ve düz abutmentlara uygun olacak şekilde, 10 adet düz abutmentlar için, 10 adet açılı abutmentlar için, CAD (Dental Wings DWOS 5.03 software Letourneux Montreal (Quebec), Kanada) yazılımı ile tasarlanıp, Lazer Sintering (EOSint M270, EOS GmbH Electro-optical System, Munich, Almanya) cihazında Cr-Co (Krom-Kobalt) (Cara CoCr SLM, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) alaşımdan toplam 20 adet olarak üretilmiştir (Şekil. 3-3) Kronların siman aralığı yazılımda 50 µm olarak ayarlanmıştır. Kronların bukkal yüzeyinde, dinamik yükleme sonrası direk olarak vidaya ulaşımı sağlamak amacıyla abutment vidası çapında bir delik tasarlanmıştır (Şekil.3-4) Klinikte böyle bir tasarım yapılmamasına rağmen, vida deliğinin bukkal yüze konumlandırılmasındaki neden; kronların palatinal yüzeylerine dinamik yükleme cihazı çelik ucunun temas edeceği bölgenin homojen olarak sağlanabilmesidir. Kullanılan Cr-Co alaşımın özellikleri Tablo 3-1’de verilmiştir.



Şekil 3-3. Çalışmada kullanılan düz ve açılı abutmentlar için üretilen kronlar.



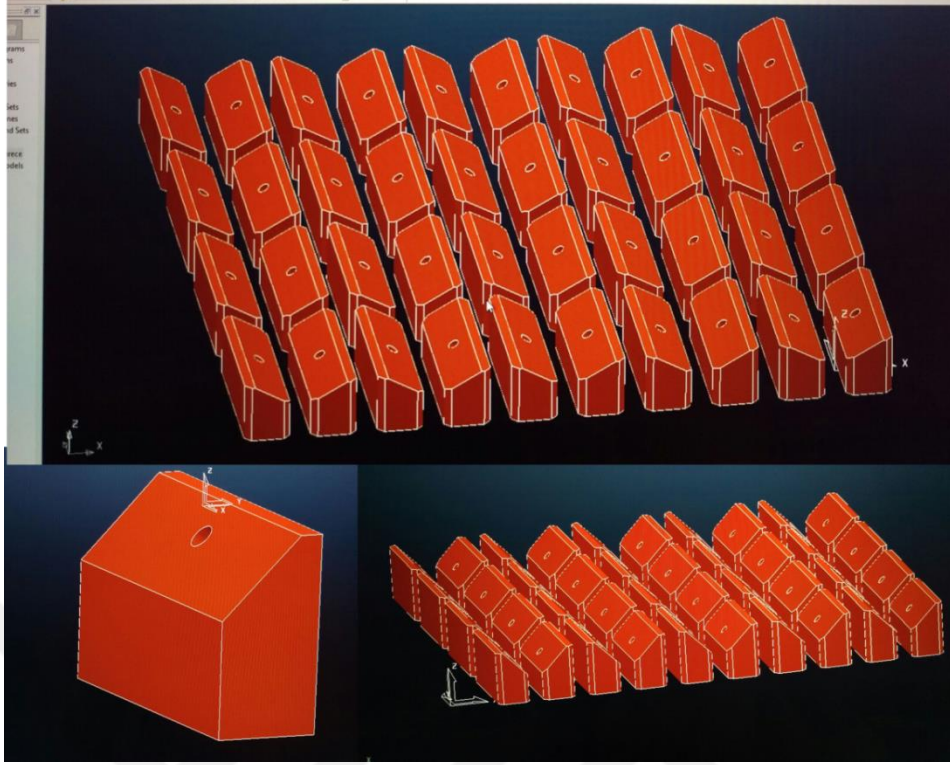
Şekil 3-4. Kronlarda bukkal yüzde oluşturulan vida deliğinin tasarımı.

Tablo 3-1. Cr-Co alaşımının fiziksel özellikleri

| | |
|------------------------|-----------------------|
| Yoğunluk | 8,5 g/cm ³ |
| Young modulus | 258 GPa |
| Kırılma uzaması | % 3,4 |
| Çekme dayanımı | 1000 MPa |
| Sertlik | 448 HV10 |

3.4. İmplantların Yerleştirildiği Materyal

İmplantları yerleştirmek için, dinamik yükleme cihazının yuvasına uyacak şekilde ISO 14801 [110] standartlarını karşılayacak şekilde, elastik modülüsü 2,5 GPa'dan yüksek, bir tür dökülebilir amid türevi olan Kestamid GRF[®] (Polikim, Polimer Kimya Sanayii A.Ş., Kocaeli, Türkiye) materyalinden kaideler 3D CAD dizayn programında (Solidworks SOFTWARE, Massachusetts, ABD) tasarlanıp, 5 eksenli CNC tezgahı (Deckel Maho DMU 60 MonoBLOCK 5 Eksen İşleme) standart şekilde hazırlanmıştır. (Şekil 3-5)



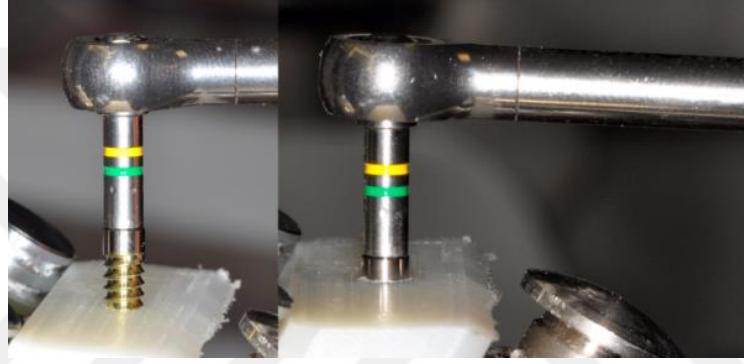
Şekil 3-5. İmplantların yerleştirileceği kestamid blokların tasarımı.

Bu blokların tasarımı; 20 tanesinin üst yüzeyi yatay eksenle 30° açı yapacak şekilde düz abutmentlar için, 20 tanesinin üst yüzeyi yatay eksenle 45° açı yapacak şekilde, 15° açılı abutmentlar içindir. Bu işlem dinamik yükleme cihazına yerleştirilecek örneklere gelen kuvvetin implantın uzun aksına 30° lik açı ile gelmesini sağlamak için yapılmıştır. Ayrıca implantların sıkışarak yerleşmesi için açılı yüzeylerde 3 mm çapında 7 mm derinliğinde yuvalar açılmıştır. Kullanılan Kestamid GRF[®] malzemenin fiziksel özellikleri Tablo 3-2’de verilmiştir.

Tablo 3-2. Kestamid GRF materyalinin fiziksel özellikleri

| Özellikler | Test Metodu (ISO) | Birim | Kestamid GRF |
|------------------------------|-------------------|--------------------|--------------|
| Özgül Ağırlık: | 1183 | gr/cm ³ | 1,15 |
| Su Emme: | 62 | % | 5 |
| Çekme Dayanımı: | 527 | Kg/cm ² | 750 |
| Elastik Modülü: | 527 | GPa | 4,1 |
| Kopma Uzaması: | 527 | % | >20 |
| Basma Dayanımı: | 604 | Kg/cm ² | 1050 |
| Basma Modülü: | 604 | GPa | 3 |
| Sürtünme Katsayısı (dinamik) | | | 0,15 |

İmplantlar bu yuvalara tork anahtarı kullanılarak iç hekslerinin düz yüzeyleri aynı yöne bakacak şekilde ve boyun kısmı 3 mm açıkta kalacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3-6). Doğruluğu abutment ile kontrol edilip gerekirse tekrar ayarlanmıştır. Bu işlem abutmentlarda palatinal yüz olarak belirlenen yüzeyin dinamik yükleme cihazının çelik ucuna doğru şekilde eşleşmesini sağlamak için önemlidir. İmplantlar yerleştirildikten sonra sıkışmayı pekiştirmek için 24 saat 37° C'de distile suda bekletilmiştir. Çıkarılan örneklerin stabilizasyonu, elektronik tork ölçüm cihazı (Checkline TSD-50 screwdriver, Electromatic Equip't Co., Inc, New York, ABD) ile 30 N.cm tersine tork ile kontrol edilmiştir. Hiçbir implantta dönme gözlenmemiştir.



Şekil 3-6. Örneklerin kestamid bloğa yerleştirilmesi

3.5. Çalışmada Kullanılan Tork Ölçüm Cihazı

Çalışma için sıkma ve GTD'leri ölçmek için, 5-50 N.cm tork aralığında çalışan doğruluğu oda sıcaklığında $\pm\%0,5-1,01$ aralığında olan tork cihazı (Checkline TSD-50 screwdriver, ELECTROMATIC Equip't Co., Inc, New York, ABD) kullanılmıştır. Cihazın altıgen ucuna implant firmasının abutment vidası anahtarı kaynak ile perçinlenerek, bağlantı eklemlerindeki olası tork kaybının oluşması engellenmiştir. Cihaz kalibrasyon belgesi ve hata oranları Şekil 3-7 ve Şekil 3-8'de gösterilmiştir. Tork ölçüm cihazı, ölçüm yapmadan önce istenen tork değerine ayarlanabilmekte ve sıkma sırasında eş zamanlı olarak oluşan tork değeri ekrandan izlenebilmektedir. Cihaz final tork değerinin $\%90$ 'ından itibaren giderek artan şekilde sesli ve ışıklı uyarı vermektedir.



Şekil 3-7. Çalışmada kullanılan tork ölçüm cihazı ve kalibrasyon belgesi

| Readings For The Device | | | | |
|---|----------------------|-------------------|-------|----------|
| | Applied Torque(cN-m) | DUT Reading(cN-m) | Error | Error(%) |
| Clockwise (Tolerance: +/- 3%) | 5.40 | 5.50 | 0.10 | 1.85% * |
| | 7.40 | 7.50 | 0.10 | 1.35% * |
| | 9.90 | 10.00 | 0.10 | 1.01% |
| | 30.00 | 30.00 | 0.00 | 0.00% |
| | 49.84 | 50.00 | 0.16 | 0.32% |
| Counterclockwise (Tolerance: +/- 4%) | 5.60 | 5.50 | -0.10 | -1.79% * |
| | 7.60 | 7.50 | -0.10 | -1.32% * |
| | 10.10 | 10.00 | -0.10 | -0.99% |
| | 29.90 | 30.00 | 0.10 | 0.33% |
| | 49.70 | 50.00 | 0.30 | 0.60% |

Şekil 3-8. Kullanılan tork cihazı ölçüm değerleri ve hata oranları.

3.6. Deney Gruplarının Belirlenmesi

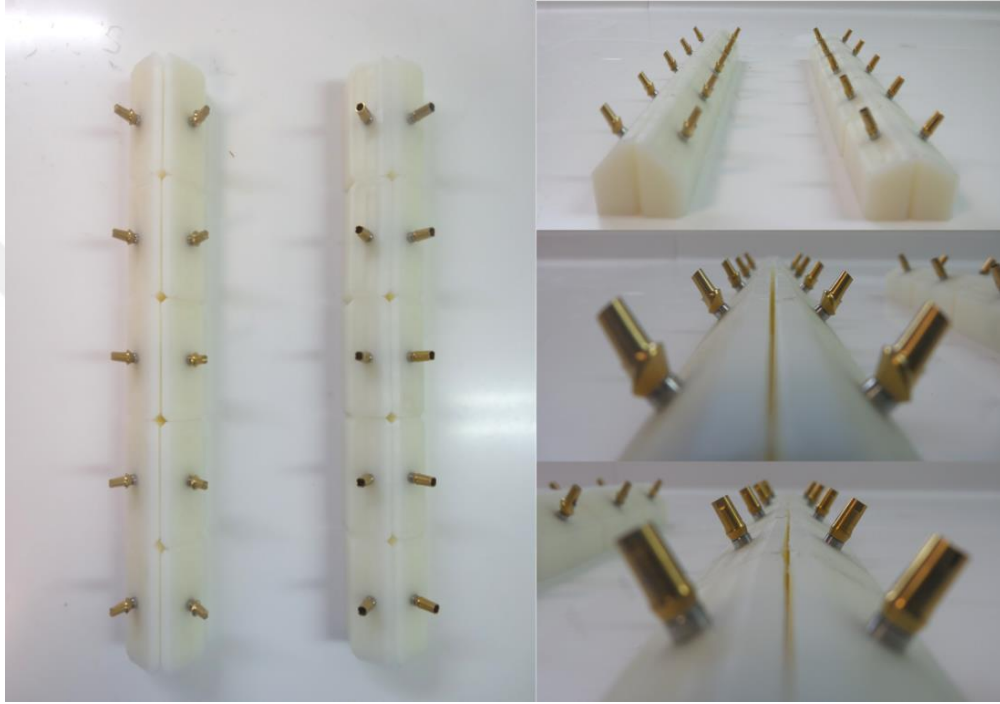
Kestamid bloklara yerleştirilen 40 implant şu şekilde 4 gruba (n: 10) (Şekil 3-9) ayrılmıştır:

1. 20 tane düz abutmentlar için tasarlanan örnekler kendi içinde rastgele 2 grup
2. 20 tane 15° açılı abutmentlar için tasarlanan örnekler kendi içinde rastgele 2 grup.

Bu 4 grubun isimlendirilmesi Tablo 3-3'de yer almaktadır.

Tablo 3-3 Grup isimleri ve dinamik siklus sayısı, D: Düz Abutment, A: Açılı Abutment

| Grup İsmi | Örnek sayısı (n) | Dinamik Yükleme Sayısı |
|-----------|------------------|------------------------|
| D3 | 10 | 3×10^5 |
| D6 | 10 | 6×10^5 |
| A3 | 10 | 3×10^5 |
| A6 | 10 | 6×10^5 |



Şekil 3-9. Örneklerin Kestamid® bloklar içerisine yerleştirildikten sonraki hali.

Gruplarda kullanılan implantların ve abutmentlerin LOT numaraları Tablo 3-4’de izlenmektedir.

Tablo 3-4. Çalışmada kullanılan implant ve abutmentlerin LOT numaraları.

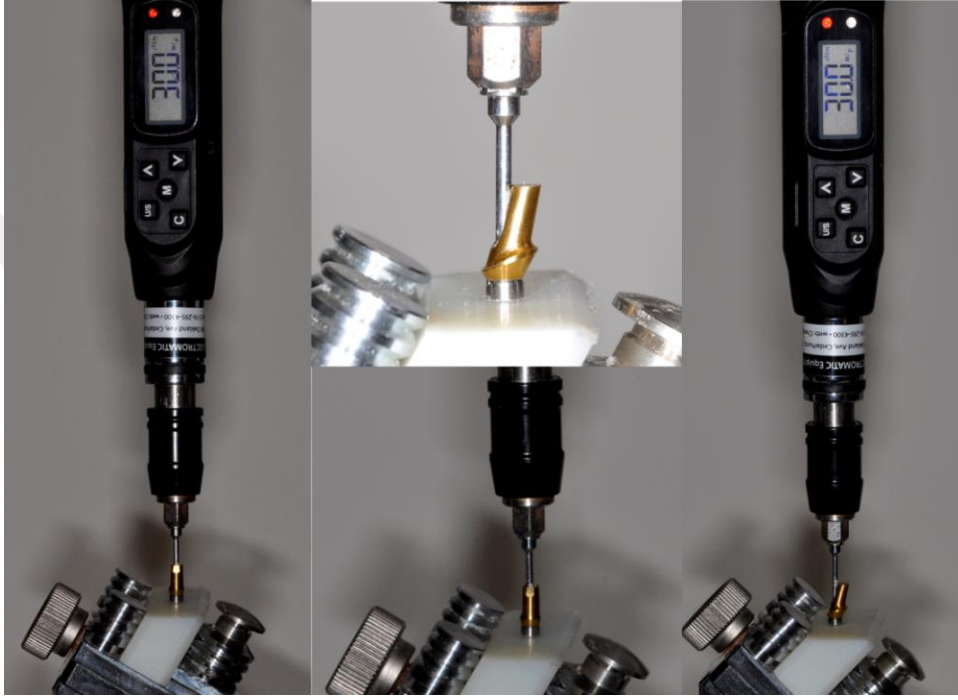
| Demo implantlar (n:40) | Düz Abutmentler (n:20) | Açılı abutmentler (n:20) |
|------------------------|------------------------|---------------------------|
| 1503138 (n:30) | 1304948 (n:8) | 1506493 (n:10) |
| 1365051 (n: 10) | 1504147 (n:6) | 1504406 (n:8) |
| | 1300660 (n:6) | 1405688 (n:2) |

3.7. Örneklerin Başlangıç Gevşeme Tork Değerlerinin (GTD) Ölçülmesi

Örnekler gömüldükleri kaide ile paralelometreye (Miling Unit BF-2 Bredent Dental Medical Products GmbH, Senden, Almanya) yerleştirilmiştir. İmplantlar yer düzlemine dik

hale getirildikten sonra tork ölçüm cihazı paralelometrenin freze koluna sabitlenmiştir. Ölçüm prosedürü şu şekilde yapılmıştır:

1. Örnekler her torklama işlemi öncesi 1 mm steril % 0,9'luk steril salin solüsyonu ile yıkanmıştır.
2. Daha sonra vidalar tork ölçüm cihazı ile firmanın önerdiği değer olan 30 N.cm tork değeri ile sabit hızla sıkılmıştır (Şekil. 3-10).



Şekil 3-10. Örneklerin tork ölçüm cihazı ile torklanması işlemi

3. Örnekler başlangıç serbestleşmesi etkisini önlemek için 10 dk sonra tekrar 30 N.cm tork değeri ile sıkılmıştır.
4. 5 dk sonra tork ölçüm cihazı ile vidalar gevşetilmiş ve cihazın ekranında okunan değerler GTD olarak kaydedilmiştir.
5. Bu işlem her örnek için aynı vida ile 3 kez tekrarlanmış ve her seferinde okunan değerler 1. GTD, 2. GTD, 3.GTD olarak numaralanmış ve kaydedilmiştir.
6. Daha sonra bu vida numaralandırılarak temiz bir tüpe aktarılmıştır.
7. Her örnek, dinamik yükleme cihazına yerleştirilmek üzere dörtlü gruplar halinde yeni bir abutment vidası ile 30 N.cm ile torklanmıştır. 10 dk sonra bu işlem tekrar edilmiştir ve simantasyon işlemine geçilmiştir.

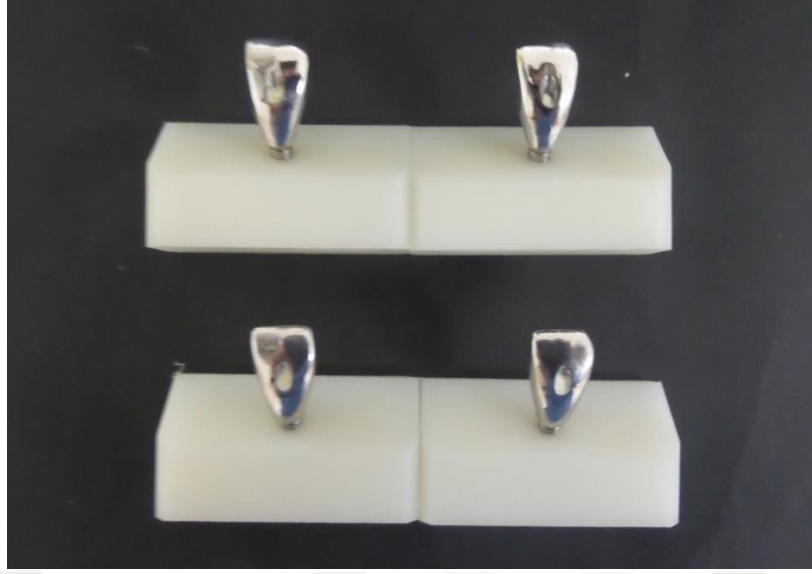
3.8. Örneklerin Simantasyonu

Dinamik yükleme cihazına yerleştirilecek örnekler üstteki 7. işlem basamağını takiben simantasyon işlemine alınmıştır. Simantasyon işleminde; her kronun iki defa kullanılacak olmasından dolayı geçici siman tercih edilmiştir.

Simantasyon işleminden önce, krunların üzerinde ölçüm yapılabilmesi için hazırlanan yuvalar ve abutmentların üzerinde bulunan vida delikleri teflon bant (PTFE thread seal, Westape Co. CA, Amerika) ile tamamen doldurulmuştur (Şekil 3-11). Daha sonra geçici siman malzemesi (P-Cem W+P Dental, Barmstedt, Almanya) ile 1/1 oranında karıştırılarak kronların içine uygulanıp, yapıştırılmıştır (Şekil 3-12). Daha sonra örnekler dinamik yükleme cihazına yerleştirilerek 20 N kuvvet altında üretici firma önerisi doğrultusunda 6 dk boyunca beklenmiştir. Taşan siman artıkları temizlendikten sonra örnekler dinamik yükleme işlemine hazır hale gelmiştir.



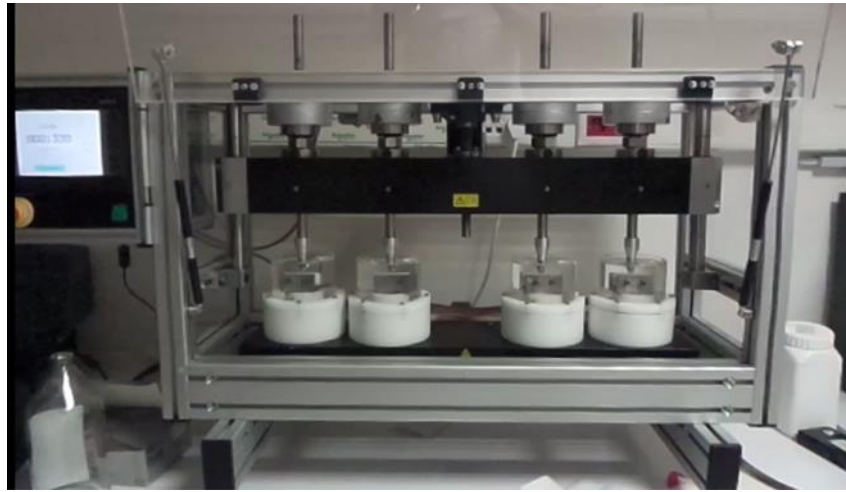
Şekil 3-11. Açılı ve düz abutmentların PTFE bant ile kapatılması



Şekil 3-12. Abutmentların geçici siman ile yapıştırılması

3.9. Dinamik Yükleme (Çiğneme Simülasyonu)

Örneklerin mekanik yorulma işlemi için fakültemiz Dental Araştırmalar Laboratuvarı'nda bulunan dinamik yükleme cihazı (CS-4.2, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Almanya) kullanılmıştır. Çiğneme simülatörü aynı anda 4 örneğe yük uygulayabilecek kapasitede 4 adet kuvvet koluna sahiptir. Kuvvet kollarının tümünü taşıyan ve eş zamanlı kuvvet uygulamasını sağlayan yatay bir aks bulunmaktadır. Çiğneme simülatörü istenilen çiğneme yükünü kuvvet kollarının üzerine konulan ağırlıklarla uygulamaktadır (Şekil. 3-13).



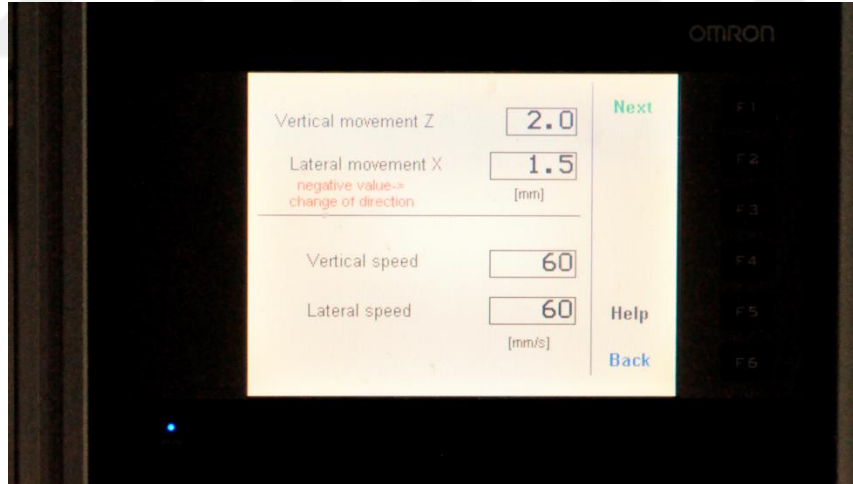
Şekil 3-13. Çalışmada kullanılan dinamik yükleme cihazı.

Dinamik yükleme koşulları şu şekildedir (Şekil 3-14):

- Dinamik Yük Miktarı: 50 N
- Çiğneme Frekansı: 1,6 Hz
- Hareketin Vertikal Komponenti: 2 mm
- Hareketin Horizontal Komponenti: 1,5 mm

Kuvvet uygulayıcı ucun vertical hareketi 2 mm'dir. 50 N'luk dinamik yük eğimli yüzeye uyguladıktan sonra 1,5 mm lateral kayma hareketi başlamıştır. Kron üzerindeki işaretli noktaya dek 50 N'luk dinamik yük kesintisiz olarak sürtünme hareketine devam etmiştir.

Örneklerin çiğneme simülatörüne bağlanması işlemine geçilmeden önce şunlara dikkat edildi: Makinenin kuvvet kollarındaki ağırlıklar çıkarıldı. Bu ağırlıklar çıkarıldıktan sonra simülatör "0" (sıfır) yada başlama pozisyonuna alındı. Örnekler deney haznesinde bulunan yuvalara yerleştirildi. Örneklerin konumlandırılmasında; "0" pozisyonundaki kuvvet uygulayıcı çelik ucun, kron singulumunun üstünde işaretli olan noktada olmasına ve sürtünme hareketi boyunca kuvvet abutmenta 30° lik açı ile temas etmesine dikkat edildi.



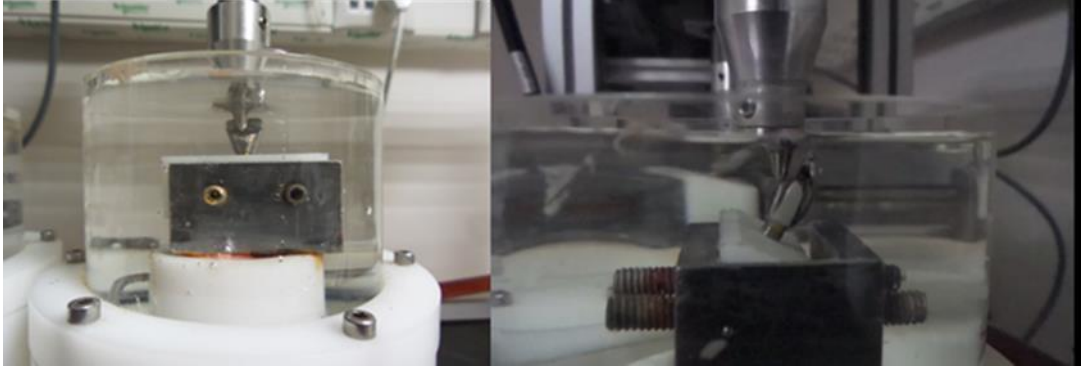
Şekil 3-14. Dinamik yükleme cihazı ekranı ve parametreler.

Dört örneğe de aynı işlem uygulandıktan sonra çiğneme simülatörünün yazılımına kuvvetin düşme mesafesi, kayma hareketinin miktarı ve yükleme sayısı bilgileri girildi (Şekil.3-14) Kuvvet kollarının kendi ağırlığı olan 1 kg (10 N) ile deneme çalıştırması yapıldı. Tüm örneklerin yükleme paterni kontrol edildi. Hatalı bir yükleme varsa düzeltildi, ardından kuvvet kollarına deney ağırlıkları konuldu. Çalışmamız için kolların kendi ağırlığına ek olarak

toplam 40 N'luk (1 adet 20, 2 adet 10 N) ağırlıklar kullanıldı. Ağırlıklar konduktan sonra deney haznesi distile su ile dolduruldu. Örnekler gruplarına göre 3×10^5 ve 6×10^5 sikluluk dinamik yorulma deneyine tabi tutuldu.



Şekil 3-15. Dinamik yükleme cihazı için hazırlanan örnekler.



Şekil 3-16. Dinamik yükleme cihazında test aşamasındaki örnekler

3.10. Dinamik Yükleme Sonrası Gevşeme Tork Değerlerinin Ölçülmesi

Çiğneme simülatöründen çıkan örnekler yorulma sonrası GTD ölçümü için tekrar paralelometreye transfer edilmiştir. İlk olarak yukarıda tarif edilen şekilde, örneklerin GTD' i ölçülüp, 4. GTD olarak kaydedilmiştir.

Daha sonra, yorulmuş vida, yeni vidanın başlangıç tork kaybı değerleri ile karşılaştırılması için tekrar sıkma-gevşetme işlemine tabi tutulmuştur ve okunan değerler 5.

GTD olarak kaydedilmiştir. Böylece her bir örnek için; 3 kez ilk vida ile, 2 kez ikinci vidayla olmak üzere 5 ayrı GTD kaydedilmiştir.

3.11. İstatiksel Analiz

İstatistiksel analizler SPSS (Statistical Package for the Social Sciences IBM, ABD) programı ile yapılmıştır. Dinamik yükleme deneyleri sonucunda elde edilen verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma, medyan, çeyrek değerler aralığı [interquartil range]) yanı sıra, tekrarlayan ölçümlerde ANOVA ve iki yönlü ANOVA, alt grupların karşılaştırılmasında Bonferroni ve Tukey HSD testi, uygulanmıştır. Sonuçlar; anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde, %95 güven aralığında değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Dinamik Yükleme Öncesi Vida Gevşemesi Tork Değerleri

Araştırmamızda, yorulma deneylerinden önce, abutment-implant birleşimini sağlayan abutment vidalarında, 30 N.cm sıkma momenti uygulanması sonrası, gevşetme momenti değerlerinde tutarlılık aranmıştır. Bu aşamada, abutment vidaları, üçer defa sıkılıp gevşetilmiştir. Gevşetme tork değerleri, grup içi ortalamaları ve standart sapma değerleri Tablo 4-1 ve Tablo 4-2’de yer almaktadır.

Tablo 4-1. Düz abutment gruplarının dinamik yükleme öncesi GTD’ler

| GRUP D3 | | | |
|-----------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| ÖRNEK | 1. GTD (N.cm) | 2. GTD (N.cm) | 3. GTD (N.cm) |
| 1 | 27,9 | 28,7 | 27,9 |
| 2 | 27 | 28,6 | 28,5 |
| 3 | 27,9 | 27,5 | 28,4 |
| 4 | 28,7 | 28 | 27,7 |
| 5 | 27,8 | 27,2 | 27,4 |
| 6 | 27,6 | 28,6 | 28 |
| 7 | 28,1 | 26,9 | 27,3 |
| 8 | 28,6 | 27,5 | 27,1 |
| 9 | 27,9 | 27,2 | 27,5 |
| 10 | 28,3 | 27,6 | 27,1 |
| ORTALAMA | 27,98 ± 0,49 | 27,78 ± 0,66 | 27,69 ± 0,50 |

| GRUP D6 | | | |
|-----------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| ÖRNEK | 1. GTD (N.cm) | 2. GTD (N.cm) | 3. GTD (N.cm) |
| 1 | 27,8 | 27,2 | 27,6 |
| 2 | 27,3 | 27,1 | 26,9 |
| 3 | 27,6 | 27,5 | 27,9 |
| 4 | 27,6 | 27,2 | 27 |
| 5 | 27,3 | 27,6 | 27 |
| 6 | 27,6 | 27,4 | 28 |
| 7 | 27,9 | 28 | 28,2 |
| 8 | 27,2 | 27 | 28 |
| 9 | 28,2 | 27,7 | 27,6 |
| 10 | 28 | 27,9 | 26 |
| ORTALAMA | 27,65± 0,33 | 27,46 ± 0,341 | 27,42 ± 0,68 |

Tablo 4-2. 15° Açılı abutment gruplarının dinamik yükleme öncesi GTD'ler

| GRUP A3 | | | |
|-----------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| ÖRNEK | 1. GTD (N.cm) | 2. GTD (N.cm) | 3. GTD (N.cm) |
| 1 | 27 | 28,6 | 27,3 |
| 2 | 28,7 | 29,2 | 29,1 |
| 3 | 27 | 27,7 | 27,7 |
| 4 | 28 | 29 | 28,4 |
| 5 | 28,6 | 27,6 | 27,3 |
| 6 | 27,6 | 28,1 | 28 |
| 7 | 27,9 | 27,5 | 27,3 |
| 8 | 28,5 | 28 | 27,2 |
| 9 | 27,8 | 28,3 | 27,7 |
| 10 | 28 | 28,1 | 27,2 |
| ORTALAMA | 27,91 ± 0,60 | 28,21 ± 0,57 | 27,72 ± 0,63 |

| GRUP A6 | | | |
|-----------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| ÖRNEK | 1. GTD (N.cm) | 2. GTD (N.cm) | 3. GTD (N.cm) |
| 1 | 29,0 | 28,6 | 27,9 |
| 2 | 28,4 | 29 | 29,1 |
| 3 | 29,3 | 29,6 | 28,4 |
| 4 | 28,3 | 28 | 27,8 |
| 5 | 27,9 | 28,4 | 27,9 |
| 6 | 28,5 | 29,3 | 28,4 |
| 7 | 28,9 | 28 | 29 |
| 8 | 28,8 | 29,2 | 28 |
| 9 | 28,1 | 27,6 | 27,4 |
| 10 | 27,6 | 28,1 | 27,1 |
| ORTALAMA | 28,48 ± 0,53 | 28,58 ± 0,67 | 28,1 ± 0,64 |

4.2. Dinamik Yükleme Sonrası Ölçülen Vida Gevşemesi Tork Değerleri

Dinamik yükleme sonrası vidaların GTD'leri (4. GTD) ve yorulmuş vidanın 30 N.cm tork ile tekrar sıkılması sonrası ölçülen 5. GTD, ortalamaları, standart sapmaları ve yüzde olarak tork kaybı Tablo 4-3 ve Tablo 4-4 de izlenmektedir. Dinamik yüklemeler sırasında ve sonrasında hiç bir örnekte; tamamen gevşemiş vida ve/veya kron desimantasyonu gözlenmemiştir.

Tablo 4-3. Düz abutment gruplarının dinamik yükleme sonrası GTD ölçümleri (N.cm), ortalamaları, standart sapma değerleri ve yüzde cinsinden tork kaybı.

| GRUP D3 | | | | |
|---------------------------|----------------------|---------------------------|----------------------|---------------------------|
| VİDA2 ÖRNEK NO | 4. GTD | TORK KAYBI (%) | 5. GTD | TORK KAYBI (%) |
| 1 | 27,6 | %8,00 | 28,7 | %4,33 |
| 2 | 27 | %10,00 | 26,7 | %11,0 |
| 3 | 26,8 | %10,67 | 27,6 | %8,00 |
| 4 | 25,3 | %15,67 | 27 | %10,0 |
| 5 | 25,4 | %15,33 | 27,1 | %9,67 |
| 6 | 26,4 | %12,00 | 27,3 | %9,00 |
| 7 | 26 | %13,33 | 27,4 | %8,67 |
| 8 | 26,9 | %10,33 | 27,6 | %8,00 |
| 9 | 26,2 | %12,67 | 27,7 | %7,67 |
| 10 | 26,7 | %11,00 | 27 | %10,0 |
| ORT. | 26,43 ± 0,723 | %11,90 | 27,41 ± 0,555 | %8,63 |

| GRUP D6 | | | | |
|---------------------------|---------------------|---------------------------|----------------------|---------------------------|
| VİDA2 ÖRNEK NO | 4. GTD | TORK KAYBI (%) | 5. GTD | TORK KAYBI (%) |
| 1 | 25,1 | %16,33 | 26,3 | %12,33 |
| 2 | 25,2 | %16,00 | 28 | %6,67 |
| 3 | 25,1 | %16,33 | 25,7 | %14,33 |
| 4 | 25,8 | %14,00 | 27,3 | %9,00 |
| 5 | 26,5 | %11,67 | 27,2 | %9,33 |
| 6 | 27 | %10,00 | 27 | %10,0 |
| 7 | 26,7 | %11,00 | 27,2 | %9,33 |
| 8 | 27 | %10,00 | 27,9 | %7,00 |
| 9 | 25,9 | %13,67 | 27,4 | %8,67 |
| 10 | 26,2 | %12,67 | 26,9 | %10,33 |
| ORT. | 26,05 ± 0,75 | %13,17 | 27,09 ± 0,687 | %9,70 |

Tablo 4-4. 15 ° açılı abutmentların dinamik yükleme sonrası GTD ölçümleri (N.cm), ortalamaları, standart sapma değerleri ve yüzde cinsinden tork kaybı.

| GRUP A3 | | | | |
|----------------------------|---------------------|---------------------------|---------------------|---------------------------|
| VİDA 2 ÖRNEK NO | 4. GTD | TORK KAYBI (%) | 5. GTD | TORK KAYBI (%) |
| 1 | 27 | %10,00 | 28,2 | %6,0 |
| 2 | 26,6 | %11,33 | 27 | %10,0 |
| 3 | 26,5 | %11,67 | 26 | %13,3 |
| 4 | 27,5 | %8,33 | 28,2 | %6,0 |
| 5 | 26,1 | %13,00 | 26,8 | %10,7 |
| 6 | 26,8 | %10,67 | 27,8 | %7,3 |
| 7 | 26,5 | %11,67 | 26,8 | %10,7 |
| 8 | 26,6 | %11,33 | 27 | %10,0 |
| 9 | 25,1 | %16,33 | 27,2 | %9,3 |
| 10 | 25,3 | %15,67 | 27 | %10,0 |
| ORT | 26,4 ± 0,732 | %12,00 | 27,2 ± 0,686 | %9,3 |

| GRUP A6 | | | | |
|----------------------------|---------------------|---------------------------|---------------------|---------------------------|
| VİDA 2 ÖRNEK NO | 4. GTD | TORK KAYBI (%) | 5. GTD | TORK KAYBI (%) |
| 1 | 26,3 | %12,33 | 26,5 | %11,67 |
| 2 | 26,7 | %11,00 | 26,9 | %10,33 |
| 3 | 27 | %10,00 | 26 | %13,33 |
| 4 | 26,6 | %11,33 | 26,4 | %12,00 |
| 5 | 26,4 | %12,00 | 26,9 | %10,33 |
| 6 | 27 | %10,00 | 26,1 | %13,00 |
| 7 | 26,2 | %12,67 | 27,9 | %7,00 |
| 8 | 26 | %13,33 | 27,3 | %9,00 |
| 9 | 24,2 | %19,33 | 26,8 | %10,67 |
| 10 | 26,3 | %12,33 | 27,1 | %9,67 |
| ORT | 26,27 ± 0,79 | %12,43 | 26,79 ± 0,57 | %10,70 |

4.1. Elde Edilen Sonuçların İstatistiksel Analizi

Gruplar tekrarlayan ölçümlerde ANOVA ile karşılaştırılmıştır. Genel olarak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$ $p = 0,104$) (Tablo 4-5). Gruplar içindeki ölçümlerde fark çıkması sonucu ($p: 0.000$) Bonferroni çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır (Tablo 4-6)

Tablo 4-5. Tekrarlayan ANOVA Multivariate Test sonuçları.

| GRUP | F | P |
|---------|-------|------|
| D3 | 8,10 | 0,01 |
| D6 | 7,37 | 0,02 |
| A3 | 13,61 | 0,00 |
| A6 | 29,60 | 0,00 |
| GTD'ler | 55,71 | 0,00 |
| Gruplar | 1,60 | 0,10 |

Tablo 4-6. Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre grup içi gevşetme siklusu karşılaştırma analizi sonuçları ($p < 0,05$). (İstatistiksel olarak önem ifade eden değerler (*) işareti ile gösterilmiştir.)

| GEVŞETME SIRASI | | GRUPLAR | | | |
|-----------------|---|---------|--------|--------|--------|
| | | D3 | D6 | A3 | A6 |
| 1 | 2 | 1,000 | 0,521 | 1,000 | 1,000 |
| | 3 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 0,565 |
| | 4 | 0,008* | 0,002* | 0,011* | 0,000* |
| | 5 | 0,278 | 0,669 | 0,455 | 0,001 |
| 2 | 1 | 1,000 | 0,521 | 1,000 | 1,000 |
| | 3 | 1,000 | 1,000 | 0,052 | 0,538 |
| | 4 | 0,002* | 0,002* | 0,000* | 0,000* |
| | 5 | 1,000 | 1,000 | 0,004* | 0,005 |
| 3 | 1 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 0,565 |
| | 2 | 1,000 | 1,000 | 0,052 | 0,538 |
| | 4 | 0,004* | 0,009* | 0,004* | 0,000* |
| | 5 | 1,000 | 1,000 | 0,813 | 0,006 |
| 4 | 1 | 0,008* | 0,002* | 0,011* | 0,000* |
| | 2 | 0,002* | 0,002* | 0,000* | 0,000* |
| | 3 | 0,004* | 0,009* | 0,004* | 0,000* |
| | 5 | 0,009* | 0,021* | 0,079 | 1,000 |
| 5 | 1 | 0,278 | 0,669 | 0,455 | 0,001* |
| | 2 | 1,000 | 1,000 | 0,004* | 0,005* |
| | 3 | 1,000 | 1,000 | 0,813 | 0,006* |
| | 4 | 0,009* | 0,021* | 0,079 | 1,000 |

Ayrıca her gruptaki elde edilen GTD'ler diğer gruplarla iki yönlü ANOVA ile karşılaştırılmıştır. İnteraksiyon pozitif çıkmasından dolayı ($p < 0,05$), dinamik yükleme öncesi ve sonrası tüm gevşetme değerleri de ayrı ayrı karşılaştırılmıştır (Tablo 4-7).

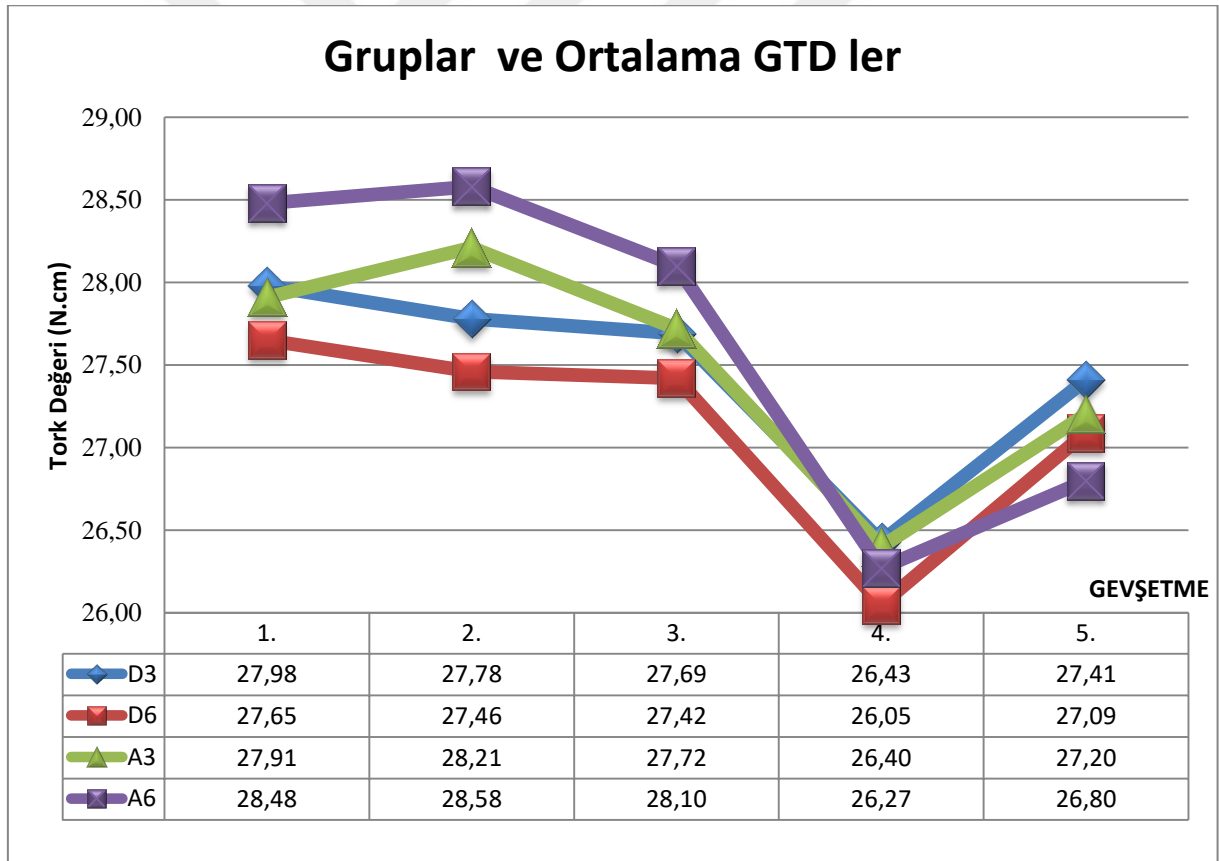
Buna göre: Tüm düz (D3 ve D6) ve açılı (A3 ve A6) abutmentların kullanıldığı gruplar arasında, dinamik yükleme işlemi anlamlı bir fark oluşturmamıştır ($p > 0,05$ $p = 0,104$) (Tablo 4-5 ve Şekil 4-1).

Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre tüm gruplarda 4.GTD tüm dinamik yüklenme öncesi okunan tüm gevşeme değerlerinden (1. 2. ve 3. GTD) ayrı ayrı anlamlı derecede düşüktür ($p < 0,05$)(Tablo 4-6, Şekil 4-2, Şekil 4-3, Şekil 4-4 ve Şekil 4-5).

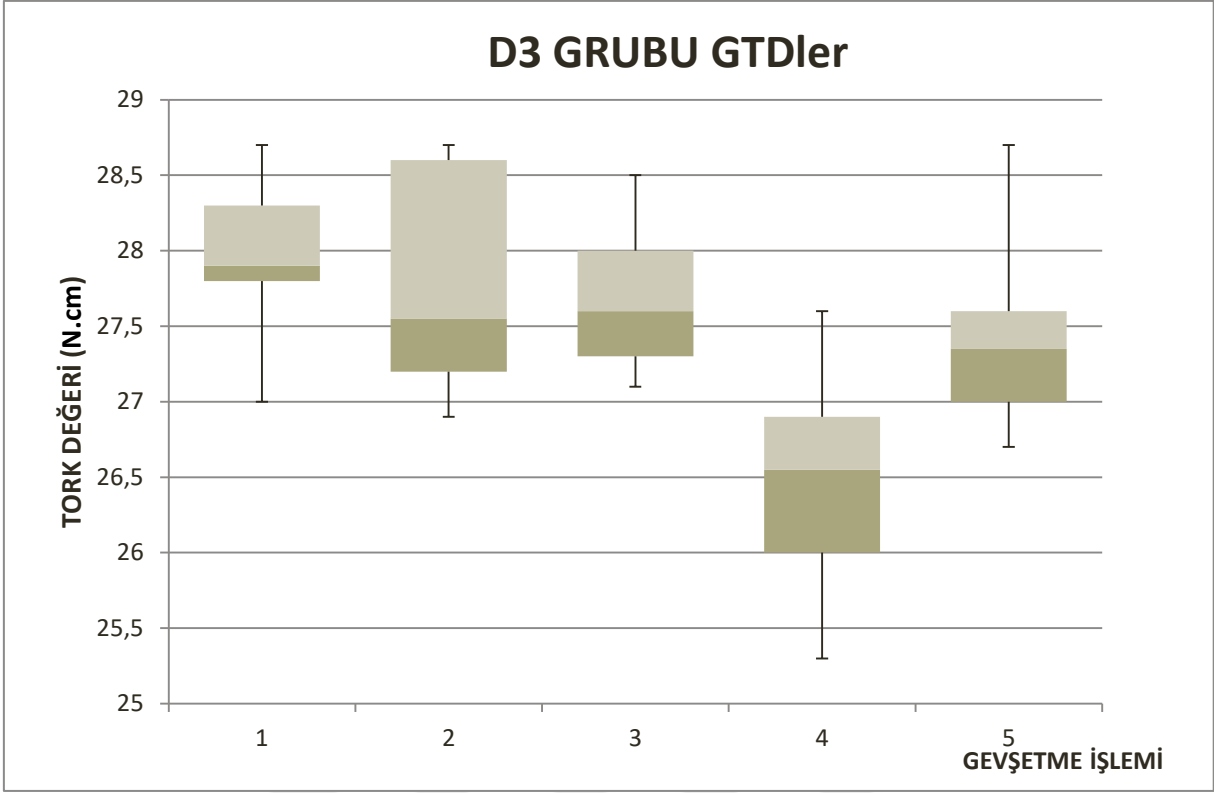
Tablo 4-7. İki yönlü ANOVA sonuçları

| Kaynak | Type III Sum of Squares | Df | Mean Square | F | P |
|--------------------|-------------------------|-----|-------------|-------|------|
| GEVŞETME | 58.304 | 2 | 29.15 | 86.48 | .000 |
| GRUPLAR | 2.355 | 3 | .78 | 2.33 | .078 |
| GEVŞETME * GRUPLAR | 4.889 | 6 | .82 | 2.42 | .031 |
| Hata | 40.453 | 108 | .34 | | |
| Toplam | 97134.799 | 120 | | | |
| Düzletilmiş toplam | 106.000 | 119 | | | |

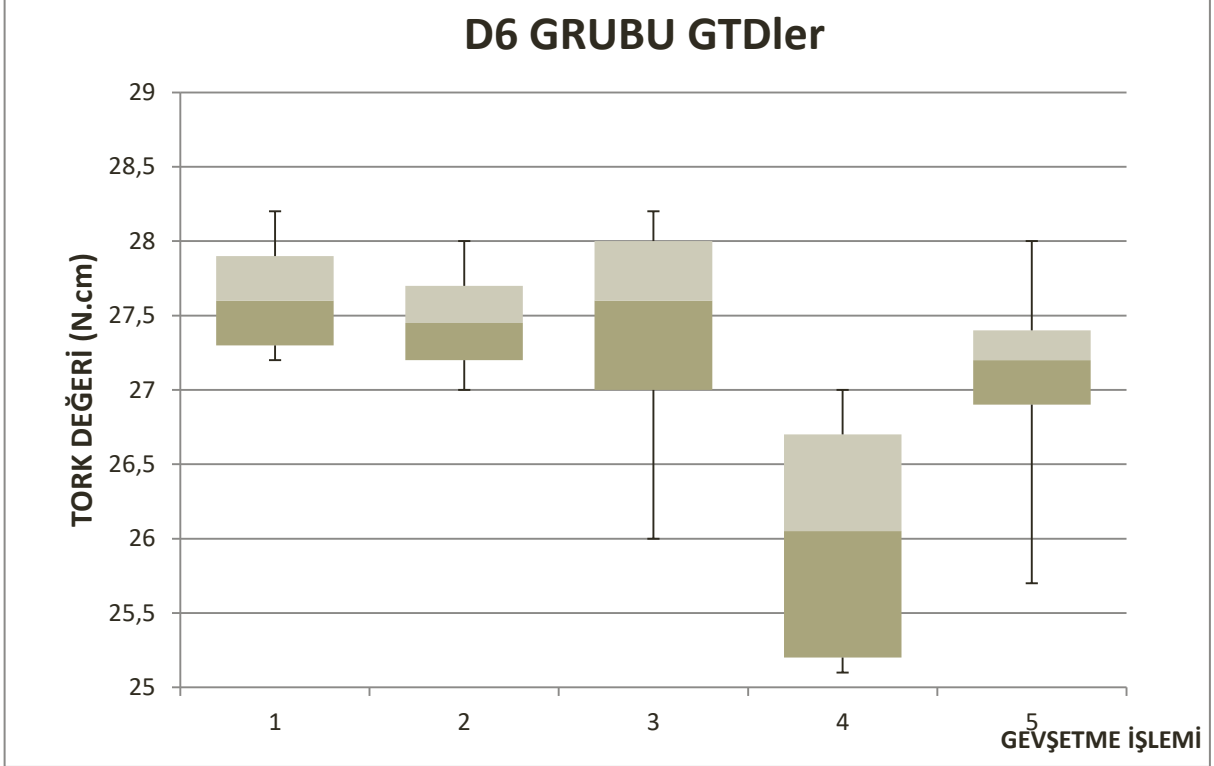
a. R Squared = .618 (Adjusted R Squared = .583)



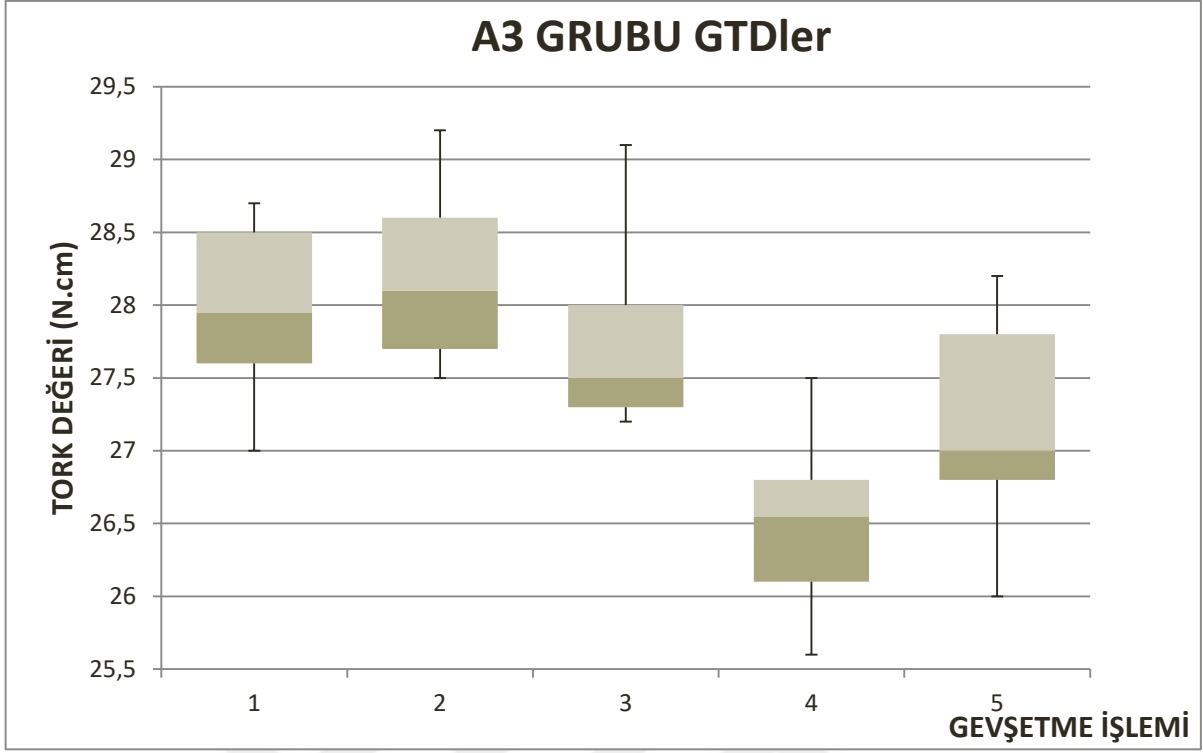
Şekil 4-1. Grupların gevşetme siklusu ve ortalama GTD'ler grafiği



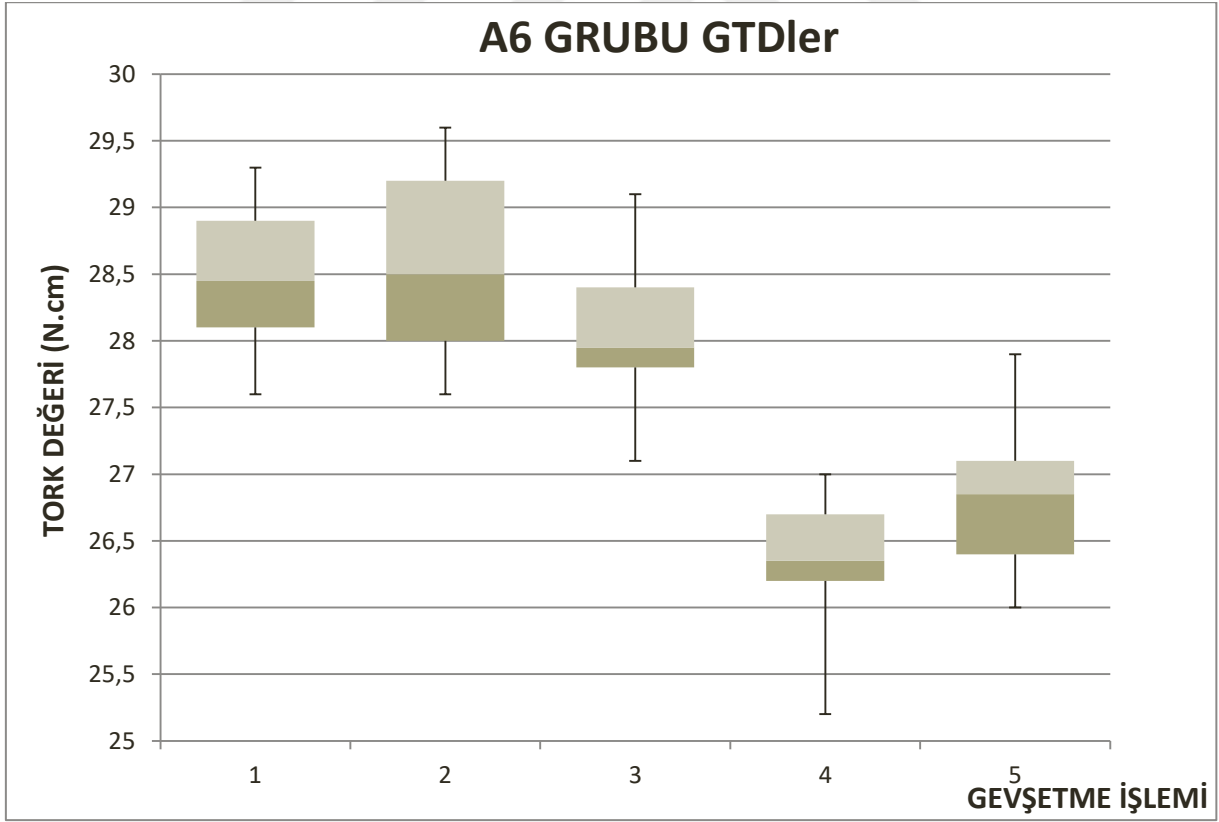
Şekil 4-2. D3 grubu GTD kutu grafiği.



Şekil 4-3. D6 grubu GTD kutu grafiği.



Şekil 4-4. A3 grubu GTD kutu grafiği.



Şekil 4-5. A6 grubu GTD kutu grafiği.

Düz abutmentların kullanıldığı D3 ve D6 gruplarında; 4. GTD, 5. GTD'den anlamlı olarak düşük iken (sırasıyla $p= 0,009$ ve $p= 0,020$) (Tablo 4-6, Şekil. 4-2, Şekil. 4-3), açılı abutmentların kullanıldığı A3 ve A6 gruplarında 4. GTD ile 5. GTD arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (sırasıyla $p=0,079$ ve $p=1,00$) (Tablo 4-6, Şekil. 4-4 ve Şekil. 4,5).

Tüm gruplar için; dinamik yükleme öncesi yapılan gevşetme işlemleri arasında (1. 2. ve 3. GTD) grup içinde anlamlı bir fark bulunmadığından, her örnek için 3 GTD'nin ortalaması alınıp 3_{ORT} olarak tanımlanmıştır. İki yönlü ANOVA ve Tukey HSD test uygulanmıştır. Buna göre; A3 ve A6 gruplarında 3_{ORT} GTD ile 4. ve 5. GTD arasında istatistiksel olarak fark önemlidir ($p<0,05$). D3 ve D6 gruplarında, 3_{ORT} GTD ile 4. GTD arasında anlamlı fark varken ($p<0,05$), 5.GTD ile anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$). Ayrıca araştırma grupları arasında da istatistiksel olarak önemli fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). Gevşetme ölçümleri ve gruplar arasında etkileşim istatistiksel olarak önemli olarak görülmüştür ($p<0,05$) (Tablo 4-7).

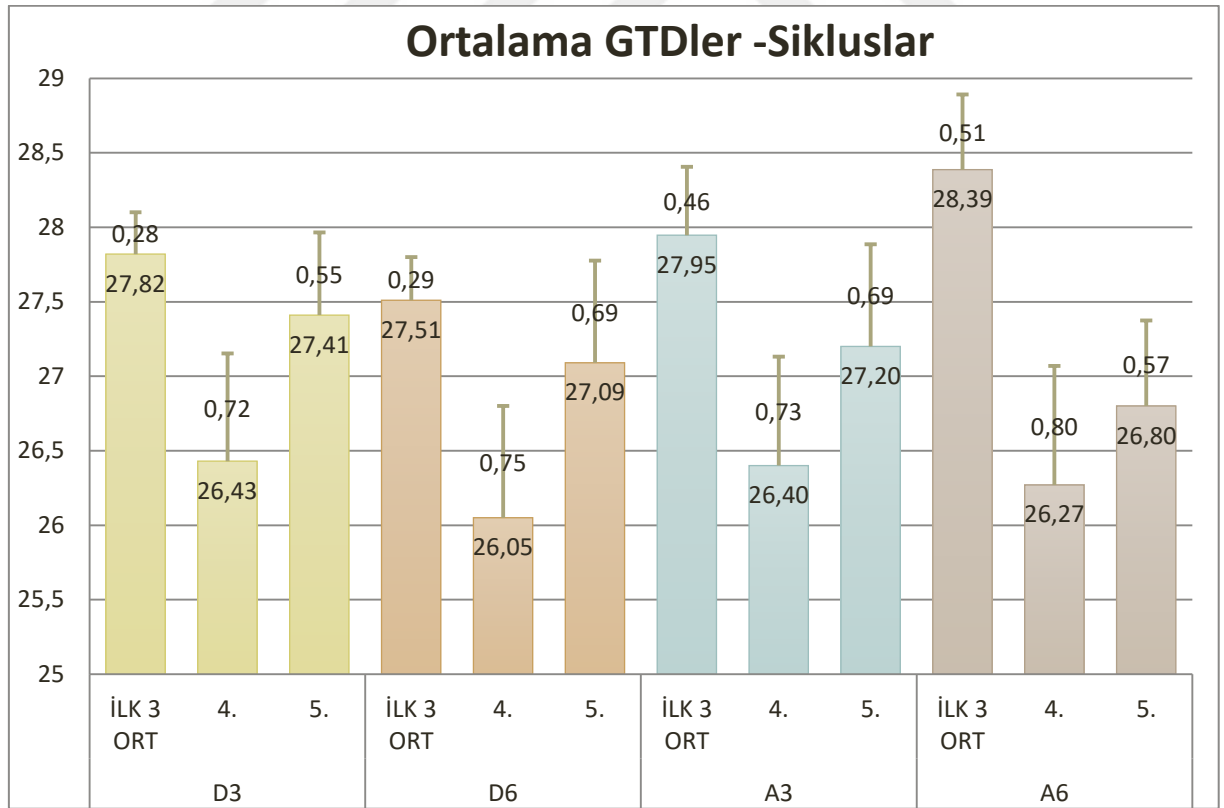
Yapılan Tukey HSD testine göre; grupların 3_{ORT} değerleri karşılaştırıldığında, sadece D6 grubu ile A6 grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p= 0,027$). Açılı abutment gruplarının (A3 ve A6) 3_{ORT} değerleri düz abutment gruplarından (D3 ve D6) daha yüksektir (Tablo 4-8).

5. GTD incelendiğinde; gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmemiştir (Tablo 4-7). 3×10^5 dinamik yükleme uygulanan (D3; 5.GTD= $27,41 \pm 0,55$ ve A3; 5.GTD= $27,2 \pm 0,69$) gruplarda 6×10^5 dinamik yükleme gruplarına (D6; 5.GTD= $27,09 \pm 0,68$ ve A6; 5.GTD= $26,79 \pm 0,57$) göre daha yüksek değerler okunmuştur, fakat gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir ($p>0,05$).

5. GTD ile 1. 2. ve 3. GTD'ler karşılaştırıldığında; D3, D6 grupları arasında anlamlı bir fark yok iken ($p>0,05$), A6 grubunda 5. GTD tüm dinamik yükleme öncesi değerlerden anlamlı derecede küçüktür ($p<0,05$). (Tablo 4-6). A3 grubunda ise; 5.GTD ile 2.GTD arasında anlamlı fark varken ($p<0,05$), 1. ve 3. GTD ile anlamlı fark yoktur ($p>0,05$).

Tablo 4-8. Tukey HSD çoklu varyans analizi sonuçları, anlamlılık düzeyleri. (Grupların yanındaki numaralar ölçüm yapılan GTD sikluslarını göstermektedir.) (3_{ORT}: İlk üç gevşetme sikluslarının ortalaması)

| GRUPLAR ve GEVŞETME SIKLUSU | N | p= 0.05 | | | | | | |
|-----------------------------|----|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
| D6-4 | 10 | 26.0500 | | | | | | |
| A6-4 | 10 | 26.2700 | 26.2700 | | | | | |
| A3-4 | 10 | 26.4000 | 26.4000 | 26.4000 | | | | |
| D3-4 | 10 | 26.4300 | 26.4300 | 26.4300 | | | | |
| A6-5 | 10 | 26.8354 | 26.8354 | 26.8354 | 26.8354 | | | |
| D6-5 | 10 | | 27.0900 | 27.0900 | 27.0900 | 27.0900 | | |
| A3-5 | 10 | | | 27.2000 | 27.2000 | 27.2000 | 27.2000 | |
| D3-5 | 10 | | | | 27.4100 | 27.4100 | 27.4100 | |
| D6-3 _{ORT} | 10 | | | | 27.5100 | 27.5100 | 27.5100 | |
| D3-3 _{ORT} | 10 | | | | | 27.8167 | 27.8167 | 27.8167 |
| A3-3 _{ORT} | 10 | | | | | | 27.9467 | 27.9467 |
| A6-3 _{ORT} | 10 | | | | | | | 28.3867 |
| Sig. | | .078 | .053 | .067 | .227 | .142 | .117 | .481 |



Şekil 4-6. Ortalama GTD'ler ve gevşetme siklusları

5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Çalışmamızda farklı dinamik yüklemeler altında, genelde anterior uygulamalarda kullanılan dar çaplı implantlar üzerinde, düz ve açılı standart titanyum abutmentler kullanılmıştır. Farklı dinamik yüklemeler sonucunda oluşan tork kaybı, vida gevşemesi değerleri, dinamik yükleme öncesiyle ve birbirleri ile karşılaştırılmıştır.

İmplant-abutment bağlantısı foksiyonel yükler altında devamlılığını sürdürebilmesi için dikey ve yatay yöndeki kuvvetlere karşı mekanik olarak direnç göstermeli, ayrıca eğilme ve burulma kuvvetlerine karşı da stabil şekilde kalabilmelidir. İmplant-abutment bütünlüğünü sağlayan vida ön yükleme kuvveti; dikey kuvvetlere karşı maksimum, yatay kuvvetlere karşı minimum direnç oluşturmaktadır. İmplantın internal bağlantı yuvası ise vida ön yükleme kuvveti ile birlikte rotasyona ve tork momentlerine karşı koyar [15, 78]. Bu bağlantı konseptinde ideal olarak, oklüzal yüklerin implantın uzun eksenine paralel iletimi istenir.

Açılı ve/veya ark dışına yerleştirilen implantlar üzerine yapılan restorasyonlarda ise, çiğneme kuvvetlerinin implant uzun eksenine paralel olması için, üst yapı tasarımında çeşitli modifikasyonlar yapılmaktadır [6]. Mekanik dayanımı ve restorasyonun klinik ömrünü arttırmak için düz abutmentlerde fazla preparasyon veya açılı abutment kullanımı gerekebilmektedir [70, 113].

Bugüne kadar dinamik yüklemenin vida gevşemesi ve tork kaybına etkisi üzerine yapılan in-vitro çalışmalarda genellikle molar veya premolar kronlar modele edilmiştir [82, 107, 108, 114-116]. Anterior restorasyonlar üzerine dinamik yükleme uygulanan bir çalışmaya rastlanılmıştır [117]. Fakat bu çalışmalarda, platform çapı 4,0 mm ve daha geniş implantlar kullanılmıştır [107, 108, 114-117]. Ban-Fui ve ark. [118] implant çapının; implantın burulma momentini ve vida üzerine gelen önyük değerini etkilediğini savunmuştur. Bu nedenle çalışmamızda ise; daha çok anterior bölgede uygulanan dar çaplı implantlar kullanılmıştır.

Dinamik yükleme çalışmalarında; intra oral koşulların mümkün olduğunca in vitro yönteme aktarılması gerekmektedir. Bizim çalışmamızda da intra oral durumu yansıtabilecek bir yöntem, çift eksenli çiğneme simülatörü (CS-4.2, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-

Westerham, Almanya) ile ISO standartlarına göre tasarlanmıştır [110]. İmplant-abutment bağlantısının mekanik dayanımının incelendiği in-vitro çalışmalarda da benzer çığneme simülatörleri kullanılmıştır [106, 116, 117].

Anterior dişlerin diinamik ve statik yüklemelerinde, yükleme açısı değerleri incelendiğinde; Rosentrit ve ark.'nın [106] çalışmalarında abutmentin palatinal yüzeyi ile gömülen materyal arasında açı 45° olarak ayarlanmıştır. Coppeda ve ark.'in [116], Karl ve Kelly 'nin [111] ve Yeo-Ha'nın [117] çalışmalarında bu açı 30° olarak ayarlanmış, ISO 14801'de [110] de dikey eksenle 30° açılı olması istenmiştir. Çalışmamızda örnekler dinamik yükleme cihazına dikey eksenle 30° açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir.

İmplantların yerleştirildiği kestamid materyalinin elastik modülüsü 4100 MPa'dır. ISO standardında gömülme materyalinin elastik modülüsünün 3 GPa ve üzerinde olması gerektiği belirtilmektedir [110]. Choi ve ark [119] çalışmalarında tibia kemiği üç nokta bükme testi sonucunda trabeküler ve kortikal kemiğin elastik modülüslerinin sırasıyla 4,59 GPa ve 5,44 GPa olduğunu ifade etmişlerdir.

Çalışmamızda implantların kole bölgesi, yine ISO 14801'e göre; 3 mm kemik rezorbsiyon miktarını simüle edecek şekilde kestamid bloklara yerleştirilmiştir [110]. Literatürde de implantın bu seviyede yerleştirildiği birçok çalışma bulunmaktadır [82, 106, 108, 111, 116, 120, 121].

Yükleme frekansının 2 Hz ve altında olmasının intraoral durumu daha iyi yansıtaacağı Karl ve Kelly [111] tarafından ifade edilmiştir. Piermatti [82] ise 100 siklus/Dk nın yeterli olduğunu savunmaktadır. Rosentrit ve ark. [106] implant üstü anterior restorasyonların dayanımına baktığı çalışmasında 1,6 Hz dinamik yükleme yapmıştır. Çalışmamızda da dinamik yükleme cihazının frekansı 1,6 Hz olarak ayarlanmıştır.

Literatürde, vida gevşemesi komplikasyonunun en çok birinci yılın sonunda meydana geldiği ve bu yüzden restorasyonun ilk yıl içinde kontrol edilmesi gerektiği tavsiye edilmektedir [1, 4, 5, 12]. Bir yıllık yaşlanmaya denk gelen dinamik siklus sayısı birçok yazar tarafından yaklaşık 3×10^5 siklus olarak savunulmuştur [5, 82, 109, 116, 122-124]. Bu amaçla çalışmamız da; aşamalı olarak bir ve iki yıllık yaşlanma süresine eş değer olan 3×10^5 ve 6×10^5 dinamik siklus uygulanmıştır. Ancak literatürde bu konuda kesin bir görüş birliği yoktur. 1×10^6 siklus sayısının bir yıllık yaşlanmaya eş değer olduğunu savunan araştırmacılarda

vardır [117, 125, 126]. Bunun nedeni, çalışmalarda kullanılan yöntemlerin, parametrelerin birbirlerinden farklılık göstermesidir. Bir diğer neden ise; 1×10^6 siklus sayısının bir yıllık yaşlanmaya eşit olduğunu savunan çalışmaların [125, 126] tarihi ISO nun “Endoosseos İmplantların Dinamik Yükleme Prosedürleri ISO:14801-2007” [110] standartlarını yayımlamasından daha önce olmasıdır. Karl ve Kerry [111] 2 Hz altındaki frekanslarda $1,2 \times 10^6$ dinamik yükleme frekansının yaklaşık 5 yıllık bir yaşlanma elde etmek için yeterli olacağını bildirmektedir.

Dişli bir bireyde ortalama çiğneme kuvvetlerinin 60-270 N arasında olduğu [66] sert besinleri çiğnerken 530 N kadar çıktığı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir [67]. İmplant destekli sabit protezlerde oluşan mastikatör kuvvetler ise doğal dişlere yakındır [16]. İmplant destekli protez kullanan hastalardaki ortalama çiğneme kuvveti 50 N olarak ve maksimum çiğneme kuvveti de 145 N olarak tespit edilmiştir [68]. Temporomandibular eklemden geçen fulkrum eksenine etrafında oluşan 3. sınıf kaldıraç sistemi etkisi ile posterior bölgedeki çiğneme kuvvetleri anteriordan ortalama 4 kat büyüktür [16]. Çalışmamızda, dinamik yüklemeye kullanılan 50 N luk kuvvet; daha önceki çalışmalarda, standart bir sınıf 2 okluzyonlu, implant üstü restorasyona sahip bir bireyde, normal bir çiğneme sırasında alt anterior dişlerin üst anterior dişlerin palatinal eğimlerine uyguladığı yaklaşık kuvvet olarak gösterilmiştir. [106, 122, 127]. Fakat, in-vivo koşullarda mastikatör sistemin kompleks bir doğasının olduğu, protetik restorasyonlarda bu değerlerin değişkenlik gösterebileceği araştırmacılar tarafından dipnot olarak belirtilmektedir [6, 73]. Hidaka ve ark. [128] Elekröromiyografi (EMG) çalışması sonucu; bölgedeki etkin mastikatör kuvvetin, restorasyonun efektif okluzal yüzeyine bölünmesi ile hesaplanabileceğini belirtmiştir.

Lateral hareketler ile birlikte oluşan kuvvetler, implant üstü restorasyonlar için, vertikal yöndeki ısırma kuvvetlerinden daha tehlikelidir [26, 70]. Özellikle yatay kuvvetlerin oluşturduğu stresler, implantın zarar görmesine ya da implant etrafındaki kemiğin rezorbe olmasına neden olmaktadır [71]. Morneburg ve Pröschel [129] implant üstü sabit bir protez kullanan bireyde ortalama lateral kuvvet miktarının, okluzal yüzeyin morfolojisine göre 11-27 N arasında değişmekte olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda, bunun yaklaşık iki katı bir değer olan 50 N yük kullanılmıştır. Bu kuvvetlerin palatinal yüzeyleri ile paslanmaz çelik uç antagonisti yüzeyi arasındaki sürtünmenin bir sonucu olarak daha büyük bir eksentrik yükleme ve titreşim oluşturur. Bu offset kuvvetler de, abutment vidalarında daha yüksek

streslerin oluşmasına neden olur. Coppede ve ark. [116] abutment vidası üzerinde oluşan stresin, 50 N'luk lateral yük değeri ile, zorlu klinik koşullarının, in-vitro ortama daha iyi yansıtıldığını savunmaktadır. Açılı abutmentlarda ise bu lateral kuvvet etkisi ve oluşturduğu stres daha da artmaktadır.

Araştırmamız ağız içi ortamı yansıtılabilmek amacıyla ıslak ortamda yapılmıştır. ISO standardında 2 Hz ve altındaki frekans değerlerinde yapılan dinamik yüklemelerin ıslak ortamda yapılması gerektiği belirtilmektedir [110]. ISO standardında ıslak ortamda yükleme yapılmasını gerektiren diğer bir faktör deney komponentlerinden birinin polimer esaslı olması olarak ifade edilmiştir [110]. Çalışmamızda örnekleri yerleştirdiğimiz kestamid malzemesi; bir tür dökülebilir amid polimeridir ve su absorpsiyonu oranı yaklaşık %5'dir. Bu yüzden hem dinamik yükleme sırasında hem de öncesinde 24 saat distile suda bekletilmiştir. Literatürde de birçok çalışmada dinamik yüklemenin ıslak ortamda yapıldığı gözlenmiştir [82, 106, 109, 111, 117, 122, 123, 127, 130].

Çalışmamızda kullanılan kronlar, Cr-Co alaşımdan imal edilmiştir. Klinik uygulamalarda anterior bölge için böyle bir endikasyon olmamasına rağmen bu şekilde tasarım yapılmasının nedeni; çalışmamızın vida gevşemesine ve/veya başarısızlığına odaklanması ve kron malzemesine bağlı başarısızlık olma ihtimalini ortadan kaldırmaktır. Literatürde vida gevşemesine ve abutment-implant bağlantısını inceleyen in-vitro çalışmalarda da [82, 107, 116, 131] dinamik ve statik yüklemeler için metal kronlar tasarlanmıştır. Ayrıca anterior kronlar üzerinde vida gevşemesini inceleyen bulabildiğimiz tek çalışma olan Chun-Yeo ve ark.'ın [117] çalışmasında da metal (Alaşım bilgisine rastlanılamıştır.) kronlar kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan Cr-Co kronlar, daha önceki in-vitro çalışmalarda olduğu gibi [82, 107, 117] geçici bir siman kullanılarak yapıştırılmıştır. Ancak diğer yandan kronların yapıştırılmasında rezin siman tercih eden çalışmalar da vardır [106, 123]. Ayrıca ISO 14801 test prosedürlerinde de simanla ilgili bir öneri karşılaşılmamıştır. Literatürde ise siman tipinin vida gevşemesi ile ilişkisini inceleyen çalışmaya rastlanılamamıştır. Fakat, Wittneben ve ark.'ın [27] literatür taramasında, simante abutmentlarda siman tipi ile retansiyon kaybı arasındaki ilişki incelenmiştir. Bu klinik derlemede; toplam 15 çalışmada kullanılan rezin siman, çinko fosfat siman, cam iyonemer siman ve çinko oksit öjenol siman karşılaştırılmıştır. En yüksek başarısızlık oranı %1,75 (0.52–5.95) ile rezin simanlarda en düşük başarısızlık oranı

%0 ile çinko fosfat simanlarda kaydedilmiştir. Ancak bu derlemede [27] başarılığın nedenleri üzerine herhangi bir açıklamaya rastlanılamamıştır.

Dinamik yükleme öncesi GTD ölçümü “gömülme serbestleşmesi” fenomenine [92] bağlı başlangıç tork kaybını tespit etmek için önemlidir [84]. Guzaitis ve ark.[105] abutment vidasının, her sıkma-gevşetme siklusundan sonra daha düşük GTD verdiğini, 5.sıkma-gevşetme siklusundan sonra bu GTD'nin anlamlı olarak azaldığını göstermişlerdir. Bernardes ve Hobkirk [132] ise 5 sıkma-gevşetme siklusundan sonra GTD'nin anlamlı olarak azalmadığını savunmuşlardır. Fakat bu iki sonucun farklı olmasının nedeni abutment vidalarını sıktıktan sonraki tekrar sıkma işleminin olması ve gevşetme işlemine kadar geçen sürenin farklı olması olabilir. Biz de çalışmamızda; hem bu nedenle, hem de klinik ve laboratuvar seanslarındaki sıkma-gevşetme sikluslarını canlandırması amacıyla dinamik yükleme öncesi her bir örneğe 3 kez sıkma-gevşetme siklusu uygulayıp okunan GTD'leri not ettik.

Klinikte abutment vidalarının final seansında torklanmasında tork raşetleri kullanılmaktadır. Bu raşetlerin doğruluğu firmadan firmaya değişmekle birlikte, L'Homme ve McGlumpy [89] 2015'de yaptıkları çalışmada bu oranın $\pm\%1-4,5$ arasında olduğunu ve tekrarlayan sterilizasyon işlemlerinden sonra hata oranlarının arttığını bildirmişlerdir. Ayrıca tork raşetlerinin hassasiyeti operatöre, aletin kullanım sayısına, yaşına bağlı olarak da değişmektedir [92]. Bu yüzden çalışmamızda abutment vidalarının sıkılması ve gevşetilmesi işlemlerinde, kalibrasyonu yapılmış elektronik tork anahtarı kullanılmıştır. Ancak çalışmamızda vida üzerine gelen tork-bending kuvveti ve oluşan ön yük değeri direkt olarak ölçülmemiş bunun yerine vida üzerine sabit bir (30 N.cm) moment değeri ile çalışılmıştır

Fonksiyon altındaki vidanın yaşlanma miktarına bağlı olarak tork değerini kaybettiği birçok araştırmacı tarafından gösterilmiştir [5, 80, 81, 93, 99, 115]. Fakat yorulmuş vidanın tekrar sıkılması sonucunda sergileyeceği GTD'nin başlangıç GTD değerleri ile karşılaştıran herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu yüzden çalışmamızda; örneklerin dinamik yükleme sonrası ölçülen GTD'lerine 5.GTD eklenmiş ve ilk vida ile ölçülen 1. 2. ve 3. GTD'ler ile karşılaştırılmıştır.

5.2. Sonuçların Tartışılması

Çalışmamızda dinamik yükleme öncesi GTD'ler değerlendirildiğinde; tüm gruplarda 1. 2. ve 3. GTD'ler arasında anlamlı bir fark yoktur. Bu sonuç Guzaitis [105], Tzenakis [133] ve Weiss'in [134] sonuçları ile örtüşmektedir. Guzaitis ilk 3 sıkma-gevşetme siklusunda GTD nin anlamlı olarak değişmediğini, Weiss ise ilk 3 sıkmada markaya bağlı olarak ortalama %3-%20 arasında tork kaybı olduğunu göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda da; ilk üç GTD'lerde ortalama tork kaybı yüzdesi %5,3- %8 aralığındadır.

İlk üç GTD'ler arasında fark olmaması sonucunda 1. 2. ve 3. GTD'lerinin ortalaması alınıp kontrol grubu oluşturulmuş (3_{ORT} GTD) ve gruplar arası karşılaştırmalar yapılmıştır. Buna göre; A6 grubu, D6 grubundan anlamlı derecede yüksektir. Ayrıca; açılı abutmentlerin kullanıldığı (A3 ve A6) gruplar, düz abutment gruplarından (D3 ve D6) daha yüksek başlangıç GTD ortalaması göstermiştir. Bu sonuçlar Chun-Yeo ve ark. [117] ve Bryne ve ark.'ın [135] çalışmalarıyla tutarlılık göstermektedir. Chun-Yeo'nun çalışmasında [117]; internal ve eksternal bağlantılı, düz, açılı ve UCLA açılı abutmentler 30 N.cm sıkma torku ile sıkılmış, örneklerin başlangıç GTD'leri karşılaştırılmıştır. En yüksek başlangıç GTD'lerinin açılı abutment gruplarında elde edildiğini rapor etmişlerdir. Bu sonucun nedenini: "Açılı abutmentlerde görece yüksek olan vida eklemi başarısızlıklarını azaltmak ve kuvvete karşı parçalar arasında rotasyonel uyumsuzluğu azaltmak için bir tasarım" olarak açıklamışlardır. Bryne ve ark. çalışmasında [135]; aynı sistemde bile, açılı ve UCLA abutment vidalarının, standart abutment vidalarına göre daha büyük ön yük değeri aldığını tespit etmişler ve bu değerlerin abutmentin eğimi ile korelasyon gösterdiğini gözlemlemişlerdir. Neden olarak ise; abutment ile vida arasındaki farklı sürtünme katsayıları ve farklı oturma etkisi değerleri olduğunu savunmuşlardır [135].

Dinamik yükleme tüm gruplarda GTD'leri istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür. 4.GTD sıralaması D3>A3>A6>D6'dır. Ancak başlangıç GTD'leri ile karşılaştırıldığında tork kaybı açılı abutment gruplarında daha yüksektir. Sırasıyla yüzde tork kaybı değerleri: A6:%7.06 ± 2.17, A3:%5.16 ± 2.55, D6: %4.87 ± 2.5, D3: %4.62 ± 2.2 'dir.

Dinamik yükleme siklusları sonrası GTD'ler (4.GTD'ler) değerlendirildiğinde; 3×10^5 kez dinamik yükleme yapılan (D3, 4.GTD: 26,43±0,72 ve A3, 4.GTD: 26,40±0,73) gruplarda, 6×10^5 kez dinamik yükleme yapılan (D6, 4.GTD: 26,05±0,75 ve A6, 4.GTD: 26,27±0,79)

gruplardan daha yüksek değerler gözlemlenmiştir. Ancak gruplararası fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Benzer sonuç Piermatti ve ark.'nın [82] çalışmalarında elde edilmiştir. Çalışmada 4 farklı marka implant üzerine molar kronlar yapılmış, başlangıçta, $2,5 \cdot 10^5$, $5 \cdot 10^5$ ve $7,5 \cdot 10^5$ kez dinamik yükleme uygulanmış ve GTD'leri ölçmüşlerdir. $2,5 \cdot 10^5$ ve $5 \cdot 10^5$ kez siklus yapılan gruplar arasında bir marka hariç (Astratech) anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Fakat her siklus sonrası GTD ölçümünden sonra aynı implant, abutment ve abutment vidası kullanılarak siklusa devam edilmiştir. Çalışmamızda, implant, abutment ve abutment vidasını yaşlanma etkisinden korumak için vidaları tek sefer kullanılmıştır.

Farklı dinamik yükleme prosedürleri sonrasında GTD'ler arasında anlamlı fark tespit edilmemiştir ve dinamik yükleme sonrası ölçülen tork kaybı oranını, benzer dinamik yükleme prosedürleri uygulanan çalışmalar [82, 116] ile karşılaştırıldığında, daha düşüktür. Çalışmamızda dinamik yükleme sonrası toplam tork kaybı oranı % 11-13 aralığında iken, Coppede ve ark.'ın [116] çalışmasında 3×10^5 kez dinamik yüklemeye sonra tork kaybı oranı % 18-40 aralığında değişirken, Piermatti ve ark. [82] çalışmasında ise, 5×10^5 kez dinamik yükleme sonrası tork kaybı oranı markaya göre değişkenlik göstermekle birlikte %3-85 aralığındadır. Bu sonucun bir nedeni de, çalışmamızda kullanılan vida mekaniğinin, literatürde gevşemeye dirençli tasarımlardan biri olarak Holmes ve Horace'nin tanıttığı spiral-lock (Spiralock) tasarımı olabilir [96, 136]. Tasarımda daha önceden de bahsedildiği gibi, normal 60° lik dişi yivler yerine, 30° kırma açısına sahip yivler kullanılmaktadır. Bu açı, stresi yivler arasında homojen olarak dağıtmanın yanı sıra, kuvvetlerin oluşturduğu titreşimler sırasında yüzeylerin devamlı temasını ve sürtünme kuvvetinin korunmasını sağlar. Bu tasarımın özellikle yatay kuvvetlere ve titreşimlere karşı normal vida yivi tasarımına göre 3 kat daha uzun ömürlü olduğu savunulmaktadır [94, 96]

Çalışmamızda, bir ve iki yıllık yaşlanma süresine eş değer olan 3×10^5 ve 6×10^5 kez dinamik yükleme uygulanmıştır. Bu siklus sayıları, literatürdeki bazı çalışmalardaki siklus sayıları ile karşılaştırıldığında daha az olabilir [106, 117, 131]. Chun-Yeo ve ark.'ın [117] çalışmasında 14 Hz ve 1×10^6 kez dinamik yükleme uygulanırken, Rosentrit ve ark.'da [106] 1,6 Hz ve $1,2 \times 10^6$ kez dinamik yükleme uygulamışlardır. Çalışmamızda farklı dinamik yüklemeler sonucu anlamlı fark olmamasının bir nedeni de; çalışmamızda literatürdeki siklusa göre daha az dinamik yükleme siklusları kullanılmış olması olabilir.

Açılı abutment kullanımı, 4.GTD'ler üzerinde anlamlı bir etki oluşturmamıştır. Bu sonuç, literatürde anterior bölge açılı ve düz implantların vida gevşemesini in-vitro karşılaştıran bulabildiğimiz tek çalışma olan, Chun-Yeo ve ark'nın [117] çalışması sonuçları ile örtüşmektedir. Yöntemi yukarıda anlatılan çalışmada [117] araştırmacılar, sonuç olarak; açılı ve düz abutmentlerin dinamik yükleme sonrası GTD'leri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını tespit etmişlerdir [117].

Çalışmamızda dinamik yükleme sonrası yorulmuş vidanın tekrar sıkılması sonrası davranışı (5.GTD'ler) değerlendirildiğinde: A6 grubunda 5.GTD, 1. 2. ve 3. GTD'lerden istatistiksel olarak düşüktür. 5.GTD ile 4.GTD arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. D3 ve D6 gruplarında ise; 5. GTD'ler ile 1. 2. ve 3. GTD'ler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Düz abutment gruplarında (D3 ve D6) 5. GTD'ler, 4.GTD'lerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Dinamik yükleme öncesi GTD'lerin ortalaması alınarak oluşturulan 3_{ORT} GTD değerleri ile 5. GTD karşılaştırıldığında; aynı şekilde, düz abutment gruplarında (D3 ve D6) anlamlı fark yokken, açılı abutment gruplarında (A3 ve A6) bu değer anlamlı derecede farklıdır.

Özellikle A6 ve A3 grubunda, 5. GTD'lerin dinamik yükleme öncesine göre anlamlı derecede düşük değerler sergilemesinin nedeni; implantın eğimli yerleştirilmesi, bunun sonucu olarak da implant-abutment bütünlüğüne uygulanan yük ile bağlantıyı ayıran kuvvetlerin vidanın yivleri üzerinde daha fazla aşınma etkisi oluşturması ve sonrasında vidanın direncinin düşmesi olabilir. Fakat elde edilen sonuçlar doğrultusunda, açılı abutment kullanılması gereken vakalarda, yorulmuş vidanın yeni bir vida ile değiştirilmesi önerilebilir.

Araştırmamızda klinik koşullar olabildiğince laboratuvar ortamında canlandırılmaya çalışılmıştır. Fakat bir takım limitasyonlar bulunmaktadır. Ağız içerisindeki kuvvetler değişken olmasına rağmen örneklere, cihazın şartları doğrultusunda, sabit bir kuvvet uygulanmıştır. Ve dinamik yükleme cihazının yükleyici ucu tek sabit bir noktaya kuvvet uygulamıştır. Sonuçların karşılaştırılmasında, yorulmuş örneklerin yüzey yapısının incelenmesinde SEM analizi yapılmamıştır. Guzaite ve ark.[105] çalışmasında yorulmuş örneklerdeki yüzey değişimlerinin ortaya konmasında SEM analizinden faydalanmışlardır

Açılı abutment gruplarında (A3 ve A6) dinamik yükleme öncesi yüksek değerler göstermesinin ve 5. GTD'lerin başlangıçtaki değerlerden anlamlı olarak düşük çıkmasının

nedenleri; vida üzerine gelen ön yük kuvvetini direkt olarak değerlendiren yöntemler (strain gauge gibi) ile desteklenerek araştırılmalıdır. Ayrıca, gelecekte; yeni bir vida ile dinamik yükleme sonrası ölçümler yapıp dinamik yükleme öncesi ve sonrası değerler ile karşılaştırılabilir. Böylece düşük GTD sonucuna, vida yivi aşınması ve implant iç yivinin aşınmasının ne kadar katkıda bulunduğu tespit edilebilir. Kişisel abutmentlar gibi günümüzde kullanımı artan farklı tip abutmentlar ile karşılaştırmalar yapılabilir. Daha yüksek dinamik yükleme sayılarının ve daha büyük kuvvetlerin sistemin davranışı üzerine etkisi araştırılabilir. Vidayı sıkma prosedürleri değiştirilebilir. Örneğin farklı yıkama solüsyonlarının gevşeme tork değerleri üzerine etkisi araştırılabilir.



6. SONUÇLAR

Bu in-vitro çalışmanın limitasyonları dahilinde:

- 1) Farklı dinamik yükleme siklusları (3×10^5 ve 6×10^5) sonrası ölçülen vida gevşemesi tork değerleri (4.GTD) dinamik yükleme öncesi GTD'lerden anlamlı olarak düşüktür.
- 2) Bir ve iki yıllık yaşlandırma koşulları altında; açılı abutment grupları ile düz abutment grupları arasında GTD'ler üzerinde anlamlı bir fark oluşmamaktadır.
- 3) Farklı dinamik yükleme siklusları (3×10^5 ve 6×10^5) düz ve açılı abutmentlarda GTD'ler üzerinde anlamlı bir fark oluşturmamaktadır.
- 4) Dinamik yükleme öncesi; açılı abutmentlar, düz abutmentlara göre daha yüksek GTD göstermişlerdir.
- 5) Dinamik yükleme sonrası; yorulmuş vidanın tekrar kullanılması sonucunda (5.GTD) elde edilen sonuçlara göre; düz abutment gruplarında (D3 ve D6) 5.GTD dinamik yükleme öncesi GTD'lerden farklı değilken, açılı abutment gruplarında (A3 ve A6) 5. GTD dinamik yükleme öncesi GTD'lerden anlamlı derecede düşüktür. Klinikte özellikle açılı abutment kullanımında kontrollerde yorulmuş vidanın yeni vida ile değiştirilmesi önerilmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Schwarz, M.S., *Mechanical complications of dental implants*. Clin Oral Implants Res, 2000. **11 Suppl 1**: p. 156-8.
2. Goodacre, C.J., et al., *Clinical complications with implants and implant prostheses*. J Prosthet Dent, 2003. **90**(2): p. 121-32.
3. Haas, R., et al., *Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants*. J Prosthet Dent, 1995. **73**(3): p. 274-9.
4. Keith, S.E., et al., *Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1999. **14**(3): p. 369-78.
5. Khraisat, A., et al., *Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system*. J Prosthet Dent, 2004. **91**(4): p. 326-34.
6. Weinberg, L.A., *Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I*. J Oral Implantol, 2001. **27**(6): p. 293-301.
7. Aboyousef, H., S. Weiner, and D. Ehrenberg, *Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns*. J Prosthet Dent, 2000. **83**(4): p. 450-5.
8. Becker, W. and B.E. Becker, *Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study*. J Prosthet Dent, 1995. **74**(1): p. 51-5.
9. Eckert, S.E. and P.C. Wollan, *Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws*. J Prosthet Dent, 1998. **79**(4): p. 415-21.
10. Henry, P.J., et al., *Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. **11**(4): p. 450-5.
11. Scheller, H., et al., *A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1998. **13**(2): p. 212-8.
12. Simon, R.L., *Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report*. J Prosthet Dent, 2003. **90**(6): p. 517-21.
13. Sailer, I., et al., *A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions*. Clin Oral Implants Res, 2009. **20 Suppl 4**: p. 4-31.
14. Misch, C.E., *Chapter 26 - Principles of Fixed Implant Prosthodontics: Cement-Retained Restorations*, in *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*, C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 650-699.
15. Bakaeen, L.G., S. Winkler, and P.A. Neff, *The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations*. J Oral Implantol, 2001. **27**(2): p. 63-72.
16. Zarb, G.A. and A. Schmitt, *The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered*. J Prosthet Dent, 1990. **64**(2): p. 185-94.
17. Jemt, T., *Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1991. **6**(3): p. 270-6.
18. Gracis, S., et al., *Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23 Suppl 6**: p. 202-16.

19. Misch, C.E., *Chapter 28 - Principles for Abutment and Prosthetic Screws and Screw-Retained Components and Prostheses*, in *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*, C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 724-752.
20. Theoharidou, A., et al., *Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2008. **23**(4): p. 681-90.
21. Tian, K., et al., *Angled abutments result in increased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: A finite element analysis*. *Medical Engineering & Physics*, 2012. **34**(10): p. 1526-1531.
22. Paul, S., T.V. Padmanabhan, and S. Swarup, *Comparison of strain generated in bone by "platform-switched" and "non-platform-switched" implants with straight and angulated abutments under vertical and angulated load: a finite element analysis study*. *Indian J Dent Res*, 2013. **24**(1): p. 8-13.
23. *The Glossary of Prosthodontic Terms*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005. **94**(1): p. 10-92.
24. Misch, C.E., *Chapter 2 - Generic Root Form Component Terminology*, in *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*, C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 26-45.
25. Abraham, C.M., *A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments*. *The Open Dentistry Journal*, 2014. **8**: p. 50-55.
26. Branemark, P.I., et al., *Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies*. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1969. **3**(2): p. 81-100.
27. Wittneben, J.-G., C. Millen, and U. Brägger, *Clinical Performance of Screw- Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions- A Systematic Review*. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2014. **29**: p. 84.
28. Lemons, J.E., F. Misch-Dietsh, and M.S. McCracken, *Chapter 4 - Biomaterials for Dental Implants*, in *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*, C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 66-94.
29. Bagnò, A. and C. Di Bello, *Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials*. *J Mater Sci Mater Med*, 2004. **15**(9): p. 935-49.
30. Bidez, M.W. and C.E. Misch, *Chapter 5 - Clinical Biomechanics in Implant Dentistry*, in *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*, C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 95-106.
31. Stafford, G.L., *Platform switching of implants may decrease bone loss*. *Evid Based Dent*, 2015. **16**(3): p. 84-5.
32. Binon, P.P., *Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs*. *The International journal of prosthodontics*, 1995. **8**(2): p. 162-178.
33. Misch, C.E. and C.M. Misch, *Generic terminology for endosseous implant prosthodontics*. *J Prosthet Dent*, 1992. **68**(5): p. 809-12.
34. Misch, C.E., *Principles of Fixed Implant Prosthodontics*. 2015: p. 650-699.
35. Attard, N.J. and G.A. Zarb, *Implant prosthodontic management of partially edentulous patients missing posterior teeth: The Toronto experience*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003. **89**(4): p. 352-359.
36. Jemt, T., B. Linden, and U. Lekholm, *Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1992. **7**(1): p. 40-4.

37. Clelland, N.L. and M.C. Van Putten, *Comparison of Strains Produced in a Bone Simulant between Conventional Cast and Resin-Luted Implant Frameworks*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1997. **12**(6): p. 793-799.
38. Katona, T.R., et al., *Force-moment systems on single maxillary anterior implants: effects of incisal guidance, fixture orientation, and loss of bone support*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 1993. **8**(5): p. 512-522.
39. Quirynen, M., et al., *Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system. An in vitro study*. Clinical oral implants research, 1994. **5**(4): p. 239-244.
40. Walton, J.N., F.M. Gardner, and J.R. Agar, *A survey of crown and fixed partial denture failures: Length of service and reasons for replacement*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1986. **56**(4): p. 416-421.
41. Misch, C.E., *Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses*. Practical periodontics and aesthetic dentistry : PPAD, 1995. **7**(9): p. 15-18.
42. Hemmings, K.W., A. Schmitt, and G.A. Zarb, *Complications and Maintenance Requirements for Fixed Prostheses and Overdentures in the Edentulous Mandible: A 5-Year Report*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1994. **9**(2): p. 191-196.
43. Şahin, S., M.C. Çehreli, and E. Yalçın, *The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review*. Journal of Dentistry, 2002. **30**(7): p. 271-282.
44. Appleton, R., et al. *Peri-implant bone changes in response to progressive osseous loading*. in *JOURNAL OF DENTAL RESEARCH*. 1997. AMER ASSOC DENTAL RESEARCH 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314.
45. Jansen, V.K., G. Conrads, and E.J. Richter, *Microbial Leakage and Marginal Fit of the Implant-Abutment Interface*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1997. **12**(4): p. 527-540.
46. Balshi, T.J., *An analysis and management of fractured implants: a clinical report*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. **11**(5): p. 660-6.
47. Sailer, I., et al., *Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23 Suppl 6**: p. 163-201.
48. Kleis, W.K., et al., *A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report*. Clin Implant Dent Relat Res, 2010. **12**(3): p. 209-18.
49. ULUDAĞ, B. and S. POLAT, *İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular*. Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics, 2010. **1**(1): p. 80-86.
50. Geçkili, O., C. Bural, and Ç. Bilmenoğlu, *İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler*. EÜ Dişhek Fak Derg, 2010. **31**: p. 9-18.
51. Misch, C.E., *Chapter 23 - The Edentulous Mandible: Treatment Plans for Implant Overdentures*, in *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*, C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 573-599.
52. Ramoglu, S., O. Ozan, and S.K. Yılmaz, *Mandibular 2 implant destekli overdenture protezlerde ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesi*. Cumhuriyet Dental Journal, 2014. **17**(3): p. 279-290.

53. Walton, J.N., *A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol*. Int J Prosthodont, 2003. **16**(3): p. 255-60.
54. Kreissl, M.E., et al., *Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(6): p. 720-6.
55. Culp, L., N.Y. Wong, and C.E. Misch, *Chapter 27 - Digital Technology in Implant Dentistry*, in *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*, C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 700-723.
56. Mitsias, M.E., et al., *Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments*. Int J Prosthodont, 2010. **23**(1): p. 56-9.
57. Kim, S., et al., *Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments*. J Prosthet Dent, 2009. **101**(4): p. 226-30.
58. Foong, J.K.W., et al., *Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2013. **109**(5): p. 304-312.
59. Sui, X., et al., *Experimental research on the relationship between fit accuracy and fracture resistance of zirconia abutments*. Journal of Dentistry, 2014. **42**(10): p. 1353-1359.
60. Gehrke, P., et al., *Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening*. Quintessence Int, 2006. **37**(1): p. 19-26.
61. Canullo, L., P. Morgia, and F. Marinotti, *Preliminary laboratory evaluation of bicomponent customized zirconia abutments*. Int J Prosthodont, 2007. **20**(5): p. 486-8.
62. Carvalho, M.A., et al., *Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: A nonlinear 3-dimensional finite element analysis*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2014. **112**(5): p. 1096-1102.
63. Rosentritt, M., et al., *In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application*. Journal of Dentistry, 2014. **42**(8): p. 1019-1026.
64. Magne, P., et al., *Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers*. Clin Oral Implants Res, 2011. **22**(11): p. 1275-81.
65. Kim, Y., et al., *Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale*. Clinical oral implants research, 2005. **16**(1): p. 26-35.
66. Gibbs, C.H., et al., *Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission*. J Prosthet Dent, 1981. **46**(4): p. 443-9.
67. Schindler, H.J., E. Stengel, and W.E. Spiess, *Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study*. J Prosthet Dent, 1998. **80**(3): p. 330-6.
68. Richter, E.J., *In vivo vertical forces on implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1995. **10**(1): p. 99-108.
69. Koyano, K. and D. Esaki, *Occlusion on oral implants: current clinical guidelines*. J Oral Rehabil, 2015. **42**(2): p. 153-61.
70. Weinberg, L.A., *Reduction of implant loading using a modified centric occlusal anatomy*. Int J Prosthodont, 1998. **11**(1): p. 55-69.
71. Dos Santos, J., *Occlusion: principles and treatment*. 2007: Quintessence Publishing Company.

72. Misch, C.E., *Chapter 8 - Stress Treatment Theorem for Implant Dentistry: The Key to Implant Treatment Plans*, in *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*, C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 159-192.
73. Weinberg, L.A. and B. Kruger, *A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables*. *Int J Prosthodont*, 1995. **8**(5): p. 421-33.
74. Misch, C.E., *Chapter 31 - Occlusal Considerations for Implant-Supported Prostheses: Implant-Protective Occlusion*, in *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*, C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 874-912.
75. Misch, C.E. and M.W. Bidez, *Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale*. *Compendium*, 1994. **15**(11): p. 1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344.
76. Chapman, R.J., *Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts*. *Quintessence Int*, 1989. **20**(7): p. 473-80.
77. Binon, P.P., *The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability*. *International Journal of Prosthodontics*, 1996. **9**(2): p. 149-160.
78. Binon, P.P., *The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces*. *Postgraduate Dent*, 1996. **3**(1): p. 2-13.
79. Semper, W., et al., *Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment complexes: an experimental study*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010. **25**(1): p. 86-94.
80. Khraisat, A., et al., *Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading*. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2004. **6**(3): p. 157-64.
81. Khraisat, A., *Stability of implant-abutment interface with a hexagon-mediated butt joint: failure mode and bending resistance*. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2005. **7**(4): p. 221-8.
82. Piermatti, J., et al., *An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems*. *Implant Dent*, 2006. **15**(4): p. 427-35.
83. McGlumphy, E.A., D.A. Mendel, and J.A. Holloway, *Implant screw mechanics*. *Dent Clin North Am*, 1998. **42**(1): p. 71-89.
84. Haack, J.E., et al., *Elongation and preload stress in dental implant abutment screws*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1995. **10**(5): p. 529-36.
85. Cantwell, A. and J.A. Hobkirk, *Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004. **19**(1): p. 124-32.
86. Burguete, R.L., et al., *Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1994. **71**(6): p. 592-599.
87. Goheen, K.L., et al., *Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants*. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1994. **9**(2): p. 149-155.
88. Gutierrez, J., et al., *Accuracy of the Implant Torque Wrench Following Time in Clinical Service*. *International Journal of Prosthodontics*, 1997. **10**(6): p. 562-567.
89. L'Homme-Langlois, E., et al., *Accuracy of mechanical torque-limiting devices for dental implants*. *J Prosthet Dent*, 2015. **114**(4): p. 524-8.
90. Standlee, J.P. and A.A. Caputo, *Accuracy of an electric torque-limiting device for implants*. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1999. **14**(2): p. 278-281.
91. McCracken, M.S., et al., *Variability of Mechanical Torque-Limiting Devices in Clinical Service at a US Dental School*. *Journal of Prosthodontics*, 2010. **19**(1): p. 20-24.

92. Winkler, S., et al., *Implant screw mechanics and the settling effect: overview*. J Oral Implantol, 2003. **29**(5): p. 242-5.
93. Lang, L.A., K.B. May, and R.F. Wang, *The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex*. J Prosthet Dent, 1999. **81**(4): p. 411-7.
94. Shigley, J.E., et al., *Mechanical engineering design*. Vol. 89. 1989: McGraw-Hill New York.
95. Binon, P.P., *Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs*. The International journal of prosthodontics, 1994. **8**(2): p. 162-178.
96. Holmes, H., *A Spiral Lock for Threaded Fasteners*. Mechanical Engineering, 1988. **110**(5): p. 3639.
97. Kline, R., et al., *A Prospective Multicenter Clinical Investigation of a Bone Quality-Based Dental Implant System*. Implant Dentistry, 2002. **11**(3): p. 224-234.
98. Misch, C.E., et al., *Posterior Implant Single-Tooth Replacement and Status of Adjacent Teeth During a 10-Year Period: A Retrospective Report*. Journal of Periodontology, 2008. **79**(12): p. 2378-2382.
99. Lee, H.W., et al., *The Effect of Contamination of Implant Screws on Reverse Torque*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2015. **30**(5): p. 1054-60.
100. Sakaguchi, R.L. and S.E. Borgersen, *Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1995. **10**(3): p. 295-302.
101. Jaarda, M.J., M.E. Razzoog, and D.G. Gratton, *Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws*. Implant Dent, 1994. **3**(1): p. 17-21.
102. Siamos, G., S. Winkler, and K.G. Boberick, *Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses*. J Oral Implantol, 2002. **28**(2): p. 67-73.
103. Bickford, J., *Handbook of bolts and bolted joints*. 1998: CRC press.
104. Jemt, T., U. Lekholm, and K. Grondahl, *3-year followup study of early single implant restorations ad modum Branemark*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1990. **10**(5): p. 340-9.
105. Guzaitis, K.L., K.L. Knoernschild, and M.A. Viana, *Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology*. J Prosthet Dent, 2011. **106**(3): p. 159-69.
106. Rosentritt, M., et al., *In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application*. J Dent, 2014. **42**(8): p. 1019-26.
107. Butignon, L.E., et al., *Influence of three types of abutments on preload values before and after cyclic loading with structural analysis by scanning electron microscopy*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2013. **28**(3): p. e161-70.
108. Kim, K.S., J.S. Han, and Y.J. Lim, *Settling of abutments into implants and changes in removal torque in five different implant-abutment connections. Part 1: Cyclic loading*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29**(5): p. 1079-84.
109. Khraisat, A., et al., *Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs*. J Prosthet Dent, 2002. **88**(6): p. 604-10.
110. IOf, S., *International Standard ISO 14801–dentistry–implants–dynamic fatigue test for endosseous dental implants*. Geneva: International Organization for Standardization, 2007.
111. Karl, M. and J.R. Kelly, *Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions*. Dent Mater, 2009. **25**(11): p. 1426-32.

112. Lee, C.K., M. Karl, and J.R. Kelly, *Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research*. Dent Mater, 2009. **25**(11): p. 1419-25.
113. Weinberg, L.A., *Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part II: therapeutic differential loading*. J Oral Implantol, 2001. **27**(6): p. 302-10.
114. Bacchi, A., et al., *Loosening torque of Universal Abutment screws after cyclic loading: influence of tightening technique and screw coating*. The Journal of Advanced Prosthodontics, 2015. **7**(5): p. 375-379.
115. Junqueira, M.C., et al., *Screw loosening of different UCLA-type abutments after mechanical cycling*. Brazilian Journal of Oral Sciences, 2013. **12**(3): p. 228-232.
116. Coppedê, A.R., et al., *Mechanical Comparison of Experimental Conical-Head Abutment Screws with Conventional Flat-Head Abutment Screws for External-Hex and Internal Tri-Channel Implant Connections: An In Vitro Evaluation of Loosening Torque*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2013. **28**(6): p. e321-e329.
117. Chun-Yeo, H., et al., *The Influence of Abutment Angulation on Screw Loosening of Implants in the Anterior Maxilla*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011. **26**(1): p. 45-55.
118. Ban Fui, T., K.B. Tan, and J.I. Nicholls, *Critical Bending Moment of Implant-Abutment Screw Joint Interfaces: Effect of Torque Levels and Implant Diameter*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2004. **19**(5): p. 648.
119. Choi, K., et al., *The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus*. J Biomech, 1990. **23**(11): p. 1103-13.
120. Cibirka, R.M., et al., *Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing*. J Prosthet Dent, 2001. **85**(3): p. 268-75.
121. Foong, J.K., et al., *Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study*. J Prosthet Dent, 2013. **109**(5): p. 304-12.
122. Quek, C.E., K.B. Tan, and J.I. Nicholls, *Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2006. **21**(6): p. 929-36.
123. Tsuge, T. and Y. Hagiwara, *Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants*. Dent Mater J, 2009. **28**(4): p. 373-81.
124. Dixon, D.L., et al., *Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs*. J Prosthet Dent, 1995. **74**(3): p. 270-8.
125. Binon, P.P. and M.J. McHugh, *The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability*. Int J Prosthodont, 1996. **9**(6): p. 511-9.
126. Wiskott, H.W., J.I. Nicholls, and U.C. Belser, *Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications*. Int J Prosthodont, 1995. **8**(2): p. 105-16.
127. Krejci, I., et al., *[An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator]*. Schweiz Monatschr Zahnmed, 1990. **100**(8): p. 953-60.
128. Hidaka, O., et al., *Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure*. J Dent Res, 1999. **78**(7): p. 1336-44.
129. Morneburg, T.R. and P.A. Proschel, *In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency*. Int J Prosthodont, 2003. **16**(5): p. 481-6.

130. Ricciardi Coppede, A., et al., *Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study*. Clin Oral Implants Res, 2009. **20**(6): p. 624-32.
131. Marchetti, E., et al., *Evaluation of an endosseous oral implant system according to UNI en ISO 14801 fatigue test protocol*. Implant Dentistry, 2014. **23**(6): p. 665-671.
132. Bernardes, S.R., et al., *Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29**(1): p. 89-96.
133. Tzenakis, G.K., et al., *The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws*. J Prosthet Dent, 2002. **88**(2): p. 183-91.
134. Weiss, E.I., D. Kozak, and M.D. Gross, *Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems*. J Prosthet Dent, 2000. **84**(2): p. 194-9.
135. Byrne, D., et al., *Preloads Generated with Repeated Tightening in Three Types of Screws Used in Dental Implant Assemblies*. Journal of Prosthodontics, 2006(3): p. 164.
136. Cosenza, F.J., *Prosthesis mounting arrangement*. 1998, Google Patents.

8. ÖZGEÇMİŞ

1988 yılında İstanbul-Fatih’de doğdu. İlk ve orta öğrenimini Muş, Van ve Konya’da çeşitli okullarda tamamladı. Lise eğitimini 2002-2005 yılları arasında Meram Fen Lisesi’nde gördü. Ardından 2005 yılında ÖSS’de Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ni kazandı. 2011 yılında mezun olduktan sonra bir süre serbest çalıştı. Daha sonra 2012 yılında yapılan ilk “Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı” (DUS) ile Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında uzmanlık eğitimi almaya hak kazandı. Temmuz 2012’den beri aynı fakültenin uzmanlık öğrencisi kadrosunda çalışmakta ve uzmanlık eğitimi almaya devam etmektedir.

Ulusal ve uluslararası kongrelerde 1 sözlü sunumu ve 3 poster bildirisi bulunmaktadır.

| | | | |
|--------------------------|---|---|---------------------|
| MEHMET ESAD GÜVEN | BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ | DIŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ | İSTANUL-2016 |
|--------------------------|---|---|---------------------|