

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

İKİ FARKLI GEOMETRİYE SAHİP DENTAL İMPLANTLARIN TİP 2 KEMİKTE
OLUŞTURDUĞU STRES DEĞERLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Kadriye Ayça DERE

UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.

ANKARA

2017

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

İKİ FARKLI GEOMETRİYE SAHİP DENTAL İMPLANTLARIN TİP 2 KEMİKTE
OLUŞTURDUĞU STRES DEĞERLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Kadriye Ayça DERE

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır.

TEZ DANIŞMANI

Prof.Dr. Murat AKKOCAOĞLU

ANKARA

2017

06/06/2017

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Kadriye Ayça DERE' nin 06/06/2017 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında " İki Farklı Geometriye Sahip Dental İmplantların Tip 2 Kemikte Oluşturduğu Stres Değerlerinin Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi " başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı ve Tez Danışmanı : Prof. Dr. Murat AKKOCAOĞLU
Hacettepe Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Burak BAYRAM
Başkent Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Alper AKTAŞ
Hacettepe Üniversitesi

ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Osman Taha KÖSEOĞLU
Dekan Vekili

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

o Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

● Tezimin/Raporumun 06.06.2019 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

o Tezimin/Raporumun.....tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

06.06.2017

Kadriye Ayça DERE

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, sabır ve anlayış ile bana her konuda destek olan, tezimin hazırlanma süresince katkılarını esirgemeyen değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Murat AKKOCAOĞLU'na,

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki eğitim hayatım boyunca sonsuz sabırları, anlayışları ile yanımda olan, yorulmadan değerli mesleki tecrübelerini benimle paylaşan Doç. Dr. Alper AKTAŞ ve Dr. Dt. Selen ADILOĞLU'na,

Tezimin oluşması ve sürdürülmesindeki katkılarının yanı sıra, uzmanlığa başladığım ilk günden beri mesleki tecrübe, destek ve asistelerini hiçbir zaman esirgemeyen, sorularıma sıklıkla cevap veren Dr. Dt. Taha ÖZER ve Dt. Mobin NESİRİ'ye,

Eğitim hayatım boyunca engin tecrübelerinden, bilgi birikimlerinden faydalandığım Hacettepe Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine ve birlikte çalışmaktan her zaman zevk duyduğum sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Diş hekimliği eğitimine başladığımdan günden beri yanımda olan, güzel günlerin yanı sıra zorlu günleri de beraber paylaştığımız Uzm. Dt. Ezgi ERTÜMER'e

Yaşamımın her döneminde sevgi, saygı, sabır ve inançla bana destek olan, büyük bir emekle beni bugünlere getiren çok sevgili annem Aysel DERE'ye ve beni çok uzaklardan destekleyen ve izleyen, kahramanım, idolüm babam Uzm. Dr. Alparslan DERE'ye teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Dere K. A. İki Farklı Geometriye Sahip Dental İmplantların Tip 2 Kemikte Oluşturduğu Stres Değerlerinin Sonlu Elemenlar Analizi İle Değerlendirilmesi Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2017 Son yıllarda dental implantolojinin diş hekimliği literatüründe öne çıktığı ve uluslararası diş hekimliği kongrelerinde en çok tartışılan konuların başında geldiği bir gerçektir. Diş eksikliklerini ortadan kaldırarak estetik, fonksiyon ve fonasyonun hastaya yeniden kazandırılması konusunda konvansiyonel protetik yaklaşımlara alternatif olarak implant sistemleri günümüzde büyük bir önem kazanmıştır.

Dental implantların gelişimi sırasında subperiosteal implantların yanı sıra blade, transosseos, transmandibular, bikortikal, kök veya silindirik gibi alt gruplara sahip endosteal implantlar tanımlanmıştır. Son dönemlerdeki gelişmelerle kök veya silindirik şekle sahip endosteal implantların diğer sistemlere oranla başarısı ve üstünlüğü gösterilmiş ve böylece yaygınlığı artmıştır.

Bu çalışmanın amacı; konik ve silindirik geometriye sahip, 3.75mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki dental implantların, Lekholm and Zarb'ın yaptığı kemik sınıflamasında yer alan Tip 2 kemiğe yerleştirilmesi sırasında kemiğin kortikal ve trabeküler katmanlarında oluşan stresslerin aşamalı olarak her 2mm de bir ölçülmesi ve karşılaştırılmasıdır. Böylece dental implant uygulaması sırasında ve sonrasında oluşması muhtemel sorunlar öngörülerek, yaşanacak olası komplikasyonlara karşı önlem alınabilecektir. Bu şekilde hastaların yaşam kaliteleri de artmış olacaktır.

Anahtar Kelimeler: Sonlu Elemanlar Analizi, stres, dental implant

ABSTRACT

Dere K. A. Evaluation of Stres Levels of Dental Implants with two different geometries in Type 2 Bone: Finite Element Analysis Hacettepe University, Faculty of Dentistry, Department of Dental and Maxillofacial Surgery, Master's Thesis, Ankara, 2017

In recent years, dental implantology has come to the forefront in the literature of dentistry, and it is a reality that is at the forefront of the most debated issues in international dental congresses. Implant systems have gained a great importance today as an alternative to conventional prosthetic approaches for restoring aesthetic, function, and phonation to the patient by removing tooth deficiencies.

During the development of dental implants, as well as subperiosteal implants, endosteal implants with subgroups such as blade, transosseous, transmancibular, bicortical, root or cylindrical are described. Recent developments have shown that endosteal implants with conical or cylindrical shape are superior to other systems in their success and superiority, and thus have increased in popularity.

The purpose of this study is; The stresses occurring in the cortical and trabecular layers of the bone during the placement of the dental implants of 3.75 mm in diameter and 10 mm in length with the conical and cylindrical geometries in the Type 2 bones of the bone classification of Lekholm and Zarb are gradually measured and compared every 2 mm. Thus, possible problems that may occur during and after dental implant application will be foreseen and possible precautions will be taken against possible complications. In this way the quality of life of the patients will also be increased.

Key Words: Finite Element Analysis, stress, dental implant

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
TEŞEKKÜR	v
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
ŞEKİLLER	x
TABLolar	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xvi
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1. Tarihçe	2
2.2. İmplant Sınıflaması	7
2.3. Dental İmplantlarının Materyalleri	9
2.4. Dental İmplant Bölgeleri ve Tasarımı	11
2.5. Protetik Bağlantılar	13
2.6. Osseointegrasyon	14
2.6.1. Osseointegrasyonun Biyolojisi	14
2.6.2. Kemik İyileşmesinin Optimizasyonu	16
2.7. Yüzey Özellikleri	16
2.7.1. Fiziksel (Mekanik) Metotlar	17
2.7.2. Kimyasal Metotlar	18
2.7.3. Biyokimyasal Metotlar	20
2.8. Oral İmplantolojide Diağnoz	21
2.8.1. İmplant Endikasyonları	21
2.8.2. İmplant Kontrendikasyonları	22
2.8.3. Oral İmplantolojide Diş Eksikliklerinin Sınıflandırılması	23
2.8.4. İmplant Uygulanacak Bölgedeki Kemik Miktarı Ve Yoğunluğunun Değerlendirilmesi	31

2.9. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri	33
2.10. İmplant Diş Hekimliği İçin Stres Tedavi Teoremi	36
2.11. Biyomekanik Kavramlar	39
2.11.1. Stres (Gerilim)	39
2.11.2. Gerinme(Strain)	40
2.11.3. Poisson Oranı	40
2.11.4. Elastisite Modülü (Young Modülü)	40
2.11.5. Von Mises Stresi	40
2.12. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	41
3. MATERYAL VE METOD	42
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması	42
3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi	43
3.1.2. İmplantların Modellenmesi	45
3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi için Hazır Hale Getirilmesi	45
3.3 Analizi Yapılacak Matematiksel Modellerin Oluşturulması	46
3.4. Modellerde Kontak Yüzeylerin Belirlenmesi	47
3.5. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları	47
3.6. İstatistiksel Analiz	48
4. BULGULAR	50
5. TARTIŞMA	86
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	95
7. KAYNAKÇA	97
8. ÖZGEÇMİŞ	109

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2. 1. Kemik içi İmplantlar	7
2. 2. Subperiosteal İmplant	8
2. 3. İnamukozal İmplantlar	9
2. 4. Silindirik, Konik ve Kombinasyon kök biçimli İmplantlar	13
2. 5. Kennedy Sınıf 1 dişsizlik; doğal dişlerin posteriorunda yer alan iki taraflı dişsiz sahalar	23
2. 6. Kennedy Sınıf 2 dişsizlik; Doğal dişlerin posteriorunda yer alan tek taraflı dişsiz saha	24
2. 7. Kennedy Sınıf 3 dişsizlik; dişsiz sahanın anteriorunda ve posteriorunda doğal dişlerin bulunduğu tek taraflı dişsiz saha	24
2. 8. Kennedy Sınıf 4 dişsizlik; doğal dişlerin önünde tek fakat orta hatta göre iki taraflı dişsiz sahanın bulunduğu vakalar	24
2. 9. Misch-Judy Kemik sınıflaması	26
2. 10. Divizyon A	27
2. 11. Divizyon B	28
2. 12. Divizyon C	29
2. 13. Divizyon D	30
2. 14. Lekholm-Zarb Kemik Sınıflaması	32
2. 15. Misch kemik yoğunluğu sınıflaması	33
3. 1. Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ve 3 boyutlu tarama cihazı	43
3. 2. Kortikal ve trabeküler kemik katmanlarının oluşturulma aşamaları	44
3. 3. Boolean işlemi ile mandibuladan çalışılması planlanan parçasının belirlenip çıkartılması	44
3. 4. Taranarak 3 boyutlu olarak modele edilen silindirik ve konik implantlar	45
3. 5. Modeli oluşturan parçaların yüzey ilişkilerinin sağlanması ve birleştirilmesi	47
3. 6. 450N/mm saat yönünde uygulanan momentle implantlar istenilen derinliklere uygulanması	48
3. 7. İmplantların çevresinden belirlenmiş 4 noktadan (bukkal, lingual, mesial, distal) stres ölçümleri yapılmıştır.	48

- 4. 1.** Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, 2 mmlik derinlikteki Von Mises Stresinin görüntüleri iki farklı düzlemde izlenmektedir. İmplanta yukarıdan baktığımız ekran görüntüsü, implant çevresindeki kortikal kemikte implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan stresleri göstermektedir. 51
- 4. 2.** Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, 6 mmlik derinlikteki Von Mises Stresinin görüntüleri iki farklı düzlemde izlenmektedir. İmplanta yukarıdan baktığımız ekran görüntüsü, implant çevresindeki kortikal kemikte implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan stresleri göstermektedir. 52
- 4. 3.** Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, 10 mmlik derinlikteki Von Mises Stresinin görüntüleri iki farklı düzlemde izlenmektedir. İmplanta yukarıdan baktığımız ekran görüntüsü, implant çevresindeki kortikal kemikte implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan stresleri göstermektedir. 53
- 4. 4.** Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 2 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir. 54
- 4. 5.** Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 6 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir. 55
- 4. 6.** Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 10 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir. 55
- 4. 7.** Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 2 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Minimum Principal Stresi değerleri izlenmektedir. 56
- 4. 8.** Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 6 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Minimum Principal Stresi değerleri izlenmektedir. 57
- 4. 9.** Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 10 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir. 57
- 4. 10.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, 2 mmlik derinlikteki Von Mises Stresinin görüntüleri iki farklı düzlemde izlenmektedir. İmplanta yukarıdan baktığımız ekran görüntüsü, implant çevresindeki kortikal kemikte implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan stresleri göstermektedir. 60

- 4. 11.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, 6 mmlik derinlikteki Von Mises Stresinin görüntüleri iki farklı düzlemde izlenmektedir. İmplantın yukarıdan baktığımız ekran görüntüsü, implant çevresindeki kortikal kemikte implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan stresleri göstermektedir. 61
- 4. 12.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, 10 mmlik derinlikteki Von Mises Stresinin görüntüleri iki farklı düzlemde izlenmektedir. İmplantın yukarıdan baktığımız ekran görüntüsü, implant çevresindeki kortikal kemikte implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan stresleri göstermektedir. 62
- 4. 13.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 2 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir. 63
- 4. 14.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 6 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir. 64
- 4. 15.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 10 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir. 64
- 4. 16.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 2 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Minimum Principal Stresi değerleri izlenmektedir. 65
- 4. 17.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 6 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Minimum Principal Stresi değerleri izlenmektedir. 66
- 4. 18.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 10 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Minimum Principal Stresi değerleri izlenmektedir. 66

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
3. 1. Modellerin oluşturulmasında kullanılan yapıların Elastik modülleri ve Poisson oranları	46
3. 2. Çalışmada kullanılan Konik ve Silindirik İmplantların farklı yuva derinliklerindeki düğüm ve eleman sayıları	47
4. 1. Konik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kortikal kemikte oluşturduğu Von Mises Stresi değeri N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8,10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.	50
4. 2. Konik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kortikal kemikte oluşturduğu Maximum Principal Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.	54
4. 3. Konik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kortikal kemikte oluşturduğu Minimum Principal Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.	56
4. 4. Konik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında trabeküler kemikte oluşturduğu Von Mises Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.	58
4. 5. Konik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında trabeküler kemikte oluşturduğu Maximum Principal Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir	58
4. 6. Konik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında trabeküler kemikte oluşturduğu Minimum Principal Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.	58
4. 7. Silindirik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kortikal kemikte oluşturduğu Von Mises Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.	59
4. 8. Silindirik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kortikal kemikte oluşturduğu Maximum Principal Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.	63

- 4. 9.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kortikal kemikte oluşturduğu Minimum Principal Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir. 65
- 4. 10.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında trabeküler kemikte oluşturduğu Von Mises Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir 67
- 4. 11.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında trabeküler kemikte oluşturduğu Maximum Principal Stresi; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir. 67
- 4. 12.** Silindirik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında trabeküler kemikte oluşturduğu Minimum Principal Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir. 67
- 4. 13.** Konik İmplantın yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm^2) 68
- 4. 14.** Silindirik İmplantın yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm^2) 68
- 4. 15.** Kortikal kemikte implantların yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm^2) 69
- 4. 16.** Trabeküler kemikte implantların yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm^2) 69
- 4. 17.** İmplant çevresindeki kemik kalınlığı 0,5 mm olduğu durumda, implantların yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm^2) 70
- 4. 18.** İmplant çevresindeki kemik kalınlığı 1 mm olduğu durumda, implantların yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm^2) 70
- 4. 19.** İmplant çevresindeki kemik kalınlığı 1,5 mm olduğu durumda, implantların yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm^2) 71
- 4. 20.** İmplant 10 mm yuva derinliğine ulaştığında kemikte oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm^2) 71
- 4. 21.** İmplant 8 mm yuva derinliğine ulaştığında kemikte oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm^2) 72
- 4. 22.** İmplant 6 mm yuva derinliğine ulaştığında kemikte oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm^2) 72

- 4. 23.** İmplant 4 mm yuva derinliğine ulaştığında kemikte oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²) 73
- 4. 24.** İmplant 2 mm yuva derinliğine ulaştığında kemikte oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²) 73

SİMGELER VE KISALTMALAR

A	: Alan
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
Ca	: Kalsiyum
Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂HA	: Kalsiyum fosfat hidroksiapatit
Ca₃(PO₄)₂TCP	: Kalsiyum fosfat trikalsiyum fosfat
CaPO₄	: Kalsiyum fosfat
cm	: Santimetre
Co-Cr-Mo	: Krom-Kobalt-Molibden
C-Si	: Karbon-Silikon
F	: Kuvvet
Fe-Cr-Ni	: Demir-Krom-Nikel
GPa	: Gigapaskal
HA	: Hidroksi apatit
mm	: Milimetre
mm²	: Milimetre kare
N	: Newton
nm	: Nanometre
PE	: Polietilen
PMMA	: Polimetilmetakrilat
PSF	: Polisülfon
PTFE	: Politetrafloroetilen
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
Ti-Al-V	: Titanyum-Alüminyum-Vanadyum
TiO₂	: Titanyumdioksit
TPS	: Titanyum Plazma Sprey
V	: Poisson Oranı
µm	: Mikrometre
σ	: Stres

1. GİRİŞ

Diş eksikliğinde kaybolan fonksiyon, fonasyon ve estetiğin tekrar kazandırılması için uygulanan dental implantlar günümüzde oldukça popülerdir. Bunları sağlamak için implantlar tek diş eksikliği, tam dişsizlik, maksillofasial defektlerin rehabilitasyonu gibi çok geniş alanlarda kullanılır.

Tarihi gelişimleri içinde şekilleri, materyalleri ve teknikleri değişime uğramış ve başarı oranları artmıştır. Başarılı bir implant tedavisinin temeli olan osseointegrasyon kavramı ise ilk olarak 1978 yılında Branemark ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır. Osseointegrasyon kavramından sonra kayıp dişlerin restorasyonunda dental implantların kullanımı belirgin bir şekilde artmıştır.

Yapılan klinik çalışmalarda uzun dönemde implantın başarı oranının %90'lara vardığı rapor edilmiştir. İmplantın başarısı, kemiğin nitelik ve niceliğine, implantın dizaynına, implant yüzey özelliklerine, cerrahi uygulama ve protetik restorasyonlara bağlı olduğu gösterilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi (SEA) ile kemik, implant ve implant üstü yapıların klinik koşullara yakın olarak modellenebilmesi ile uygulanacak sanal yükler ve torklar altında, implantlar ve çevresindeki kemik yapıda oluşabilecek stresler, gerilim veya sıkışma olayları ve bunların değerleri tam olarak saptanabilmesi mümkün olabilmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

İmplant sözcüğü Latince "in=içerisine, içerisinde" ve "planto=ekme, dikme, yerleştirme, gömme" anlamına gelen sözcüklerin birleşimi ile oluşmuştur. İmplant kelime anlamı olarak tedavi amacı ile canlı dokulara cansız maddelerin yerleştirilmesini ifade eder. Cansız dokuların veya alloplastik materyallerin organizmanın çeşitli fonksiyonlarına yardımcı olmak ya da bu fonksiyonları yerine getirmek amacıyla canlı dokulara yerleştirilmesine implantasyon denir(1). Dental implant, biyouyumlu materyallerin doğal bir diş kökü gibi vazife görmeleri amacıyla diş eksikliklerinin olduğu bölgelere yerleştirilen bir materyaldir. Diş hekimliğinde implantasyon; diş kayıpları sonucu oluşan fonksiyonel, estetik ve fonetik bozuklukların ilk haline yakın bir şekilde hastaya iadesinde klasik yöntemlerin yetersiz kalmaları sonucu doğmuştur. 1960' larda Branemark ve arkadaşları tarafından yürütülen çalışmalar dental implant uygulamalarının başarı ve popülaritesinin temelini oluşturur. Bu çalışmalar sağlıklı kemik dokusu ile yük taşıyan implant yüzeyi arasında sürekli, yapısal ve fonksiyonel bir bağlantının başarılı bir şekilde oluşturulabileceğini göstermiştir.

2.1. Tarihçe

Her alanda olduğu gibi, oral implantoloji alanında da, günümüzdeki seviyeye uzun süreçlerden sonra gelinmiştir. Bu sürecinin irdelenmesi, hem diş hekimlerinin bugün varılmış olan sonuçları daha iyi anlamasını sağlayacak, hem de yeni araştırmalar yapma bakımından yol gösterecektir. Oral implantolojinin tarihine bakıldığında, geçen yüzyılın sonlarına ve bu yüzyılın başına kadar gelişmelerin daha çok transplantasyon ve reimplantasyon denemeleri şeklinde olduğu dikkat çekmektedir.

Dental implantlara yönelik en eski bilgiye, Çin imparatorlarından Chin-Nong'un M.Ö. 3216 ve Hon-Ang-Tu'nun M.Ö. 2637 yıllarında yaptıkları akupunktur, altın

ve gümüş iğneler, diş transplantasyonları ve reimplantasyonlar gibi tedavilerinden ulaşılabilir.

Ruy ise, Maya uygarlığı döneminde inorganik materyallerin de insanlarda eksik dişlerin yerlerine implante edildiğini vurgulamaktadır. Yine Ruy'a göre 1931'de Poponoe Honduras'ta M.S 600 yıllarına ait bir alt çene kemiği bulunmuştur. Bugün Harvard Arkeoloji ve Etnoloji Müzesi'nde saklanan bu çene kemiğinde, eksik olan 3 diş yerine diş formu verilmiş deniz hayvan kabuklarının implante edildiği ve bu yapıların etrafında bir ossifikasyonun gelişmiş olduğu tespit edilmiştir(1-3).

12. yüzyılda Cordoba'da, Abulcasis Di Zaera, çekilen bir dişin yerine inek dişinin transplante edilebileceğini ifade etmiştir. Paré, Fransa'da tarafından 1500'lü yıllarda diş çekilen bir prensesin, çekilen diş yerine hizmetkarlarından birinin dişinin transplante edildiği belirtilmektedir. 1633'te, Kral 13. Lui'nin diş hekimi olan Dupont, çekilen bir dişin kısa sürede reimplantasyonunun önemini dile getirmiştir. Fakat Fransız Dionis 1714'te çekilen bir dişin reimplante edildikten sonra hiçbir şekilde, ilk halini alamayacağını savunmuştur(1, 3).

18.yüzyılda, diş hekimliğini önemli katkılarıyla bağımsız bir meslek haline getirmiş olan Fauchard, 1757'de yazmış olduğu kitabında diş transplantasyonlarını detaylı olarak anlatmıştır. 1771'de Bourdet, o dönemde diş implant ve transplantlarının çok yaygın yapılan bir işlem olduğunu vurgulamıştır. Aynı yüzyılda, Oliver Ledain, çene kemiğinin bir bölümünü desteklemek için metalik bir implant geliştirmiştir. 1778'de Hunter geliştirdiği metodunda, dişleri çektikten sonra belirli bir süre kaynama işlemine tabi tutmuş, daha sonra tekrar alveol kemiğine yerleştirmiştir ve bu dişlerin çene kemiğiyle bütünleştiğini vurgulamıştır. Lecluse, 1780'de molar dişleri çektikten sonra içlerini kurşunla doldurmuş tekrar alveol kemiğine yerleştirmiş ve uygulamadan sonra tabii dişler gibi fonksiyon görebildiğini ve ağrı şikayeti olmadığını dile getirmiştir(1, 4, 5).

19.yüzyılda ise reimplantasyon ve transplantasyon çalışmalarının yanı sıra implantasyon denemeleri de söz konusu olmuştur. 1880'de California'da Harris, 1886'da New York'ta Edmonds demirden kemikiçi implant yapmayı denemiştir. 1889'da Lewis ise, diş çekiminden sonra, çekim yerinin ölçüsünü alıp, bu boyutlarda implant yapma girişiminde bulunmuştur.

Bu yüzyılın başında ise, 1909'da Greenfield, alveol kemiği içerisine üzerine kapalı olarak yerleştirilen ve böylelikle kemikle tutunması beklenen kafes tarzında bir implant geliştirmiştir. Leger-Dorez, birkaç parçadan oluşan ve bir vida ile birleştirilen bir implant modeli ortaya atmıştır. Bu yaklaşımlar yüzyıllar süren reimplantasyon ağırlıklı çalışmalardan sonra, alloplastik implantlar devrini açmıştır.

Reimplantoloji yaklaşımlarının implantoloji yaklaşımlarına dönüşmesinden sonra, 1938'de Strock ilk defa içi dolu vida şeklinde bir implant geliştirmiştir. 1940'da ilk endodontik implant geliştirilmiştir. 1938'de Dahl, implantı kemiğin içine değil, üzerine yerleştirmek fikrinden hareketle ilk subperiosteal implantı geliştirmiştir.

1947'de Formiggini, kemiğin implantın kıvrımlarının arasına girmesini sağlamak ve böylelikle implantın sabitleşmesini sağlamak amacıyla içi boş vida şeklinde bir implant geliştirmiştir. Strock'un ve Formiggini'nin bu yaklaşımlarından sonra 1953'te Sollier ve Chercheve, kemik içi implantın vertikal yönde boyunun uzatılarak kemiği de geçmesi ve kemiğin ötesinden çıkan ucunun, dolayısıyla tüm implantın, vidalarla sabitleştirilmesi düşüncesinden hareketle, alt çenede endikasyon bulan transosseos implantı geliştirmişlerdir. 1960'da Chercheve içi boş vida şeklinde silindirik bir implant geliştirmiştir. 1961'de ise Tramonte'nin bu sefer içi dolu vida şeklinde implantı geliştirmesiyle bikortikal implantların temeli oluşturulmuştur(1, 2, 5).

1962'de Perron-André, Formiggini'nin vida şeklindeki implantına çok benzeyen, ama onun daha geliştirilmişi olan bir implant ortaya atmıştır. Bu araştırıcı

aynı zamanda birçok histolojik çalışma da yapmıştır ve bu çalışmalarının sonunda; eğer implant, bulunduğu yerde travmaya maruz kalmadan tutunabiliyorsa, implantın kıvrımlarında bir kemik entegrasyonu olduğunu ifade etmiştir. Yine bir yazısında, implant travmaya maruz bırakılmadan sabit olarak en az bir yıl yerinde bırakıldıktan sonra kemik entegrasyonu safhasına varıldığını dile getirmiştir. Bu, implantın kemik ile olan entegrasyonundan ilk söz edilişidir. Aynı yıllarda Scialom tarafından iğne şeklinde implantlar, daha sonraki yıllarda ise Linkow'un screw-vent ismini verdiği vida şeklindeki implantlar literatürde yer almaktadır. Diğer yandan 80'li yılların başında ortaya atılmış yeni bir implant Scortecce tarafından geliştirilmiştir ve disk şeklinde olan bu implantın diğer implantlardan temel farkı, implantın alveol kreti içine vestibülden giriş yapması ve hem en tepesinde hem de vestibül ve lingualinde (veya palatinalinde) kortikal kemikten destek almasına bağlı olarak trikortikal özellikte olmasıdır(1, 2, 6).

1968'de Linkow tarafından Blade implantlar tanımlanmıştır. Bu döneme kadar alveol kemiği sadece iki boyutu (derinlik ve yüzey) olarak değerlendirilmiştir. Linkow ise alveol kemiğinin genişlik boyutunu da değerlendirmiş ve bunun sonucunda blade implantları geliştirmiştir. Dikey blade ve yatay blade gibi, değişik şekil ve boyutlara sahiptirler. Alveol kemiğinin vestibülo-lingual boyutlarının yetersiz olduğu durumlarda uygulamak için geliştirilmiş olan çapa formundaki implantlarla aynı düşünceden hareketle geliştirilmişlerdir. Keski şeklinde veya lam şeklinde implantlar diye de adlandırılan bu implantlar önce ağız açık olarak dizayn edilmişlerdir. Daha sonraları ise üstlerine implant üstü protezler yoluyla gelen fiziksel kuvvetlerin de etkisiyle deforme olma eğilimi gösterdiklerinden, ağızları kapalı olacak şekilde dizayn edilmeye başlanmıştır. Daha ilerki yıllarda kemik ile tutunabilecek yüzey miktarını arttırmak ve yeni kemik oluşumunu aktive etmek amacıyla bu implantlar, boyun kısımları hariç titanyum plazma sprej ve hidroksiapatit kaplı olarak imal edilmişlerdir. Blade implantlar, ortaya atıldıklarından itibaren implant gövdesiyle implant postunun beraber olmasından dolayı, implant postunun ağız içerisinde olacak şekilde iyileşmeye bırakılma zorunluluğuna bağlı olarak travmaya maruz kaldığı ve bunun da önemli bir başarısızlık nedeni olduğu

şeklindeki eleştirilere maruz kalmıştır. Dolayısıyla yeni jenerasyon olarak blade implantlar, implant gövdesi ile post ayrı ayrı olacak şekilde ve iyileşme periyodundan sonra vidalama sistemiyle birleştirilecek şekilde imal edilmeye başlanmıştır. Ayrıca alt çenede, corpus mandibulada çok yetersiz kemik hacmi söz konusu olduğunda kullanılmak amacıyla geliştirilen ramus implantları da blade implantlar grubundadır. Bir de silindirik implantlarla blade implantların kombinasyonu şeklinde geliştirilmiş bir implant dizaynı vardır. Bazı araştırmacılar tarafından bu implantlar, kombi implantlar ismiyle anılmaktadır. Ayrıca kemik genişliğinin yanı sıra uzunluğunun da yetersiz olduğu durumlarda kullanılmak amacıyla geliştirilmiş yarım blade implantlar da bir diğer blade implant çeşitidir(1, 2, 6).

Bugün kullanılan kemikiçi implantlarda üç ana dizayn ağır basmaktadır. Bunlar; bikortikal implant, vida şeklinde yivli veya düz yüzeyli silindirik implant ve modifikasyonları ile blade implanttır.

1938'lerden sonra çıkan modern diyebileceğimiz iki implant tekniği, kemikiçi ve subperiosteal implant teknikleri, aynı yıllarda ortaya çıkmalarına rağmen gelişmeleri ayrı ayrı olmuştur. Fakat subperiosteal implantlar belirli bir süre oldukça gelişim göstermelerine rağmen, yine de uygulamalarının fazla travmatik olmaları, başarısızlık halinde çıkarılacakları zaman özellikle yumuşak dokularda fazla madde kaybına neden olmaları sebebiyle kemikiçi implantlara yenik düşmüşlerdir(1).

İmplantların üretiminde kullanılan materyallere tarihsel olarak bakılacak olursa, Maya Uygarlığı döneminde implant materyali olarak kullanılmış olan deniz hayvanları kabuklarının yapısının çok büyük oranda hidroksiapatit olduğu düşünüldüğünde, hidroksiapatit literatürdeki ilk implant materyalidir. Fakat bu kadar geçmişe gitmeden, modern diyebileceğimiz implantolojide, implant üretiminde bugüne kadar kullanılmış olan ve kullanımı devam materyaller olarak karbon, pirolitik karbon, vitröz karbon, seramik gibi materyalleri sayabiliriz. Fakat bugün ideale en yakın alloplastik materyalin metal orjinli olduğu kabul edilmektedir.

1936'da geliştirilen ve krom-kobalt ile molibden bileşiminden oluşan vitalyum önceleri protezlerde, daha sonraları ise değişik implantların üretiminde yaygın olarak kullanılmıştır. Bu yüzyılın başında geliştirilen tantalyum ise, değişik cerrahi uygulamalarda alınan başarılı neticelerden sonra, 1940'larda özellikle iğne şeklinde implantların üretiminde kullanılmıştır. Formiggini'nin 1950'lerde paslanmaz çelikten imal ettiği kemikiçi implantlar ağızda yaklaşık 25 yıla yakın süre kalmışlardır. Son 40 yıldır ise, implant üretiminde daima ilk sırada tercih edilen metal şüphesiz titanyum ve alaşımlarıdır. Bu materyalin tercih edilmesinin nedeni sahip olduğu biyokimyasal ve fiziksel özellikleridir(1, 7).

2.2. İmplant Sınıflaması

Çene kemiğine yerleştirilen implantları şu şekilde sınıflayabiliriz:

a) Kemikiçi İmplantlar

Bu implantlar, diş çekiminden sonra, bu çekim boşluğunun rehberliğinden yararlanılarak veya dişsiz alanda alveol kemiği içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. Endosseöz veya endosteal implantlar ismini de alan bu implantlar; kendi aralarında konik (kök biçimli) veya silindirik implantlar, blade implantlar, transosseöz veya transosteal implantlar, transmandibular implantlar ve bikortikal implantlar olarak alt sınıflara ayrılırlar.



Şekil 2. 1. Kemik içi İmplantlar

b) Subperiosteal İmplantlar

Kemik üstü veya daha az ifade edildiği şekliyle jukstaosseöz implantlar ismini de olan bu implantlar periostun altına, alveol kretin üzerine, adeta bir eyer gibi yerleştirilen implantlardır.



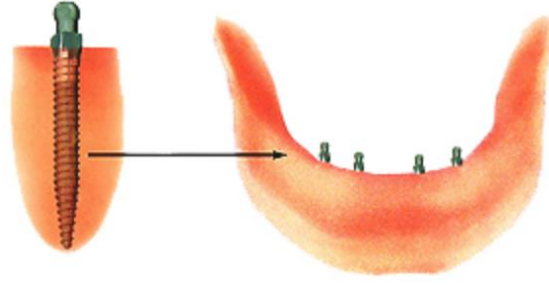
Şekil 2. 2. Subperiosteal İmplant

c) Endodontik İmplantlar

Bazı araştırmacıların kemik içi implant sınıfına dahil ettiği bu implantlar, mevcut bir dişin kök içinden geçip çene kemiğine yerleşen implantlardır. Endodontik stabilizörler, transradiküler implantlar veya transdental fiksasyon ismiyle de anılırlar.

d) İnamukozal İmplantlar

Buton şeklinde olan bu implantlar, total veya parsiyel müteharrik protezlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla, bu protezlerin iç kısımlarına yerleştirilen implantlardır. İnamukozal, submukozal, subdermal ya da buton implantlar diye de anılırlar.



Şekil 2. 3. İntramukozal İmplantlar

e) Kemik Yerine Konan İmplant Materyalleri

Çeşitli amaçlara yönelik kemiğin üzerine veya onun olmasının istendiği yere konan materyallerdir. Bu materyaller de kendi aralarında polimerik yapıda olanlar, seramik yapısında olanlar ve biyolojik kökenli olanlar diye alt gruplara ayrılırlar(1, 8).

2.3. Dental İmplantlarının Materyalleri

İmplant biyomateryalleri 3 grupta incelenir.

a) Biyotolere Maddeler

Bu maddeler kemik dokusu içerisine yerleştirildiklerinde, iyileşme süreci içerisinde etraflarında fibröz bağ bir doku oluşur ve materyal kemik dokusu ile doğrudan temas halinde değildir. Burada mesafe osteogenezi oluşumu söz konusudur. Fraktürlerin fiksasyonunda kullanılan krom kobalt esaslı mini plaklar ve vidalar bu gruba dahildir (1).

b) Biyoinert Maddeler

Bu maddeler kemik dokusu içerisine yerleştirildiklerinde, iyileşme süreci içerisinde etraflarında fibröz bağ doku oluşmaz ve materyal ile kemik dokusu arasında doğrudan temas meydana gelir, temas osteogenezi söz konusu olur. Titanyum ve alüminyum oksit seramikler bu gruba örnektir (1).

c) Biyoaktif Maddeler

Bu maddeler kemik dokusu içerisine yerleştirildiklerinde, iyileşme süreci içerisinde doku ile kimyasal olarak bağlanırlar, yani birleşme osteogenezi söz konusu olur. Bu maddelerin temel amacı yerleştirildikleri defekt alanında kemik hücrelerinin mitotik aktivitesini arttırarak iyileşmeyi ve yeni kemik oluşumunu hızlandırmaktır. Hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat bu gruba örnek gösterilebilir(1).

Oral implantolojide kullanım bulan biyomateryaller şu şekilde sınıflandırılabilir:

Metaller ve Alaşımlar

- Ti ve Ti-Al-V (Titanyum ve Titanyum-Alüminyum-Vanadyum)
- Co-Cr-Mo (Krom-Kobalt-Molibden)
- Fe-Cr-Ni (Demir-Krom-Nikel)

Seramikler ve Karbon

- Al_2O_3 (Alüminyum oksit)
- $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2HA$ (Kalsiyum fosfat hidroksiapatit)
- $Ca_3(PO_4)_2TCP$ (Kalsiyum fosfat trikalsiyum fosfat)
- Ca ve C-Si (Kalsiyum ve Karbon-Silikon)

Polimerler

- PMMA (Polimetilmetakrilat)
- PTFE (Politetrafloroetilen)
- PE (Polietilen)
- PSF (Polisülfon) (1).

2.4. Dental İmplant Bölgeleri ve Tasarımı

Bir implant gövdesi öncelikle implant-kemik ara yüzüne protez tarafından uygulanan yük veya cerrahi kolaylık gözetilerek tasarlanır. Yıllar önce, implant gövdesi birincil tasarım özelliğindedir. Daire kesitli bir implant, kemikte yuva açmak için daire kesitli cerrahi frezler kullanımını olanaklı kılar. Dış çeperi düz silindir implant, tahtaya çivinin çakılmasına benzer şekilde implantın yerine itilerek veya çakılarak yerleştirilmesini sağlar. Uca doğru incelen biçimli bir implant daha kolay yerleştirilmesini sağlar. Uca doğru incelen biçimli bir implant daha kolay yerleştirilecek şekilde osteotomi bölgesinin üzerine oturtulabilir.

Silindir (press-fit: bastırılarak yerleştirilen) kök biçimli implantların kemiğe mikroskobik tutuculuk sağlayabilmeleri yüzey özelliklerine veya yüzey kaplamalarına bağlıdır. Sıklıkla yüzeyleri ya kaba bir materyal ile (örneğin hidroksiapatit, plazma sprej titanyum) kaplıdır veya makro tutucu bir yüzey tasarımına (örneğin yüzeye sinterlenmiş kürecikler) sahiptirler. Silindir implantlar genelde hazırlanan implant yuvasına itilerek veya çakılarak yerleştirilir. Paralel duvarlı silindir veya uca doğru incelen bir tasarıma sahip olabilirler(8).

Silindir implant tasarım sistemi erişilmesi güç bölgelerde dahi kolay yerleştirilebilme avantajı sunar. Kapama vidası implantın yerleştirilmesi öncesinde implanta bağlanabilir. Örneğin maksillanın posterior bölgelerinde çok yumuşak D4 kemikte, yivli bir implantı döndürülerek yerleştirmek zorundadır. Yivli implantın yerleştirilmesi sırasında çok yumuşak olan kemik sıyrılabilir. Bu zayıflık başlangıç fiksasyonunda sorun oluşturabilir ve implant rijit olmaz. Uca doğru incelen biçimli bir implant elle yumuşak dokuya itilerek yerleştirilebilir ve başlangıç fiksasyonu daha kolay elde edilebilir. Yerleştirme sırasında implantın dönme hızı ve yerleştirme sırasında apikal yönde uygulanan kuvvet miktarı, itilerek yerleştirilen silindir implantlar için daha az önemlidir. Silindir sistemi, tek diş implant uygulamalarında, özellikle komşu dişlerin klinik kronları yüksek ise bazı faydalar sağlar. Bu durumlarda yivli implantlar yerleştirilirken vidalama için uzatma parçası gerektiği gibi kapama

vidasının yerleştirilmesinde de ek alet kullanımı gerekir. Yoğun kemikte, kemik içerisinde yiv açmak gerekmediği için silindir sistemlerin yerleştirilmesi daha hızlı ve kolaydır.

Çoğu silindir implant, kemiğe tutunmak için bioaktif ve yüzeyi artıran kaplama gerektiren, düz duvarlı ve mermi biçimlidir. Bir implant yüzeyine bu materyaller yerleştirildiğinde kemik temas yüzeyinin alanı %30'dan fazla artar. Kemik implant temas yüzey alanı arttıkça protez için daha güçlü bir destek elde edilir.

Konik(vida) şeklindeki kök biçimli implantlar biraz daha dar olarak hazırlanan kemik yuvalarına vidalanırlar ve başlangıç kemik fiksasyonu için vida şeklinde makroskobik tutucu elemanlar içerirler. Tornalanmış, dokulu yüzey oluşturacak şekilde işlem görmüş veya kaplanmış olabilirler.

Deliksiz ve tümleşik konik (solid screw) implant gövde tasarımı literatürde en fazla rapor edilen tasarımdır. Tümleşik vida tipi gövde, dairesel kesit biçimli ve hiçbir açıklık veya delik içermeyen bir implant olarak tanımlanır. Yivler V biçimli, buttress, reverse buttress veya kare (güç yivi) tasarımlı olabilir. V biçimli yivli vida en uzun klinik kullanım geçmişine sahiptir(9, 10).

Tümleşik konik implant gövdesi, yoğun kortikal kemikte olduğu gibi ince trabeküler kemikte de osteotomi yapılabilmesine ve implantın yerleştirilebilmesine olanak sağlar. Kemik yoğunluğundaki her iki uç duruma göre cerrahi kolaylıkla modifiye edilebilir. Tümleşik olması yerleşimin ideal olmadığı durumlarda implantın çıkartılabilmesine olanak verir. Uzun vadeli protez başarısı için krestal kemik konturları ve açılmanın uygun olmadığı durumlarda ikinci aşama cerrahisi sırasında da implantın çıkartılmasına izin verir. Tümleşik vida implant gövdesi, yüzey kaplamasına bağlı biyokimyasal özelliklerin avantajlarından yararlanmak veya kenar bölgede işlevsel yüzey alanını arttırmak için pürüzlendirilebilir.

Bir konik implant gövdesi birincil olarak kemik-implant yüzey alanını arttırmak ve okluzal yüklemeye sırasında ara yüzde oluşan stresleri azaltmak için tasarlanır. Yivli bir implantın işlevsel yüzey alanı silindirik implantın yüzey alanına göre en az %30 daha fazladır ve yiv geometrisine bağlı olarak %500 katını geçebilir. İşlevsel yüzey alanındaki bu artış implant-kemik ara yüzünde oluşan stresleri azaltır ve yiv geometrisi ile doğrudan ilişkilidir(8).

Kombinasyon kök biçimli tasarımlar çeşitli yüzey işlemleri (tornalama, yüzey dokusu oluşturma ve kaplamaların eklenmesi) sayesinde kemiğe mikroskobik olarak tutuculuk sağlama yönteminden faydalanabilirler(11, 12).



Şekil 2. 4. Silindirik, Konik ve Kombinasyon kök biçimli İmplantlar

2.5. Protetik Bağlantılar

Abutment, implantın protezi veya implant üst yapısının tutuculuğunu sağlayan veya destekleyen parçalardır(13). Üst yapı, implant abutmentine bağlanan ve bir hareketli protez için tutuculuk sağlayan veya bir sabit protezi destekleyen metal bir iskelettir. Protezin abutmente tutunma biçimine göre üç ana implant abutment kategorisi tanımlanmıştır.

a) Protez veya üst yapının tutuculuğunu sağlamak için vida kullanılan, vida tutuculu abutmentler

b) Protez veya üst yapının tutuculuğunu sağlamak için siman kullanılan, siman tutuculu abutmentler

c) Hareketli bir protezin tutuculuğunu sağlamak için bir hassas tutucu parça kullanılan, hassas tutuculu abutmentler

Her üç abutment tipi implant gövdesi ile abutmentin aksiyal ilişkisini tanımlayacak şekilde düz ve açılı abutmentler olarak da sınıflandırılabilir(8).

2.6. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon ilk olarak Branemark ve ark. tarafından canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında fibröz bağ dokusu olmaksızın oluşan ve ışık mikroskopuyla izlenen direkt bağlantı olarak tanımlanmıştır(9). Albrektsson ve ark. ise osseointegrasyonu canlı kemik ve yük taşıyan bir implant yüzeyi arasında direkt bir fonksiyonel ve yapısal bağlantı olarak tanımlamışlardır(14). Zarb 1991'de, osseointegrasyonu alloplastik materyallerin fonksiyonel yükleme sırasında kemikte klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edilmesi ve devam ettirilmesi işlemi olarak tanımlamıştır(15). El Askary ise yapmış olduğu osseointegrasyon tanımında osseointegrasyonun normal olarak yeniden şekillenmiş kemik ile implant yüzeyi arasında bağ dokusu olmaksızın direkt bir bağlantı olduğunu belirtmiştir(16).

Bugün osseointegrasyon terimi sadece mikroskobik bir durumu değil aynı zamanda rijit fiksasyonu da tanımlar. Rijit fiksasyon, 1-500 gr kuvvet uygulandığında implantta gözlemlenebilir bir hareket olmaması durumudur(8).

2.6.1. Osseointegrasyonun Biyolojisi

İmplant etrafındaki iyileşme normal primer kemik iyileşmesi prosedürüyle aynıdır. Titanyum dental implantların yerleşimi ardından 3 aşamalı bir süreç izlenir.

a) Osteofilik Faz

Pürüzlü yüzeye sahip implantlar, maksilla veya mandibulada kemik içine yerleştirildikleri sırada, implant ve kemik arasında kan pıhtısı oluşur ve sadece küçük

bir alanda kemik-implant teması bulunur. Diğer bölgelerde ekstraselüler sıvı ve hücrelerle temas mevcuttur. Başlangıç implant-konak etkileşiminde, birçok sitokin ortama salınarak adezyon moleküllerinin üretimini, kollojen sentezini ve kemik metabolizmalarının regülasyonu sağlanır. Bu olaylar inflamatuvar fazın başlangıcını oluşturur.

Üçüncü günde vital dokular çevresinde vasküler gelişim başlar ve implantın yerleşiminden 3 hafta sonra matur vasküler ağ yapısı izlenir. Ek olarak hücreler farklılaşma, proliferasyon ve aktivasyon başlar. Ossifikasyon da birinci haftada, trabeküler kemiğin endosteal yüzeyinden ve bukkal-lingual kortekslerden implant yüzeyine osteoblastların göçüyle başlar. Bu göç muhtemelen implant cerrahisi sırasında salınan Kemik Morfogenetik Protein'e cevaben oluşur. Osteofilik faz yaklaşık bir ay sürer(4, 14, 17).

b) Osteokondüktif Faz

Kemik hücreler implant yüzeyine ulaştıklarında, yüzeyde yayılır ve osteoid formasyonu gösterirler. Bu yapı immatür konnektif doku matriksidir. Fibrokartilaj kallus, endokondral ossifikasyona benzer şekilde kemik kallus içinde remodele olur. Bu faz implant yüzeyine daha fazla kemik birikimiyle beraber yaklaşık üç ay sürer. İmplant yerleştirildikten 4 ay sonra implant yüzeyinde maksimum kemik teması gerçekleşir(4, 17).

c) Osteoadaptif Faz

Final veya osteoadaptif faz implant yerleşiminden yaklaşık dört ay sonra başlar. Dengeli remodelasyon başlar ve yükleme sonrasında da devam eder. İlk yükleme yapılırken, implant çevresinde kemik değişikliği izlenmez fakat cevap olarak implant üzerindeki kemik kalınlaşabilir ve vasküler komponentlerde artış izlenebilir.

Optimal başarılı sonuçlar elde etmek için, kemik içine yerleştirilen implantların dört ile sekiz ay kadar osseointegrasyonu önerilmektedir(4).

2.6.2. Kemik İyileşmesinin Optimizasyonu

İmplant hassas bir şekilde yerleştirildikten sonra çevresinde bir boşluk kalır. Osseointegrasyonun başarısı kemik-implant birleşmesindeki doku iyileşmesinin tipine bağlıdır(18). Yeni oluşan kemik bu boşluğu iki şekilde doldurur:

Aralık osteogenezisi

Temas osteogenezisi

Birincisi peri-implanter bağ dokusu matriksinin oluşmasına izin verir. 'Fibrin Pleksusu' adı da verilen bu matriks implantın kemik kenarından kaynağını alır. Temas osteogenezinde ise yeni kemik oluşumu, fibrin pleksusun yapışmasına bağlı olarak implant yüzeyine doğrudan temas ederek oluşur. Titanyum yüzeyine yapışmış olan fibrin pleksusun içindeki osteojenik hücrelerin migrasyonu kemik dokusunun implant yüzeyine sıkı bir şekilde adaptasyonunu sağlar. Fibrin matriksin oluşumu başlangıçtaki kan pıhtısından kaynaklanır. İmplant yüzeyinin ıslanma özelliği başlangıçtaki kan pıhtısının tutunmasını etkiler. Asitle dağlanmış yüzey implantın yerleştirilmesi sırasında kan ve serum sıvısının çok iyi bir şekilde dağılmasını sağlar. Bu kimyasal işlemle yaratılan mikrotopografi saf ticari titanyum implantın ıslanabilirliğini arttırır(19).

2.7. Yüzey Özellikleri

Kemik-implant arasındaki kemik gelişimi sırasında dört farklı evre meydana gelir. Bunlar; cerrahi yerleştirme, iyileşme dinamikleri, erken yükleme periyodu ve geç yükleme periyodudur. Tüm implant dizaynı ve yüzey özelliği bu dört faza etki eder. İmplant dizaynı primer stabilizasyonda önemli bir rol alırken, yüzey özelliği yardımcı roledir. Ancak başlangıç iyileşme periyodunda yüzey özelliği birinci

derecede etkili olmaktadır(8). Dental implantların yüzey pürüzlülüklerini arttırmak ve osseointegrasyonu geliştirmek amacıyla kullanılan metotları Bagno ve Di Bello 3 ana sınıfta sınıflamışlardır.

2.7.1. Fiziksel (Mekanik) Metotlar

Kesme ve Tornalama (Cutting-Turning)

Kesme işlemi, bir karbon separe ile metal yüzeyinin pürüzlendirilmesidir. Kesme hızı ve basıncı ayarlanabilir ve böylece pürüzlülük derecesi kontrol altına alınır. Fakat titanyum ve titanyum alaşımlarında mekanik deformasyona sebep olduğu için dental implantlarda çok fazla kullanılan bir metot değildir. Tornalama ise paslanmaz çelik bir kesme apareyi ile yapılmaktadır. Tornalama işlemi metal yüzeyinde morfolojik değişiklikler yapmakta ve daha kontrollü yapılabildiği için titanyum ve alaşımlarında kesme gibi mekanik deformasyona sebep olmamaktadır(20). Ancak yapılan çalışmalar, implant stabilizasyonunu arttırmak ve yüzey alanını genişletmek amacıyla işlenmiş yüzeylerin pürüzlü yüzeylere modifikasyonlarının gerektiğini göstermiştir(21-23).

Titanyum Plazma Sprey (TPS)

Titanyum Plazma Sprey (TPS) 1974'ten itibaren Schroeder ve ark tarafından implantların yüzey alanlarının ve kemikteki tutunma alanını arttırmak için kullanılmaya başlanmıştır(24). Bu metotta, titanyum tabaka üzerine 40 µm titanyum partikülleri plazma alevi ile ısıtılıp, yüksek ısı ve hızla püskürtülerek yüzeyde düzensiz boyutlu keskin çıkıntı ve gözenekler oluşturulur. Bu topografi, kaplanan yüzey içine kemiğin büyümesini ve mekanik kitlenme ile implantın fiksasyonunu sağlar(25, 26). Mikroskobik yüzey 6-10 kat artar ve adhezyon osseogenezi için uygun ortam hazırlanmış olur. Bu yöntemin dezavantajı implant yerleştirilmesi sonrası tabakanın ayrılmasıdır(27).

Kumlama (Sandblasting)

Kumlama ajanları basınçlı hava ile yüksek bir hızda yüzeye uygulanırlar. Parçacıkların büyüklüklerine göre titanyum yüzeyinde farklı boyutlarda pürüzlülük elde edilir. Kullanılan bu kumlama materyalleri kimyasal olarak stabil ve biyouyumlu olmalı, implantların osseointegrasyonuna engel olmamalıdır. Genelde kullanılan seramik parçacıkları, alumina, titanyumdioksit ve kalsiyumfosfattır(20, 28). Alumina uygulanabilirliği kolay olan ve yüzeyde değişik pürüzlülük yaratabilen bir materyal olmasına karşın implant yüzeyine gömülmesi dezavantajıdır. Alumina asitte çözünmez ve titanyum yüzeyinden uzaklaştırılması çok zordur(29). Titanyumdioksit (TiO₂) parçacıkları dental implantlarda 1-2 µm civarında ortalama bir pürüzlülük oluştururlar. TiO₂ ile pürüzlendirilmiş implantların, tornalanmış yüzeylere göre daha yüksek kemik seviyeleri ve uzun dönem başarı sağladığını bildiren birçok klinik çalışma mevcuttur(30-32). Hidroksiapatit ve beta-trikalsiyumfosfat gibi kalsiyumfosfatlar da pürüzlendirmede kullanılan diğer materyallerdir. Bu materyaller biyouyumlu, osseokondüktif ve rezorbe olabilen özelliklere sahiptir. Yine bu materyallerin de işlenmiş yüzeylere olan üstünlüğünü bildiren çalışmalar mevcuttur(33, 34). Kumlama ile pürüzlendirmiş yüzeylerin, osteoblastların differansiyasyonu, proliferasyonu ve adhezyonuna izin verdiği gösterilmiştir(35, 36).

2.7.2. Kimyasal Metotlar

Asitle (Asit Etching) Pürüzlendirme

Hidroklorikasit (HCl), sülfürikasit (H₂SO₄) ve nitrikasit (HNO₃) gibi güçlü asitlerle titanyum yüzeylerin pürüzlendirilmesi çok fazla kullanılan metotudur. Asitleme ile implant yüzeyinde 1,5-2 µm çapında mikro çukurcuklar oluştuğu bildirilmektedir(37). Ayrıca asitlemenin osseointegrasyonu ciddi bir biçimde hızlandırdığını çalışmalarda gösterilmiştir(38, 39). Deneysel çalışmalarda, asitleme ile pürüzlendirmenin, düz yüzeylere veya TPS ile pürüzlendirilmiş yüzeylere oranla daha fazla kemik implant teması sağladığı ve kemik rezorpsiyonunu azalttığı

bildirilmektedir(40, 41). Çift (dual) asitleme işlemi makro yapıyı yüzeyleri mikro yapıya dönüştürmektedir. Bunun da trombosit genlerinin adhezyonunu ve ekstrasellüler genlerin daha fazla salınımı ile kemik apozisyonunu hızlandıran bir yüzey pürüzlülüğü sağladığı bildirilmiştir(36, 42, 43). Park ve Davies, çift asitleme tekniğinin fibrin ve osteojenik hücre ataşmanını arttırarak osteokondüktif safhayı hızlandırdığını ve direkt implant yüzeyinde kemik oluşumu yarattığını belirtmektedirler(44).

Kumlama (Sandblasting) ve Asitle (Asit Etching) Pürüzlendirme

1990'larda çalışılan bu yöntemde, kumlama ile elde edilen makro yapı asit ile mikro yapıya dönüştürülür. Yapılan bir çalışmada kumlanmış ve asitlenmiş yüzey ile sadece asitlenmiş yüzeyler hayvan çalışmasında karşılaştırılmış ve kumlanmış ve asitlenmiş yüzeylerin anlamlı derecede yüksek çıkarma tork değerleri verdiğini bildirilmiştir(45). Bazı araştırmacılar, kemik kalitesi iyi (D I-II) ve sağlıklı bireylerde bu implantların, iyileşmenin 6. haftasından itibaren restorasyon işlemlerine geçilebileceğini bildirmişlerdir(41). Günümüzde kumlanmış (0,25-0,50 mm partikül büyüklüğü), çift asitleme yapılmış (HCl/H₂SO₄) yüzeyler SLA® (Sandblasted, Large-grit, Acid-etched) implantlar olarak piyasada bulunmaktadır.

Anodizasyon

Dental implantlarda en fazla kullanılan materyal olan saf titanyumun biyoyumluluğunun mükemmel olmasını sağlayan oksit tabakası 5 nm civarında bir kalınlığa sahiptir. Bu oksit tabakasının kalınlaştırılmasının kemik cevabını olumlu yönde etkilediği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir(46, 47). Anodize yüzeyler; elektrolit içerisindeki (güçlü asitler) titanyum modele yüksek voltaj uygulanması ile elde edilir. Anodizasyon yüzeyde çeşitli çaplarda mikroporlar oluşturur ve sitotoksite göstermez. Ayrıca işlenmiş yüzey ile karşılaştırıldığında daha yüksek hücre tutunması ve proliferasyonu görülür(28, 40). Anodizasyonun sonucunda titanyum yüzeyindeki oksit tabaka 600-1000 nm veya daha kalın olmaktadır.

2.7.3. Biyokimyasal Metotlar

Kalsiyumfosfat ile Kaplama

Dental implant yüzeylerinde yaygın olarak uygulanan bir başka modifikasyon da yüzeyin genel olarak hidroksiapatitten oluşan kalsiyumfosfat ile kaplanmasıdır. Kalsiyum fosfatın (CaPO_4), içeriğinin kemik mineraline olan benzerliği, implant yüzeyinde karbonat hidroksiapatit oluşturma kabiliyeti, kemik yapımı için uygun bir iskele vazifesi görmesi, endojen kemik morfojenetik proteinlerine bağlanabilmesi ve depo etmesi özelliklerinden dolayı, implante edilebilen materyallerle birlikte kullanılması tavsiye edilmiştir(48). Günümüzde CaPO_4 'ün biyoaktif kapasitesi kabul edilmektedir, fakat mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Düşünülen hipotez, arada oluşan karbonat apatit tabakasının biyoseramik materyalindeki iyon çözünürlüğünden kaynaklandığıdır. Diğer bir görüş ise yüksek CaPO_4 konsantrasyonlarının büyüme faktörlerine yüksek afinitesini etken olarak gösterir(49).

Hidroksiapatit (HA) Kaplama

Hidroksiapatitin osteokondüktif etkisinden yararlanarak, kemik kalitesi düşük olan Tip 3 ve 4 kemiklerde implant ankrajının ve kemik büyümesinin arttırılacağı düşünülmüş geliştirilen bir tekniktir(50). Dental implantların HA ile kaplanmasında plazma sprej, püskürtme depolanması, sol-jel kaplama, elektroforetik çökme veya biyomimetik birikme gibi birçok metot kullanılmıştır. Fakat klinik olarak uygulanan metot sadece plazma sprej metodudur. Bu metotta HA seramik partikülleri yüksek sıcaklıkta bir plazma torçuna enjekte edilir ve daha sonra titanyum yüzeyine püskürtülür. Daha sonra titanyumla HA birleşerek bir film tabakası oluştururlar. Bu kalınlık 1-2 μm ile 1-2 mm arasında değişir. Kaplamanın yüzeye mekanik olarak tutunması için kaplamadan önce titanyum yüzeyi mutlaka pürüzlendirilmelidir(28).

HA kaplamalara ait olumlu kısa dönem sonuçlar bulunmasına rağmen, bazı dezavantajları vardır. Bunlar; kaplamada oluşan poröziteler, titanyumla birleşme

yerinde stres artıkları bırakması ve püskürtülen tozun bileşimi ve kristalizasyonunda olumsuz değişimler görülmesidir(51, 52). Plazma sprej tekniği ile HA kaplanmış implantlarda bazı klinik başarısızlıklar da görülmektedir. Bunlar; kaplamanın delaminasyonu (yorgunluk) sonucu implant kaplama birleşim yerinde kopmalar, yabancı madde salınımı ve sonucunda implantların klinik başarısızlığıdır(28, 53). Plazma sprej tekniğinin kompleks yapıdaki kısa implantlarda etkili olmadığı ve HA kaplamanın mikroorganizma tutunumunu arttırarak implantın başarısını olumsuz etkilediği de bildirilmektedir(28).

Flor ile Kaplama

Titanyum, flor iyonlarına çok tepkilidir ve hemen çözünebilen Titanyum tetraflorid oluşturur. Titanyum, bu şekilde flor ile modifiye edildiği zaman hem yüzey pürüzlülüğüne hem de florun osseointegrasyonu hızlandırıcı etkisine sahip olmaktadır (28). Florun kemik rejenerasyonunu arttırıcı özellikleri de mevcuttur. Kalsifikasyona neden olan büyüme faktörlerinin sayısını çoğaltır. Çoğu büyüme faktörünü sentezleyen osteoprogenitör hücreler veya farklılaşmamış osteoblastlar üzerinde etkilidir(54, 55). Bu implant yüzeyinin önemli bir özelliği kalsifiye dokuyla ve dolayısıyla da kalsiyum ve fosfat iyonlarıyla reaksiyona girebilme kabiliyetidir.

2.8. Oral İmplantolojide Diağnoz

Oral implantolojide hasta seçiminde, hastanın genel sistemik durumu, implant yerleştirilmesi planlanan bölgenin lokal şartlarının uygun olup olmadığı ve sistemik durumunda mutlak kontrendikasyon oluşturabilecek bir durumun olup olmadığı değerlendirilmelidir.

2.8.1. İmplant Endikasyonları

- Tam ve kısmi dişsiz hastalar
- Çene ve yüz defektleri

- Diş agenezi
- Hareketli bölümlü protez kullanımında güçlük çeken hastalar
- Hareketli protez kullanmayı reddeden hastalar
- Hareketli protezlerin stabilitesinin olmadığı hastalar
- Dişlerini prepare ettirmek istemeyen hastalar
- Oldukça uzun boşluk içeren sabit protez hastalar
- Herhangi bir dişsiz sahada veya tam protezin oturduğu yumuşak dokularda meydana gelen ciddi değişiklikler
- Oral muskuler koordinasyonu bozuk olan hastalar
- Protezin stabilitesini bozan, parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar
- Aşırı kusma refleksi olan hastalar
- Tek diş eksikliği
- Sayısı ve konumu yetersiz destek diş mevcudiyeti(1).

2.8.2. İmplant Kontrendikasyonları

Mutlak Kontrendikasyonlar:

- Yeni geçirilmiş MI ve riskli kalp patolojileri
- Ağır Osteomalazi hikayesi
- Kontrol altında olmayan sistemik hastalıklar
- Psikolojik bozukluklar
- Kronik alkolizm ve ilaç bağımlılığı
- Kemik metabolizmasını etkileyen hastalıklar
- Radyoterapi tedavisi alan hastalar
- Ağır hormonal bozukluklar

- Çene gelişiminin tamamlanmadığı bireyler

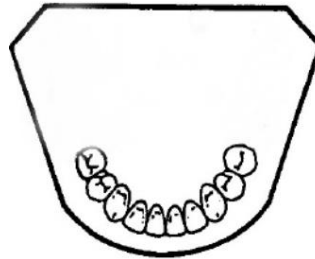
Rölatif Kontrendikasyonlar:

- Yetersiz interokluzal mesafe
- Yetersiz kemik miktarı ve kalitesi
- Risk taşıyan hastalıklar
- Aşırı sigara kullanan hastalar
- Yaş(1).

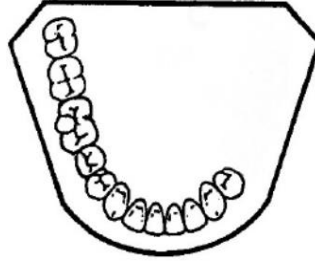
2.8.3. Oral İmplantolojide Diş Eksikliklerinin Sınıflandırılması

Kısmi dişsizliklerin sınıflandırılması için dünyada en geçerli sınıflandırma 1925’de Edward Kennedy tarafından tanımlanan sınıflamadır.

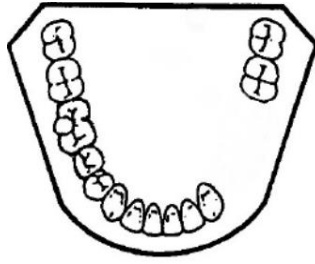
Bu sınıflamaya göre:



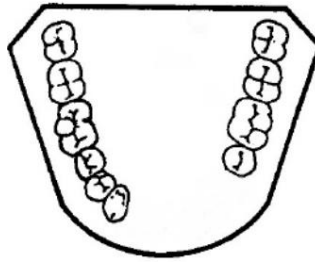
Şekil 2. 5. Kennedy Sınıf 1 dişsizlik; doğal dişlerin posteriorunda yer alan iki taraflı dişsiz sahalar



Şekil 2. 6. Kennedy Sınıf 2 dişsizlik; Doğal dişlerin posteriorunda yer alan tek taraflı dişsiz saha



Şekil 2. 7. Kennedy Sınıf 3 dişsizlik; dişsiz sahanın anteriorunda ve posteriorunda doğal dişlerin bulunduğu tek taraflı dişsiz saha



Şekil 2. 8. Kennedy Sınıf 4 dişsizlik; doğal dişlerin önünde tek fakat orta hatta göre iki taraflı dişsiz sahanın bulunduğu vakalar

Bu sınıflamanın her vakaya uygulanabilirliğinin kolaylaşması için 1954 yılında Applegate tarafından 8 kural ileri sürülmüştür.

1. Sınıflama çekimlerden önce değil sonra yapılmalıdır.
2. Üçüncü büyük azı dişi yoksa ve proteze konulmayacaksa sınıflamaya dahil edilmemelidir.
3. Üçüncü büyük azı dişi varsa ve destek olarak kullanılacaksa sınıflandırmada göz önünde bulundurulmalıdır.

4. İkinci büyük azı dişi yoksa ve proteze konulmayacaksa, sınıflamaya dahil edilmemelidir. Örneğin karşıt ikinci büyük azı dişi de yoksa ve proteze konulmayacaksa aynı durum söz konusudur.

5. Daima en gerideki saha veya sahalar esas sınıfı tayin eder.

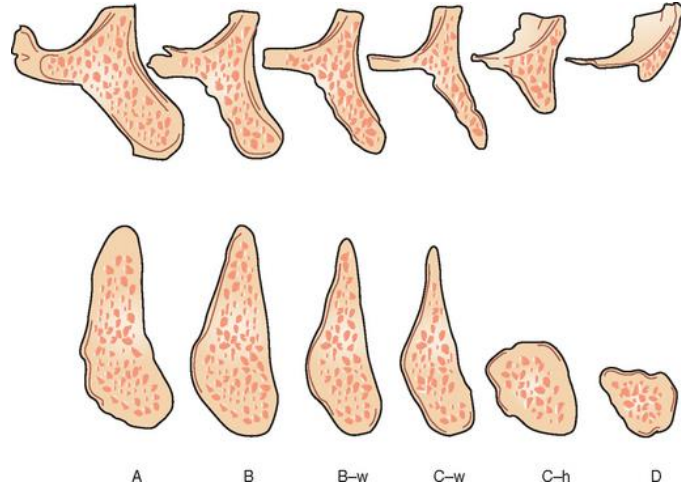
6. Esas sınıfı tayin eden dişsiz sahaların dışındaki ilave dişsiz sahalar 'modifikasyon' diye adlandırılır ve sayılarına göre ifade edilir.

7. Modifikasyon sahalarının uzunluğu değil sayıları dikkate alınır.

8. Kennedy sınıflamasında 4.sınıfın modifikasyonu yoktur.

Kennedy sınıflaması ve Applegate kuralları dişsiz bölgelerin boyutunu değil sadece varlığını belirlemeye yöneliktir(1).

Oral implantolojide ise, implant endikasyonu için değerlendirilmesi gereken implant yerleştirilmesi planlanan bölgenin kemik hacmidir. Bu amaç doğrultusunda Carl Misch ve Kenneth Judy dişsiz bölgelerin varlığından öte kemik miktarını belirlemeye yönelik, aslında Kennedy sınıflamasının bir türevi olan ve Misch-Judy sınıflaması adıyla anılan bir sınıflama geliştirmişlerdir. Bu sınıflamada kemiğin labio-lingula (vestibulo-lingual veya palatinal) boyutu ve mesio-distal boyutu değerlendirilir ve elde edilen değerlere göre sınıfların divizyonları da oluşturulur.



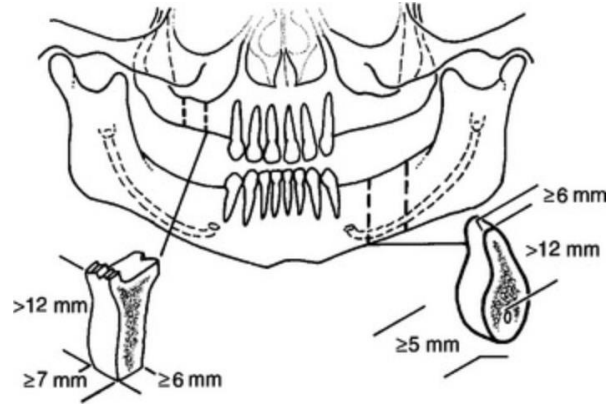
Şekil 2. 9. Misch-Judy Kemik sınıflaması

Vertikal boyut değerlendirilmesinde posterior da, üst çenede maksiller sinüsün tabanı ile üst çene alveol kemiği tepesi arasındaki mesafe; alt çenede alveol kemiğin en tepesiyle corpus alt sınırı arasındaki mesafe; anterior da, üst çenede burun tabanı ile alveol kemiği tepesi arasındaki mesafe ve alt çenede alveol kemiğinin tepesi ile corpusun simfizyal bölgesinin alt sınırı arası mesafeler değerlendirilir(1). Buna göre yapılan çeşitli sınıflama ve divizyonlar aşağıdaki gibidirler.

Divizyon A:

Boyutlar:

- Genişlik >6mm
- Yükseklik >12mm
- Mesiodistal mesafe >7mm
- Okluzal yükün açısı <25 derece
- Kron yüksekliği mesafesi \leq 15mm



Şekil 2. 10. Divizyon A

Yaklaşım:

Tüm boyutlarda bol miktarda kemik anlamına gelir. Diş çekiminden hemen sonra oluşur. Bu kemik miktarı birkaç yıl boyunca interseptal kemik yüksekliğinin azalmasına ve iki yıl içinde orijinal krestal genişlik %30'dan fazla azalmasına rağmen birkaç yıl devam eder(56).

Kullanılabilir kemik yüksekliğinin 20 mm olabileceği düşünülmelidir ancak bu implant uzunluğunun kemik yüksekliğine eşit olması gerektiği anlamı taşımaz. Uygun yoğunluktaki kemikle implant ara yüzündeki stresler sırtın krestal bölgesinde oluşur ve 12mm veya daha uzun bir implantın uzun vadeli başarısı için, implant karşı kortikal tabakaya dayanmış olsa da sorun yaratmadan kullanılabileceği gösterilmiştir(8).

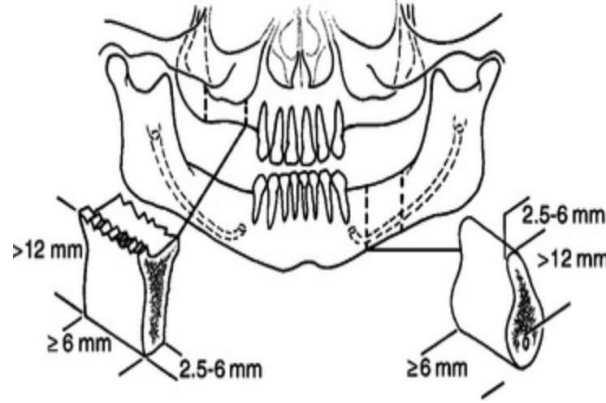
Divizyon A kemikte 4mm ve daha geniş çaplı implant seçenekleri tercih edilir. Molar bölgelere daha geniş çaplı implantlar önerilir. İmplant uzunluğu 12mm ve daha fazladır.(8).

Divizyon B:

Boyutlar:

- Genişlik 2,5-6mm

- Yükseklik >12mm
- Mesiodistal uzunluk >6mm
- Okluzal yük açısı <20 derece
- Kron yüksekliği mesafesi <15mm



Şekil 2. 11. Divizyon B

Yaklaşım:

Divizyon B kemikte yeterli miktarda kullanılabilir kemik yüksekliği bulunur. Kemik genişliği 4-6mm'dir. Minimum mesio-distal uzunluğu Divizyon A'dan daha az olduğu için daha küçük çaplı bir implant kullanılabilir. Kemik genişliği ve implant çapı daha dar olduğu için ve yükün açısı arttıkça kuvvetler attığı için okluzal yükün açısı da daha azdır. Divizyon B'de özellikle genişlik azaldığı için lateral veya aks dışı yükler altında oluşan moment kuvvetlerinin azaltılması için kron yüksekliği mesafesi 15mm veya daha az olmalıdır.

Divizyon B için 3 tedavi seçeneği mevcuttur:

1. Dört mm veya daha geniş kök biçimli implantın yerleştirilmesi için osteotomi yapılarak bir diğer divizyona dönüştürülmesi. 12mm den daha fazla kemik yüksekliği elde edilebiliyorsa kemik Divizyon A'ya, daha az kemik yüksekliği ile sonuçlanıyorsa Divizyon C'ye dönüşmüş olur.

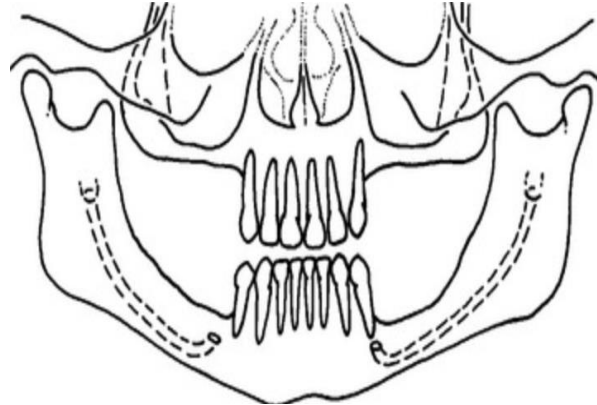
2. Dar kök biçimli implant yerleştirmek

3. Var olan Divizyon B kemiğe augmentasyon yaparak Divizyon A ya çevirmek(8).

Divizyon C:

Boyutlar:

- Genişlik 0-2.5mm
- Yükseklik <12mm
- Okluzal yükün açısı >30 derece
- Kron yüksekliği mesafesi >15mm



şekil 2. 12. Divizyon C

Yaklaşım:

Divizyon C kemikte implant gövdesinin dişsiz bölgedeki konumu ile ilişkili olmaksızın bir veya daha fazla boyut yönünden yetersizdir. Rezorbsiyon önce genişlikte sonra yükseklikte oluşacak biçimdedir. Sonuç olarak Divizyon B kret kemik yüksekliği halen var olmaya devam etmekle birlikte genişlik yönünden hiçbir tasarımda endosteal implant yerleşimi için uygun olmayıncaya kadar rezorbe olmaya devam eder. Rezorbsiyon süresi ilerledikçe var olan yükseklik de kaybedilir.

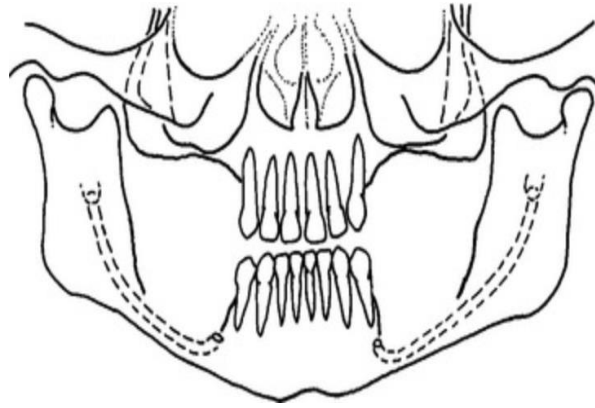
Divizyon C'nin klinik koşullarını tanımlamak için orta-ileri atrofi tanımı kullanılabilir. Herhangi bir müdehalede bulunulmayan kemik yapı bir süre sonra Divizyon D'ye dönüşecektir.

Divizyon C' de tedavi seçenekleri; osteoplasti, kök biçimli implantlar, subperiosteal implantlar, implant öncesi augmentasyon işşemleri, değişik tasarımlı implantlar, ramus çerçeve implantlar, transosteal implantlar olarak sayılabilir(8).

Divizyon D:

Boyutlar:

- İleri atrofi: bazal kemik kaybı (düz maksilla ve kalem inceliğinde mandibula)
- >20mm kron yüksekliği



Şekil 2. 13. Divizyon D

Yaklaşım:

Uzun süreli kemik rezorbsiyonu rezidüel kretin tamamen kaybı ile birlikte bazal kemikte atrofi ile de sonuçlanabilir. İleri atrofi Divizyon D'nin klinik durumunu tanımlar. Zamanla tamamen düz bir maksilla veya genial tüberküllerin mandibular kretin en üst noktası haline geldiği klinik durumlarla karşılaşılabılır.

Tedavi yaklaşımı ve tedavisi en zor durum olmakla beraber implant uygulaması öncesi kemik augmentasyonları ve sinüs lifting uygulamaları gereklidir. Yumuşak doku ve sinir komplikasyonlarını minimize edebilmek için mümkün olduğunca implant destekli overdenturelerin yapımı endikedir(8).

2.8.4. İmplant Uygulanacak Bölgedeki Kemik Miktarı Ve Yoğunluğunun Değerlendirilmesi

İmplantların yerleştirilmesi için 3 boyutta da minimum hacme gerek vardır.

- Bukkolingual: İmplantın her iki yüzeyinde de en az 1mm kemik bulunabilmesi için gerekli kret genişliği implant çapından en az 2mm fazla olmalıdır.
- Apiko-koronal: Mandibulada n. Iveolaris Inferior'un üzerinden en az 2mm güvenlik sınırı bırakılarak implant yerleştirilmelidir. Maksillada Sinüs Maxillaris için güvenlik sınırı bulunmazken, nazal tabana 1mm güvenlik sınırı bırakılmalıdır.
- Mesiodistal: 2 diş arasına implant uygulanacaksa kemik ve ligamentleri korumak için yandaki dişle 1,5-2mmlik(dış kenar-diş uzaklığı) mesafe korunmalıdır. Yan yana 2 implant yapılacaksa protetik parçalar için aralarında 3mm mesafe bırakılmalıdır(8, 19, 57).

Kısmi dişsizlikte ise aşağıdaki formül kullanılır.

$$\text{İmplant sayısı} = \frac{\text{mesiodistal mesafe}-1\text{mm}}{\text{İmplant çapı}+3\text{mm}}$$

Kemik yoğunluğunun önemi ve oral implantoloji ile olan ilgisi ise 25 yıldır bilinmektedir. Linkow, 1925 yılında kemik yoğunluğunu 3 grupta toplamıştır(58).

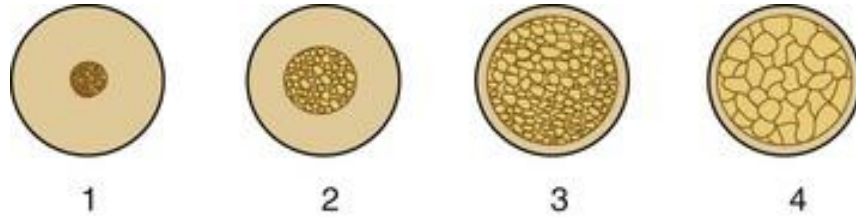
Sınıf 1 kemik yapısı: bu ideal kemik yapısı sık ve eşit aralıklı trabeküler yapıdan oluşmaktadır.

Sınıf 2 kemik yapısı: bu kemik yapısında boşlukların miktarı fazla ve daha az uniform bir şekil söz konusudur.

Sınıf 3 kemik yapısı: kemik trabekülleri arasında geniş boşluklar vardır.

Linkow, sınıf 3 kemiklerde implantın kemiğe zayıf bir bağlantısı olduğunu, sınıf 2 kemiğin implant başarısı açısından tatmin edici olduğunu ve sınıf 1 kemiğin ise implant protezleri için en ideal kemik tipi olduğunu belirtmiştir.

1985 yılında Lekholm ve Zarb, çene kemiğinin anterior bölgesi için dört tip kemik kalitesinde bir sınıflandırma yapmışlardır(59).



Şekil 2. 14. Lekholm-Zarb Kemik Sınıflaması

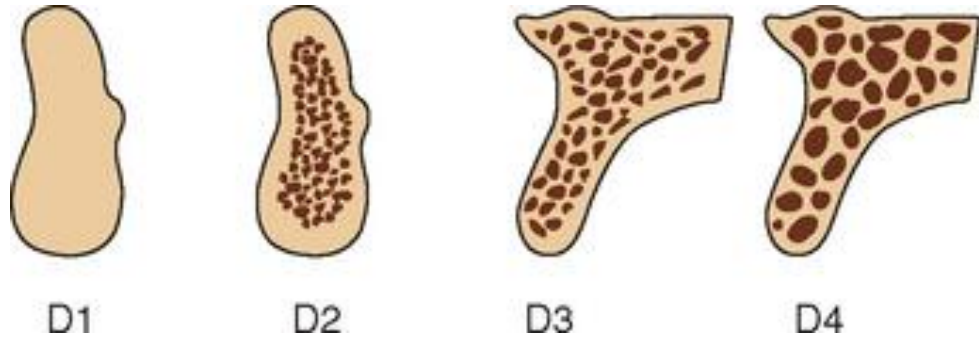
Tip 1: Homojen kompakt kemik

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği saran kalın kompakt kemik

Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği saran ince kompakt kemik

Tip 4: Düşük yoğunluklu trabeküler kemiğin etrafını saran ince bir tabaka kompakt kemik

1988 yılında Misch çene kemiği üzerindeki konumlarından bağımsız olarak yalnızca kortikal ve trabeküler kemiğin yoğunluğunu 4 farklı sınıfa ayırmıştır(60, 61).



Şekil 2.15. Misch kemik yoğunluğu sınıflaması

D1: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dışındaki anterior mandibulada bulunur.

D2: Kret tepesinde yoğun ve kalın pöröz doğru kortikal kemik ve altında kaba dokulu trabeküler kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada görülür.

D3: Kret tepesinde ince pöröz kortikal kemik ve altında ince dokulu trabeküler kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibulada görülür.

D4: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemik tamamı ince trabeküler kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur.

Mineralizasyonu tamamlanmamış ve büyük intra trabeküler boşlukları olan çok daha yumuşak kemik yapıları D5 olarak tanımlanabilmektedir(8).

2.9. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

İmplant başarısını tanımlamak üzere ilk çalışmalar Amerikan Sağlık Enstitüsü tarafından başlatılmış ve 1978'de Harvard Üniversitesinde tedavi risk ve avantajları incelenmiştir.

1978 de Harvard Konsensusu tarafından belirlene başarı kriterleri:

Subjektif Kriterler:

- Yeterli fonksiyon
- Rahtsızlık hissinin olmaması
- Estetiğin daha iyi hale gelmesi
- Duysual veya psikolojik açıdan hastanın daha iyi duruma gelmesi

Objektif Kriterler:

- Kemik kaybının vertikal boyutunun 1/3'ünden daha fazla olmaması
- Uygun okluzal denge ve vertikal boyut
- Tedavi edilebilir gingival enflamasyon
- İmplantın herhangi bir yöndeki mobilitesinin 1mm'den az olması
- Enfeksiyon semptomlarının olmaması
- Komşu dişlere zarar verilmemesi
- Parestezi, anestezi gibi durumların veya mandibular kanal, maxiller sinüs veya burun tabanında herhangi bir komplikasyonun olmaması
- Kollajen dokuların sağlıklı olması
- 5 yılda %75 fonksiyonel kullanım sağlanmalıdır(62).

İmplant başarı kriterleri Zarb ve ark tarafından çok iyi tanımlanmıştır(63, 64). Ne var ki aynı grup 1993 yılında yeni kriterler ortaya koymuştur(65). Buna göre implantlar 4 kategori altında değerlendirilmelidir.

- İmplant başarısı: Bir implant aşağıdaki kriterleri yerine getirirse başarılı sayılabilir:

- Protez çıkarıldığında implantlarda hareketlilik olmaması
- İmplant çevresinde radyolusent alan bulunmaması
- İmplant çevresindeki kemiğin stabil olması
- Ağrı olmaması

- Fonksiyonel implant: Başarı kriterlerinin objektif olarak değerlendirilemediği bir implant 'fonksiyonel' kabul edilir.

- Değerlendirilememiş implant: Üçüncü kategoride, ölüm nedeniyle veya kontrollere gelmedikleri için takip edilemeyen implantlar vardır.

- Başarısız implant: Çıkarılan bir implant başarısız kabul edilir.

En çok kullanılan başarı kriterleri Albrektsson ve ark. kriterleridir(63).

- Tek başına implantta hareketlilik olmaması
- İmplant çevresinde radyolusent alan bulunmaması
- İmplantlar yüklendikten 1 yıl sonra 0.2 mm'den fazla kemik kaybı olmaması (marjinal kemik kaybı yüklemenin yapıldığı ilk yıl 1.5mm'den az olmalıdır)
- Geri dönüşü olmayan ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibuler kanal perforasyonu gibi semptom ve belirtilerin olmaması

Araştırmacılara göre bir implantın güvenilir olması için yukarıda sayılan kriterleri 5 yılda %85, 10 yılda %80 oranında yerine getirmelidir(63).

2007 yılında Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi tarafından düzenlenen İtalya Ortak Görüş Konferansında James-Misch Sağlık Skalası modifiye

edilmiş implant başarısı, sağ kalımı ve başarısızlık şartlarını içeren klinik kategoriler belirlenmiştir(66).

İmplantın başarı oranı implantın yerine, kemik kalitesine ve dişsiz bölgeye bağlıdır. Azalan başarı oranlarına göre 4 anatomik bölge belirlenmiştir.

- Mandibulanın ön bölgesinin (Foramen Mentale'ler arası) 5 yıllık başarı oranı %90 veya daha fazladır. Bu oran sabit protez yapılan total dişsizlik vakalarından elde edilmiştir. Hareketli protezleri ve kısmi dişsizlik vakalarının uzun dönemli takip sonuçları yetersizdir.

- Maksillanın ön tarafının (sinüslerin mezialinde kalan bölge) sabit protez yapılan total dişsizlik vakalarındaki 5 yıllık başarı oranı %80 daha fazladır. Hareketli protezlerin ve kısmi dişsizlik vakalarının uzun dönemi takip sonuçları yetersizdir.

- Mandibulanın posterior bölgesinin (foramen mentalenin distali) kısa dönemli sonuçları güven verici olmakla beraber uzun dönemli sonuçlar yetersizdir.

- Maksillanın posterior bölgesi (sinüslerin altı ve tüber bölgesiyle sınırlı olan alan) kısıtlı sayıda kısa dönem verisine sahiptir. Daha ileri değerlendirmelere gerek vardır(19).

2.10. İmplant Diş Hekimliği İçin Stres Tedavi Teoremi

İmplantlarla ilgili olarak en çok rastlanan komplikasyonlar, implantın yüklenmesinden sonra meydana gelen biyomekanik sorunlardır. Yapılan çalışmalarda bu çalışmaların implant yüklenmesini takiben 18 ay içinde meydana geldiğini göstermektedir. Böylece erken dönem implant yükleme başarısızlıkları en sık olarak en yumuşak kemik tiplerinde (%16 oranında) veya en kısa implant uzunluklarında (%17 oranında) olmaktadır.

İmplantlarla ilgili en sık rastlanan komplikasyonların merkezinde olan nedenlerden biri de strestir. İmplant yerleşimi ve sonrasında kuvvet faktörleri değerlendirilmeli ve bir bütün olarak implant-kemik-protez sistemi korunmalıdır.

İmplant başarısızlığı cerrahi aşamada, erken yükleme fazında, okluzal aşırı yükler altında, malzeme kaynaklı ve marjinal kemik kaybına bağlı olarak gelişebilir. Özellikle marjinal kemik kaybı başarıda altın anahtardır. Bu kaybın sebebi periosteal refleksiyon hipotezi, implant osteotomi hipotezi, host hipotezinin otoimmün cevabı, biyolojik genişlik hipotezleri ve implant yerleşimi sırasında ve sonrasında oluşan stresle beraber hücre biyomekaniği, mühendislik ilkeleri ve kemiğin mekanik özellikleri gibi değişik bakış açılarıyla açıklanmaya çalışılmıştır(8).

Hücre biyomekaniğinde; hücre seviyesinde yeniden yapılanması, gerinimin mekanik ortamına bağlıdır(67). Gerinim, uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa bölümü olarak tanımlanır ve gerinim ölçü birimi 'yüzde' olarak verilir. Herhangi bir malzemedeki gerinim miktarı, malzemeye uygulanan stres miktarı ile doğrudan ilişkilidir(68). Kemik-implant ara yüzünde meydana gelen kemik gerinim miktarı, implant protezi üzerinden uygulanan stres miktarı ile doğrudan bağlantılıdır. Kemik içerisinde bulunan mekanosensörler, asgari gerinim miktarlarına yanıt verirler ve kemiğin kopma direncinin yüzde biri büyüklüğünde mikrogerinim, kemiğin yeniden yapılanması sürecini tetikleyebilir(69). 1972' de Kummer stres ve kemikteki yeniden yapılanmayla ilgili, daha yakın zamanda Frost mikrogerinim-kemik hücresel fonksiyonlarıyla ilgili raporlar yayınlamışlardır. Sonuç olarak aşırı gerinimin ve kemiğe uygulanan fizyolojik limitlerin ötesindeki streslerin hücresel rezorbsiyona sebep olduğu gösterilmiştir(8).

Mühendislik ilkelerinde; stres ve gerinim arasındaki ilişki, bir malzeme için, elastisite modülünü belirler(68). Elastisite modülü, belli bir malzemede belli bir stres seviyesi için boyutsal değişiklik miktarını verir. Bir dişin elastisite modülü, kortikal kemiğe benzerdir. Dental implantları tipik olarak titanyum veya titanyum alaşımlarından imal edilirler. Titanyumun elastisite modülü, kortikal kemik elastisite

modülünden beş-on kat daha büyüktür. Kompozit kiriş analizi adı verilen bir mühendislik ilkesine göre, elastisite modülü farklı olan iki tür malzeme, aralarında başka malzeme olmaksızın bir araya getirilirse ve bunlardan birisine yük uygulanırsa, bu iki malzemenin temas ettikleri ilk yerde bir stres konturunda artış gözlenir(70). Bir implant-kemik ara yüzünde, krestal kemik bölgesinde, bu stres kontürlerinin magnitudü daha büyüktür. Bu fenomen, implantların kemik simültantı bir malzeme içerisinde yüklenmesi koşullarında yapılan, hem fotoelastik hem üç boyutlu sonlu elemanlar analizi (SEA)'nde gözlenmiştir(71, 72).

Kemiğin mekanik özelliklerinde; kemik yoğunluğu, kemiğin mukavemet ve elastisite modülü ile doğrudan doğruya ilgilidir(73). Daha yoğun olan kemikte, daha az yoğun kemiğe nazaran, belli bir yük altında daha az gerinim meydana gelir. Bunun sonucu olarak, benzer yükleme koşulları altında, daha yoğun kemikte daha az yoğun kemiğe nazaran daha az yeniden yapılanma(remodeling) meydana gelir(74). Kemiğin yeniden yapılanmasında bir azalma ise, kemik kaybında azalmaya yol açabilir. Yapılan bir prospektif insan çalışmasında; Manz, implantın hemen yanındaki bölgede marjinal kemik kaybı miktarının, kemik yoğunluğu ile ilişkili olduğu gözlenmiştir(75). İmplantın yerleştirilmesi ile açılması arasında meydana gelen, başlangıçtaki peri-implant kemik kaybı, her kalitedeki kemikte benzer bulunmuştur. Yapılan çalışmalarda implant üstü protez tesliminden altı ay sonra radyografik olarak peri-implant kemik kaybı değerlendirilmiş olup kalite 1 tip kemikte 0,68 mm, kalite 2 tip kemikte 1,10 mm, kalite 3 tip kemik için 1,24 mm ve kalite 4 tip kemikte 1,44 mm olarak ölçülmüştür. Kemik ne kadar çok yoğun ise, protez yapımından sonra o kadar az peri-implant kemik kaybı gözlenmiştir.

Kemik yoğunluğundaki artış kemiğin kuvveti ile, elastik modülüsü ile ve marjinal kemik kaybındaki azalma ile ilgili olduğundan bu kavramların hepsi birbiriyle ilişkili olabilir(8).

2.11. Biyomekanik Kavramlar

2.11.1. Stres (Gerilim)

Birim alana uygulanan kuvvet miktarına stres denir. İmplant ve çevreleyen dokular üzerinde oluşan stresler implantın uzun dönem başarısını etkiler(76, 77). Bir kuvvetin, bir yüzey üzerinde dağılmasına mekanik stres denir. Mekanik stres;

$$\sigma \text{ (Stres, paskal)} = F \text{ (Kuvvet, newton)} / A \text{ (m2, mm2)}$$

formülü ile tanımlanabilir(6).

Stres büyüklüğü; kuvvetin büyüklüğü ve dağıldığı alanın kesitine bağlıdır. Kuvvetin büyüklüğü azaldıkça ve dağılan yüzey alanı arttıkça stres azalacaktır. Kuvvetin büyüklüğü eksen dışı yükler, kron yüksekliği ve kantilever uzunluğu en aza indirilerek azaltılabilir. Stresin dağıldığı yüzey alanı ise implant sayısının arttırılması ve fonksiyonel kesit alanı daha fazla olan implantların kullanılması ile arttırılabilir(77).

Yönlerine göre stresler üçe ayrılırlar. Kütleli uzatmak veya germek için kuvvet sonucunda oluşan strese çekme (tensile stress), kütleli sıkıştırma veya kısaltmaya çalışan kuvvet sonucunda oluşan gerilimler sıkıştırma (compressive stress), kütleli çevirme veya kaydırmaya zorlayan kuvvet sonucunda oluşan stres ise makaslama (shear stress) gerilimi olarak adlandırılır(78).

Kortikal kemik sıkışma tipi kuvvetlere, çekme tipi kuvvetlerden %30, makaslama tipi kuvvetlerden ise %65 daha fazla dayanır(79).

2.11.2. Gerinme(Strain)

Cisme uygulanan kuvvet sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir(77). Stresin olduğu her durumda strain de söz konusudur. Birimsiz bir ifadedir ve genellikle yüzdelerle ölçümlendirilir.

$$\text{Strain} = x/d$$

X: birim boyutta meydana gelen değişiklik

d: Orijinal uzunluk

2.11.3. Poisson Oranı

Bir malzemeye kuvvet uygulandığında meydana gelen boyutsal değişim üç boyutludur. Poisson oranı bir objeye uygulanan belirli bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel alanda gösterdiği deformasyona oranıdır(78).

2.11.4. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Oransal limit veya altındaki streslerin neden oldukları strain değerlerine bölünmesiyle elde edilen sabit bir değerdir. Elastisite modülü cismin rijiditesi hakkında bilgi verir. Elastisite modülü büyüdükçe cismin rijiditesi artar. Ulm ve ark insan çenelerinde trabeküler kemik yoğunluğu dolayısı ile elastisite modüllerinin büyük oranda değişiklikler gösterdiğini göstermişlerdir(80).

2.11.5. Von Mises Stresi

Çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde kullanılan bir değerdir. Von Mises stresi, cisim üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirek,

tek yönde yüklenen cismin çekme dayanıklılığını verir. Renk skalası ile gösterilebilmektedir(81).

2.12. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Karmaşık geometrilerle ilgili problemlere analitik bir çözüm bulmak oldukça zordur. Bu yüzden sonlu elemanlar stres analizi gibi metotlarla karmaşık geometriler küçük elemanlara bölünerek basite indirgenebilir. Stres davranışı incelenecek modelin küçük alt elemanlardan oluşan bir modeli hazırlanır. Her geometrik alt eleman için yükleme ve yer değiştirme arasındaki ilişkiyi tanımlayan bir denklem oluşturulur. Bu denklemlerin birleştirilmesi ve çözümlenmesi bilgisayar yardımıyla yapılır. Nesnel deneysel yöntemlere göre sonlu elemanlar metodunun avantajı farklı fiziksel değişkenlerin incelenmesine izin verir. Eleman sayısı ne kadar çok olursa gerçeğe o kadar yakın sonuç elde edilir(82).

Sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modellerin farklı yükleme koşullarındaki analizi sonucu değişik değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) olabilir. Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Kırılgan materyaller (kemik ve porselen gibi) için asal gerilim (principal stress) değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maximum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilimini, en düşük asal gerilim (minimum principal stress) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimi ifade eder. Çekilebilir (ductile) materyaller için ise Von Misses stres sonuçları önemlidir. İmplant materyali olarak kullanılan titanyumda oluşan stresler incelenirken özellikle Von Misses stresleri değerlendirilir. Ayrıca Von Misses değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında da fikir vermektedir.

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışmada, mandibulada yer alan dişsiz kemiğe farklı geometrilere sahip 2 implantın yerleştirilmesi sırasında oluşan stresin ölçülmesi planlanmıştır. Lekholm ve Zarb sınıflandırılmasında yer alan tip 2 kemiğe, silindirik ve konik geometrilerde 10 mm uzunlukta ve 3,75 mm çapta modellenen 2 farklı implantın, kemik içindeki yuvalarına yerleştirilmesi sırasında her 2mm oluşan streslerin kortikal ve trabeküler kemiklerde ve 0,5-1-1,5 mm kemik kalınlıklarında ölçülmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu amaçla, gerilim analiz yöntemlerinden, bilgisayar ortamında çalışan ve en detaylı sayısal değerleri veren üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi kullanılmıştır.

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Çalışmada implantların yerleştirileceği alt çene kemiği ile konik ve silindirik olmak üzere iki farklı geometrideki titanyum implantların geometrik modelleri oluşturulmuştur. 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 3. 1. Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ve 3 boyutlu tarama cihazı

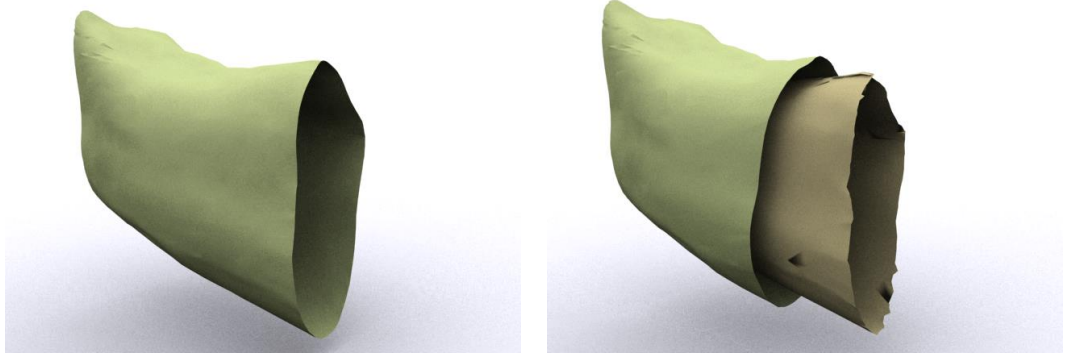
Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. ‘.stl’ formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. ‘.stl’ formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya aitt olduğunu, dış yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi

Alt çene kemiği modellenirken kemik dikey boyutu 10 mm, buko-lingual yöndeki genişliği 5 mm’den fazla olan A Divizyonu tipinde kemik yapısı planlandı.

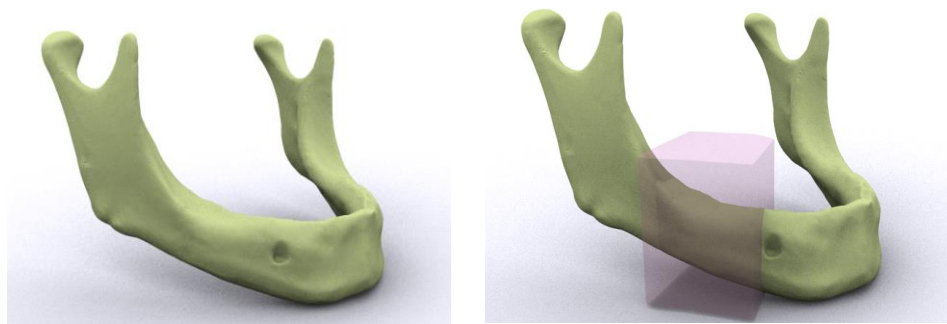
Bu aşamada bilgisayar oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanımaktadır. Trabeküler kemiğin oluşturulması için alt çene modelinde oluşturmak istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (superiorda 2 mm, bukkal ve lingual bölgede 1 mm) pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlenmiştir. Bu

işlemlerin yapılması için, '.stl' uzantılı veriler Rhinoceros 4.0 (Robert Mcneel & Associates USA) yazılımına atılıp ofset yöntemi kullanılmıştır.



Şekil 3. 2. Kortikal ve trabeküler kemik katmanlarının oluşturulma aşamaları

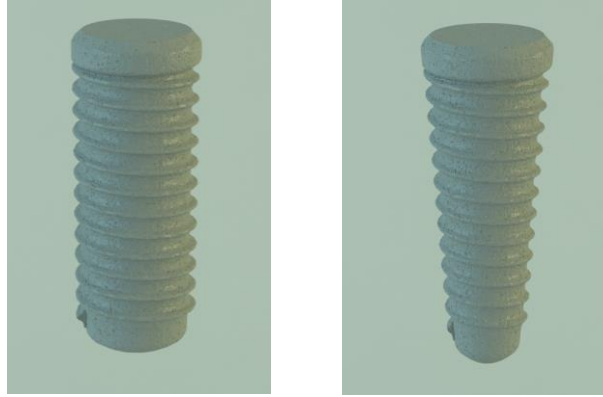
Yapılan çalışmada mandibulanın tümüne gereksinim olmadığından sadece gerekli bölgeler Boolean işlemi ile çıkarılmıştır. Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır. Bu işlemi gerçekleştirmek için mandibula modelinin istenen bölgesi üzerinde bir küp çizilmiş, çizilen küp ile mandibulanın kesiştiği alan, gereğinden fazla mesh için hafıza harcanmasını gerektirmeyen mandibula modeli elde edilmiştir. Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır.



Şekil 3. 3. Boolean işlemi ile mandibuladan çalışılması planlanan parçasının belirlenip çıkartılması

3.1.2. İmplantların Modellenmesi

Firmadan tedarik edilen implant modeli Smartoptics tarayıcısında taranarak 3D model elde edildi.



Şekil 3. 4. Taranarak 3 boyutlu olarak modele edilen silindirik ve konik implantlar

Tüm modeller Rhinoceros yazılımında birleştirildikten sonra, analize uygun hale getirilmiş oldular

3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi için Hazır Hale Getirilmesi

Modeller, Rhinoceros yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, '.stl' formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. '.stl' formatı üç boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Bu formatta düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, dental implantların ve üst yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

Tablo 3. 1. Modellerin oluşturulmasında kullanılan yapıların Elastik modülleri ve Poisson oranları

Komponent	Elastik Modülü(Gpa)	Poisson Oranı(V)	Referans
Kortikal Kemik	13,0	0,3	(83)
Trabeküler Kemik			
Yüksek Dansite	1,37	0,3	(84)
Düşük Dansite	0,8	0,3	(85)
Titanyum	102	0,3	(83)

3.3 Analizi Yapılacak Matematiksel Modellerin Oluşturulması

Rhinoceros yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına ‘.stl’ şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir. Meshleme işleminde, modeller mümkün olduğunca 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

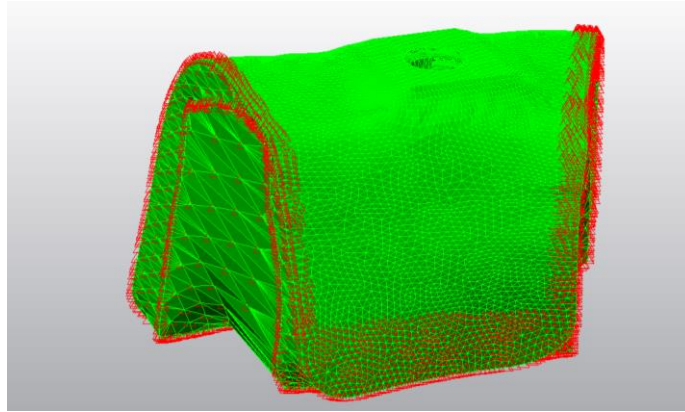
Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Çene modelleri, diş implantları ve üst yapıları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.2’de verilmiştir.

Tablo 3. 2. Çalışmada kullanılan Konik ve Silindirik İmplantların farklı yuva derinliklerindeki düğüm ve eleman sayıları

İmplant yuva derinliği	İmplant tipi	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
10 mm	konik	82497	464151
10 mm	silindirik	76272	427088
8 mm	konik	81222	451131
8 mm	silindirik	80802	450549
6 mm	konik	81081	446990
6 mm	silindirik	80837	437923
4 mm	konik	78311	427063
4 mm	silindirik	79166	430272
2 mm	konik	79315	430281
2 mm	silindirik	73852	399472

3.4. Modellerde Kontak Yüzeylerin Belirlenmesi

Oluşturduğumuz matematiksel modellerin üzerinde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin programa tanımlanması gerekir. Kortikal kemik ile trabeküler kemiğin birbirine, diş implantları ile çene kemiğinin kesintisiz olarak kontakta oldukları kabul edilmiştir.

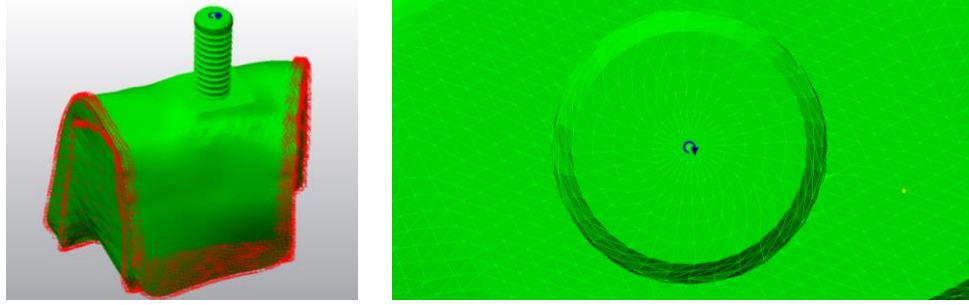


Şekil 3. 5. Modeli oluşturan parçaların yüzey ilişkilerinin sağlanması ve birleştirilmesi

3.5. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları

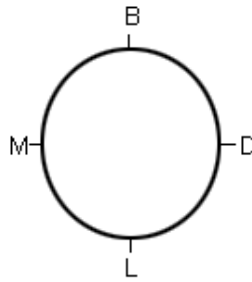
Uzayda duran modelin analizinin yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. Çalışmada kullanılan

modellerin tümünde, mandibulanın ön, arka ve alt kısımlara sıfır serbestlik derecesi verilmiştir. Her modelde implantların koronel kısmından 450 N/mm moment uygulanmıştır.



Şekil 3. 6. 450N/mm saat yönünde uygulanan momentle implantlar istenilen derinliklere uygulanması

Bu çevresel ölçümlerden elde edilen değerler her bölgede 4 referans noktası belirlenerek karşılaştırılmıştır. Her referans bölgesinde 1'er düğüm noktası belirlenmiştir. Bu referans noktalarının yerleşim bölgeleri aşağıdaki şekilde gösterilmektedir. Belirlenen referans noktalarındaki Maximum Principal ve Minimum Principal değerleri alınmıştır.



Şekil 3. 7. İmplantların çevresinden belirlenmiş 4 noktadan (bukkal, lingual, mesial, distal) stres ölçümleri yapılmıştır.

3.6. İstatistiksel Analiz

10 mm uzunluğundaki konik ve silindirik implantların Tip 2 kemiğe yerleştirilirken 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde, implant yuvaları çevresinde yer alan 0,5-1,5 mm kalınlığındaki kemikte oluşturdukları stresler bukkal, lingual, mesial ve

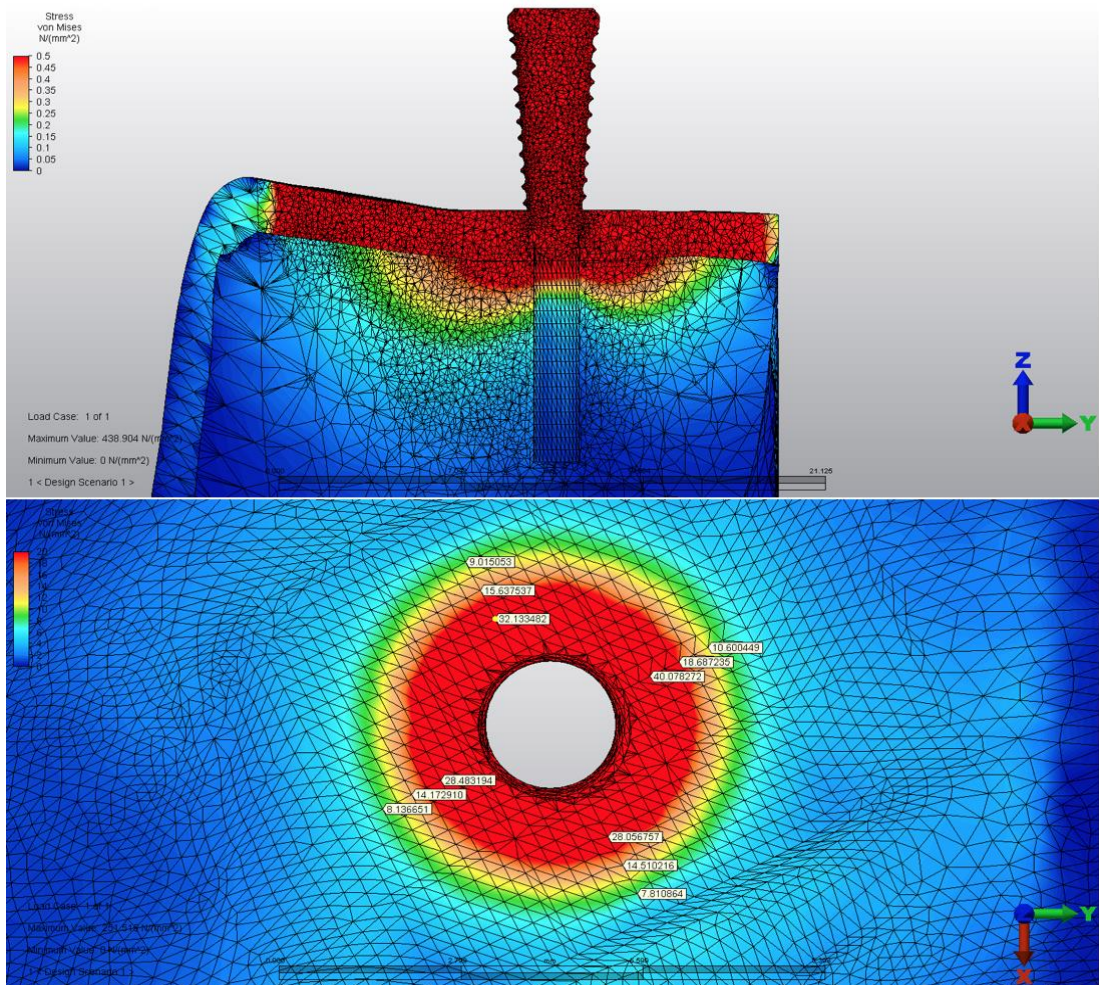
distal yönlerde ölçülmüştür. İmplant tipleri, kemik tipleri, ölçülen stres tipleri, implant yuvaları çevresindeki kemik kalınlığı ve implant yuva derinliklerinin(değişkenlerin); oluşan stresler üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesi için tanımlayıcı istatistik olan General Linear Model kurulmuş ve Univariate Analiz ile değerlendirilme ve karşılaştırılmalar yapılmıştır.

4. BULGULAR

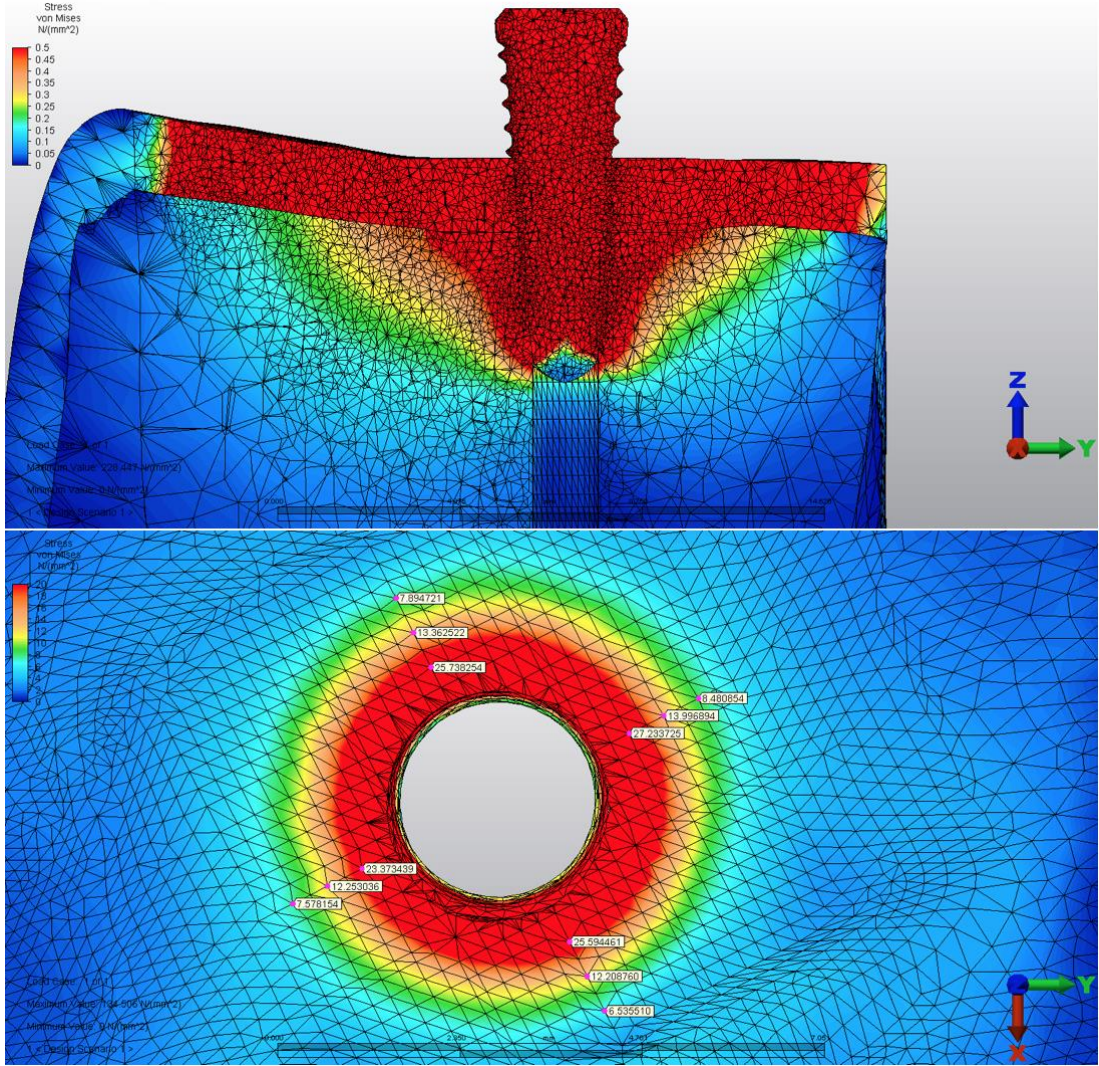
Bu çalışmada, mandibulada yer alan dişsiz kemiğe farklı geometrilere sahip 2 implantın yerleştirilmesi sırasında oluşan stresin ölçülmesi planlanmıştır. Konik(kök şekilli) ve silindirik 3,75 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantlar tasarlanmıştır. Bu implantların Lekholm-Zarb kemik sınıflamasında yer alan tip 2 kemiğe yerleştirilmesi sırasında her 2 mm derinlikte Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Prinsipal stres değerleri; implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıkta olmak üzere 3 farklı uzaklıkta ve implantın bukkal, lingual, mesial ve distal yüzlerinden ölçülmüştür.

Tablo 4. 1. Konik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kortikal kemikte oluşturduğu Von Mises Stresi değeri N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8,10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.

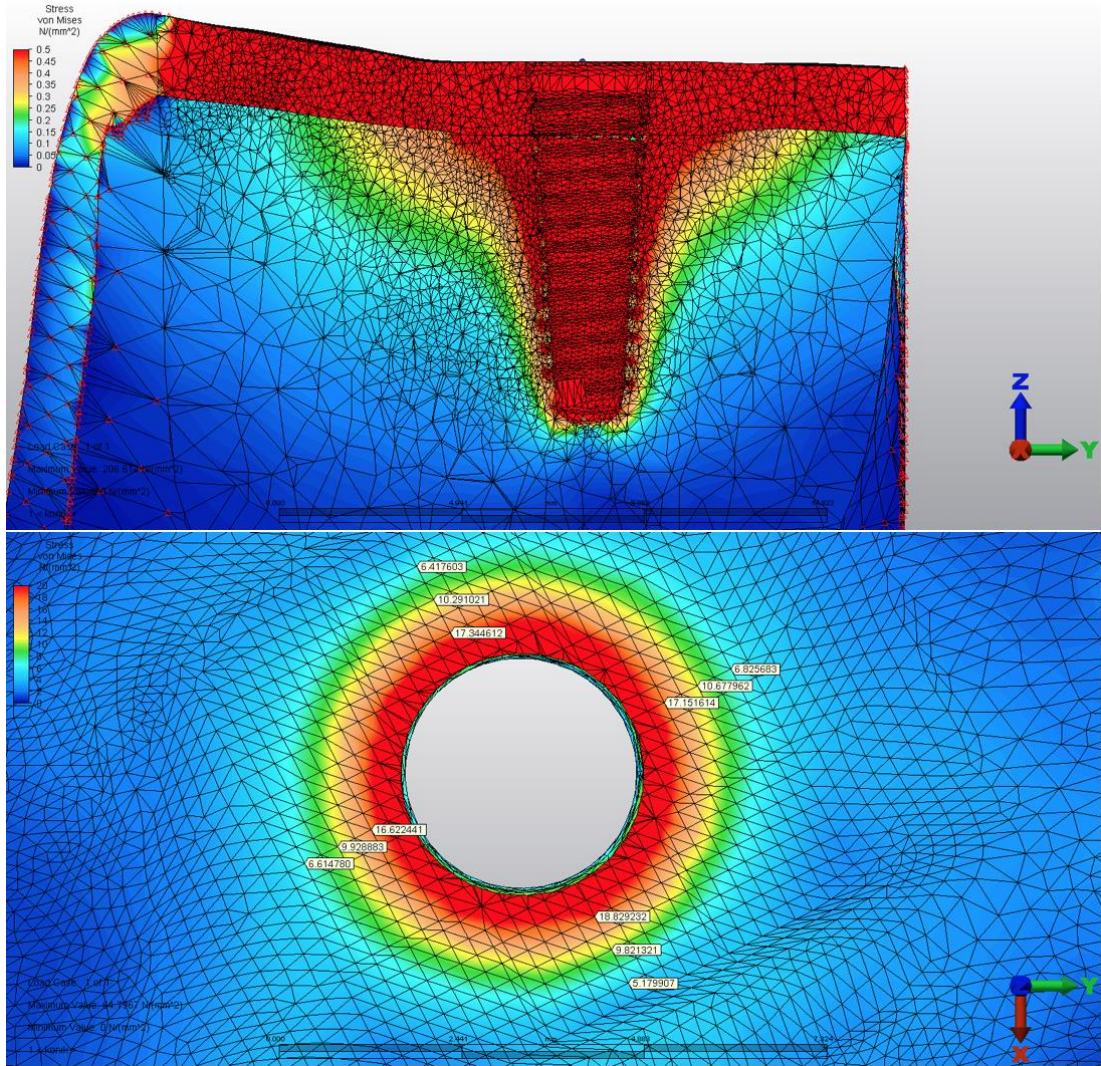
Derinlik	Kemik kalınlığı		
	0,5 mm	1 mm	1,5 mm
2 mm	32,187926	15,751974	8,890754
4 mm	28,036425	14,123563	8,351486
6 mm	25,484969	12,955303	7,622309
8 mm	19,564020	10,657468	6,312137
10 mm	17,486974	10,179796	6,259493



Şekil 4. 1. Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, 2 mmlik derinlikteki Von Mises Stresinin görüntüleri iki farklı düzlemde izlenmektedir. İmplantın yukarıdan baktığımız ekran görüntüsü, implant çevresindeki kortikal kemikte implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan stresleri göstermektedir.



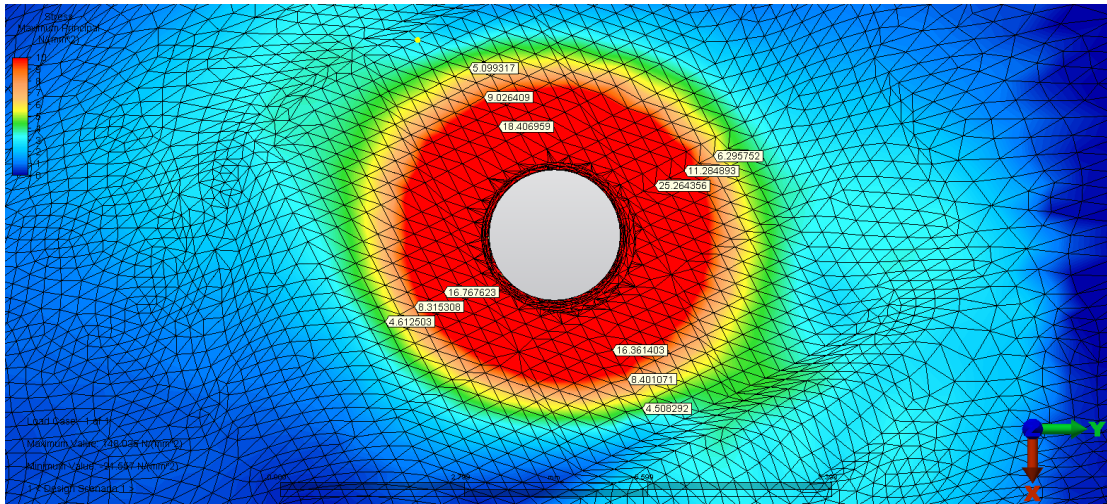
Şekil 4. 2. Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, 6 mmlik derinlikteki Von Mises Stresinin görüntüleri iki farklı düzlemde izlenmektedir. İmplantın yukarıdan baktığımız ekran görüntüsü, implant çevresindeki kortikal kemikte implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan stresleri göstermektedir.



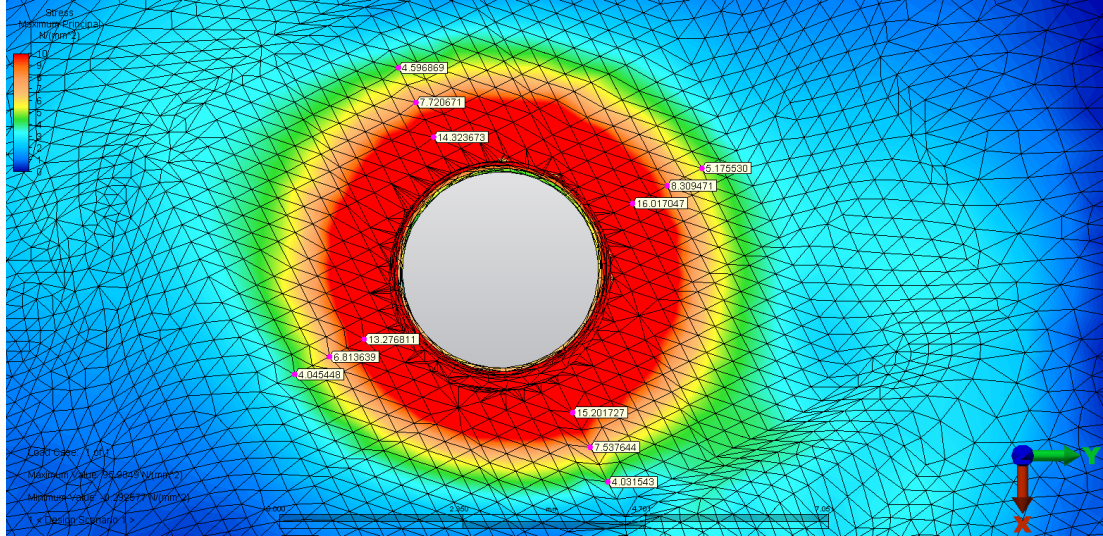
Şekil 4. 3. Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, 10 mmlik derinlikteki Von Mises Stresinin görüntüleri iki farklı düzlemde izlenmektedir. İmplanta yukarıdan baktığımız ekran görüntüsü, implant çevresindeki kortikal kemikte implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan stresleri göstermektedir.

Tablo 4. 2. Konik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kortikal kemikte oluşturduğu Maximum Principal Stresi N/mm² biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.

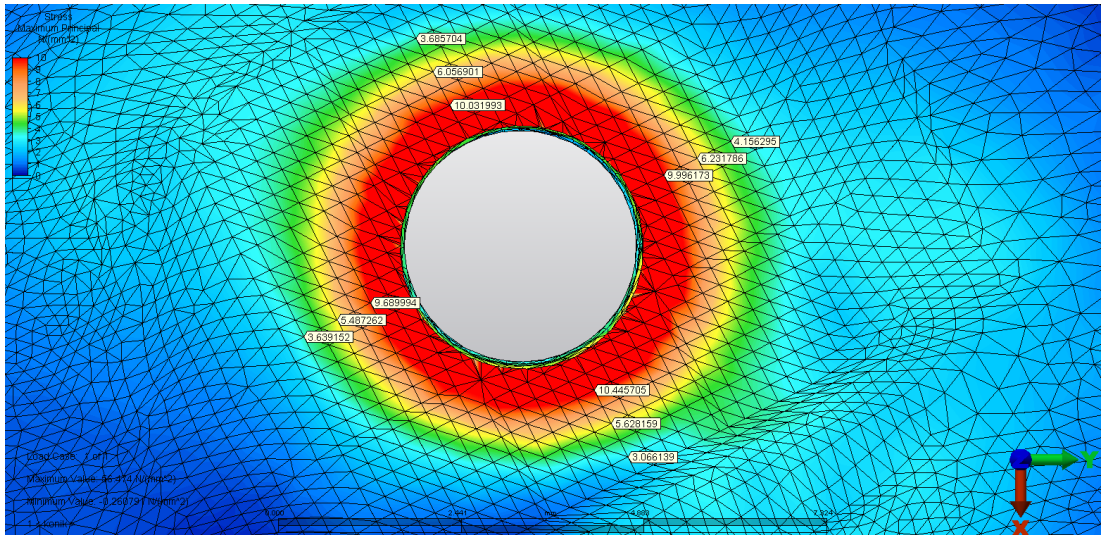
Derinlik	Kemik kalınlığı		
	0,5 mm	1 mm	1,5 mm
2 mm	25,79391	11,919379	6,312152
4 mm	16,42441	8,222570	4,844062
6 mm	14,704814	7,595356	4,462347
8 mm	11,336784	6,129626	3,607418
10 mm	10,040966	5,851027	3,636822



Şekil 4. 4. Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 2 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir.



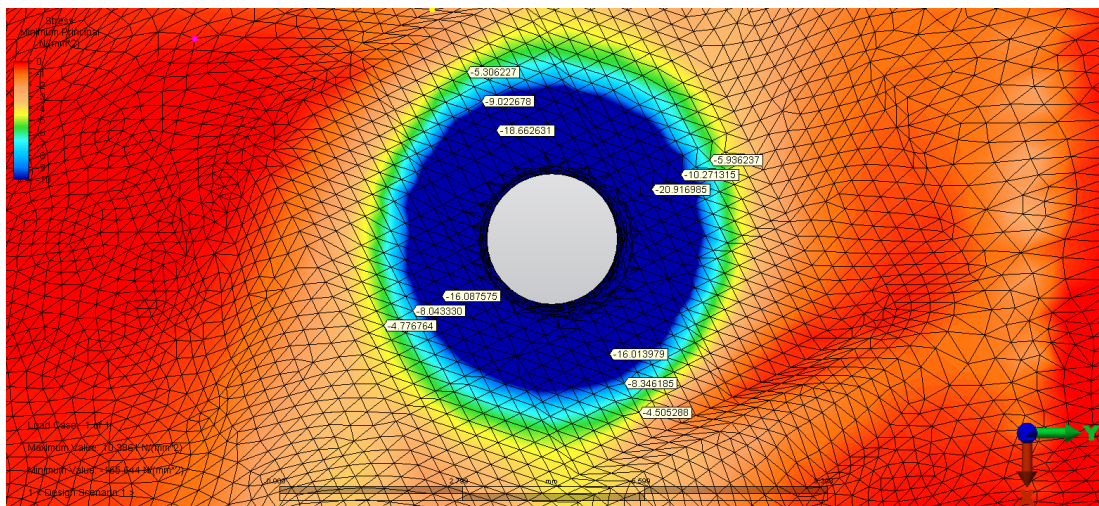
Şekil 4. 5. Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 6 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir.



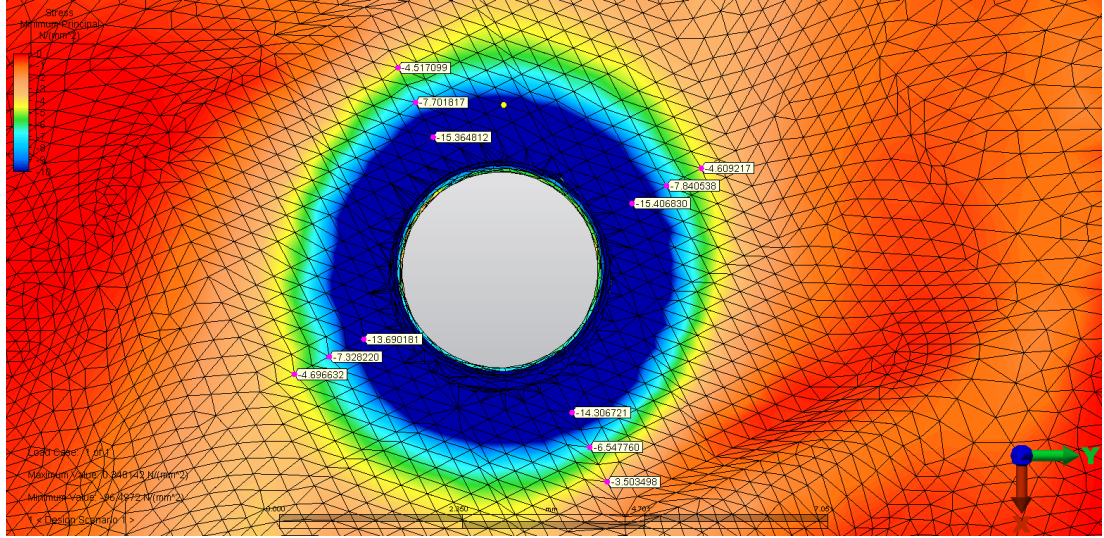
Şekil 4. 6. Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 10 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir.

Tablo 4. 3. Konik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kortikal kemikte oluşturduğu Minimum Principal Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.

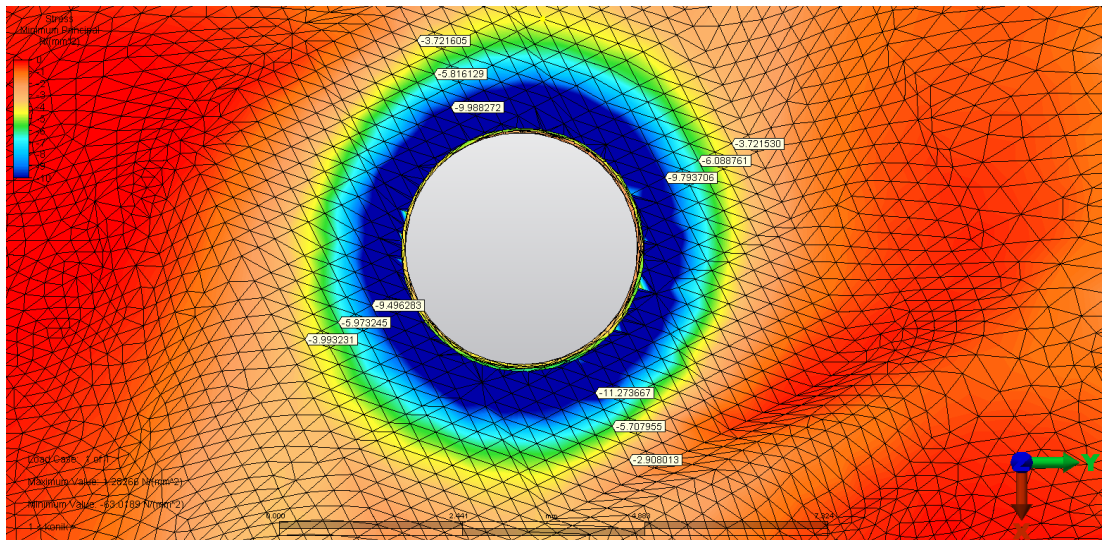
Derinlik	Kemik kalınlığı		
	0,5 mm	1 mm	1,5 mm
2 MM	-17,920292	-8,920875	-5,131129
4 MM	-15,923327	-8,073816	-4,793881
6 MM	-14,692136	-7,354583	-4,331611
8 MM	-11,237734	-6,170151	-3,673524
10 MM	-10,137982	-5,896522	-3,586094



Şekil 4. 7. Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 2 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Minimum Principal Stresi değerleri izlenmektedir.



Şekil 4. 8. Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 6 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Minimum Principal Stresi değerleri izlenmektedir.



Şekil 4. 9. Konik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 10 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir.

Tablo 4. 4. Konik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında trabeküler kemikte oluşturduğu Von Mises Stresi N/mm² biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.

Derinlik	Kemik kalınlığı		
	0,5 mm	1 mm	1,5 mm
2 mm	1,043992	0,978795	0,865863
4 mm	1,296938	1,020383	0,804024
6 mm	1,019047	0,824556	0,667993
8 mm	0,900989	0,746088	0,618195
10 mm	0,777749	0,671479	0,567679

Tablo 4. 5. Konik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında trabeküler kemikte oluşturduğu Maximum Principal Stresi N/mm² biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir

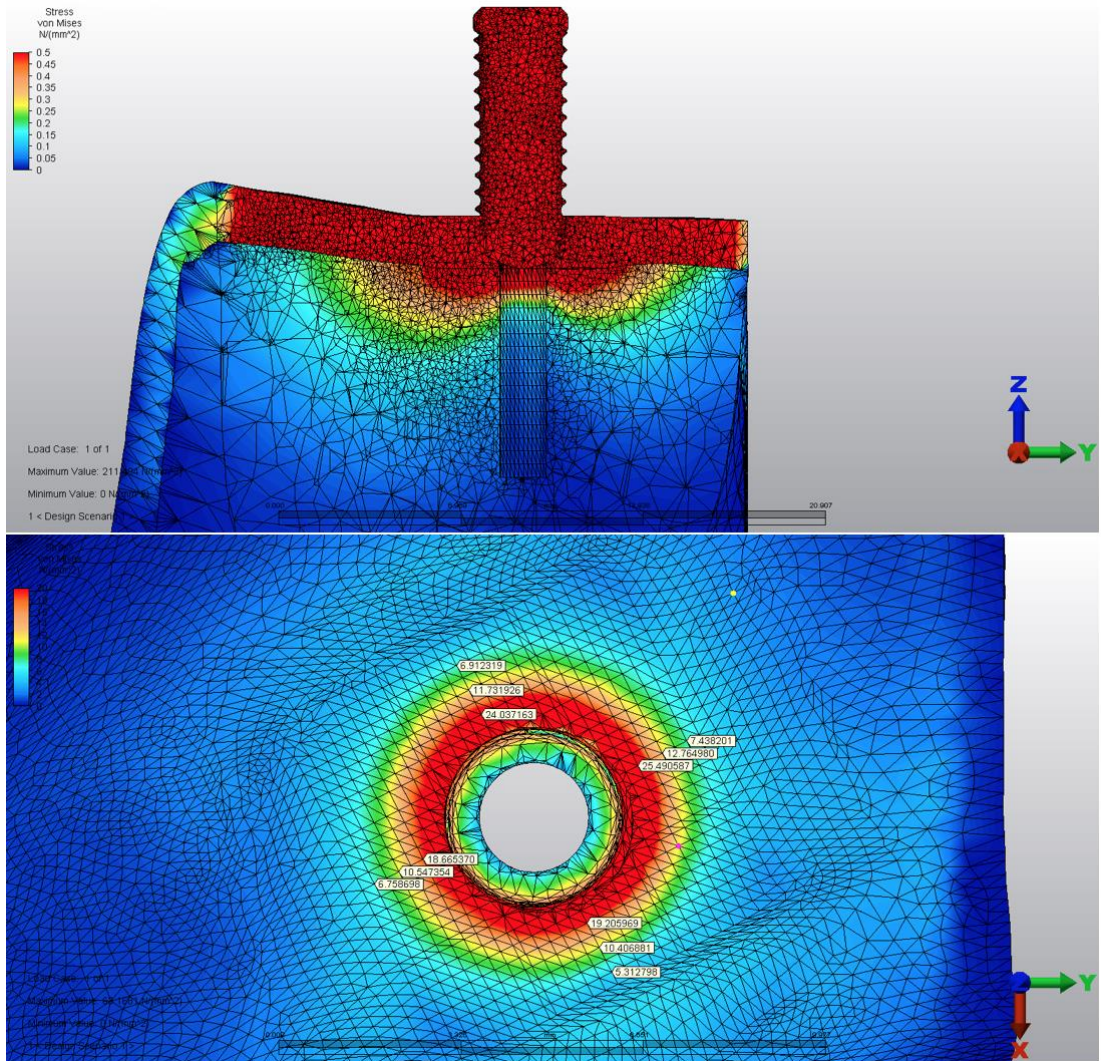
Derinlik	Kemik kalınlığı		
	0,5 mm	1 mm	1,5 mm
2 mm	0,614700	0,563745	0,500807
4 mm	0,744157	0,587837	0,466148
6 mm	0,589179	0,480894	0,383753
8 mm	0,522523	0,441114	0,359193
10 mm	0,452035	0,390637	0,330392

Tablo 4. 6. Konik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında trabeküler kemikte oluşturduğu Minimum Principal Stresi N/mm² biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.

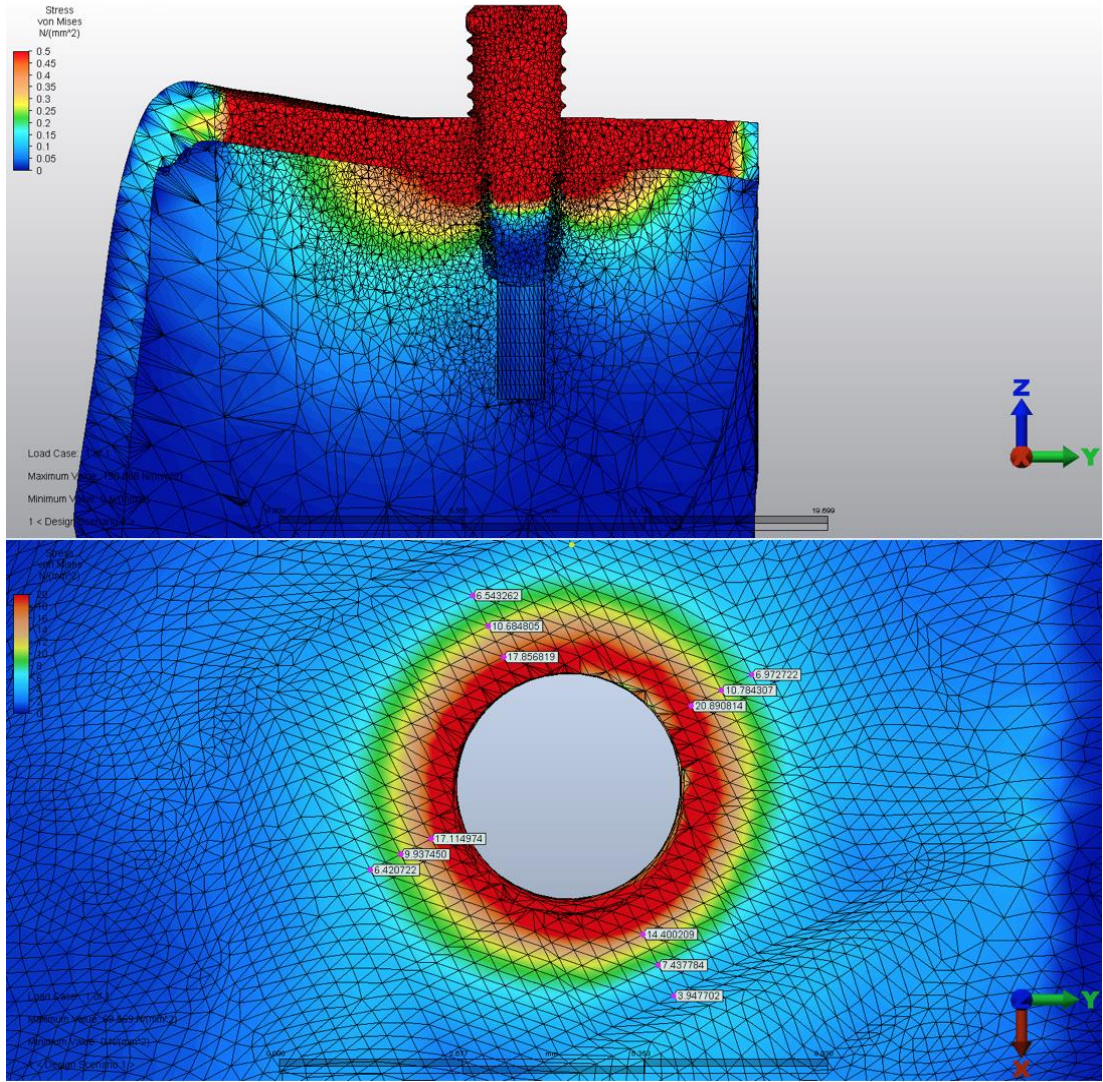
derinlik	kemik kalınlığı		
	0,5 mm	1 mm	1,5 mm
2 mm	-0,586029	-0,564720	-0,498230
4 mm	-0,751538	-0,589269	-0,461172
6 mm	-0,586909	-0,470571	-0,387171
8 mm	-0,517108	-0,429833	-0,359173
10 mm	-0,445600	-0,384139	-0,324594

Tablo 4. 7. Silindirik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kortikal kemikte oluşturduğu Von Mises Stresi N/mm² biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.

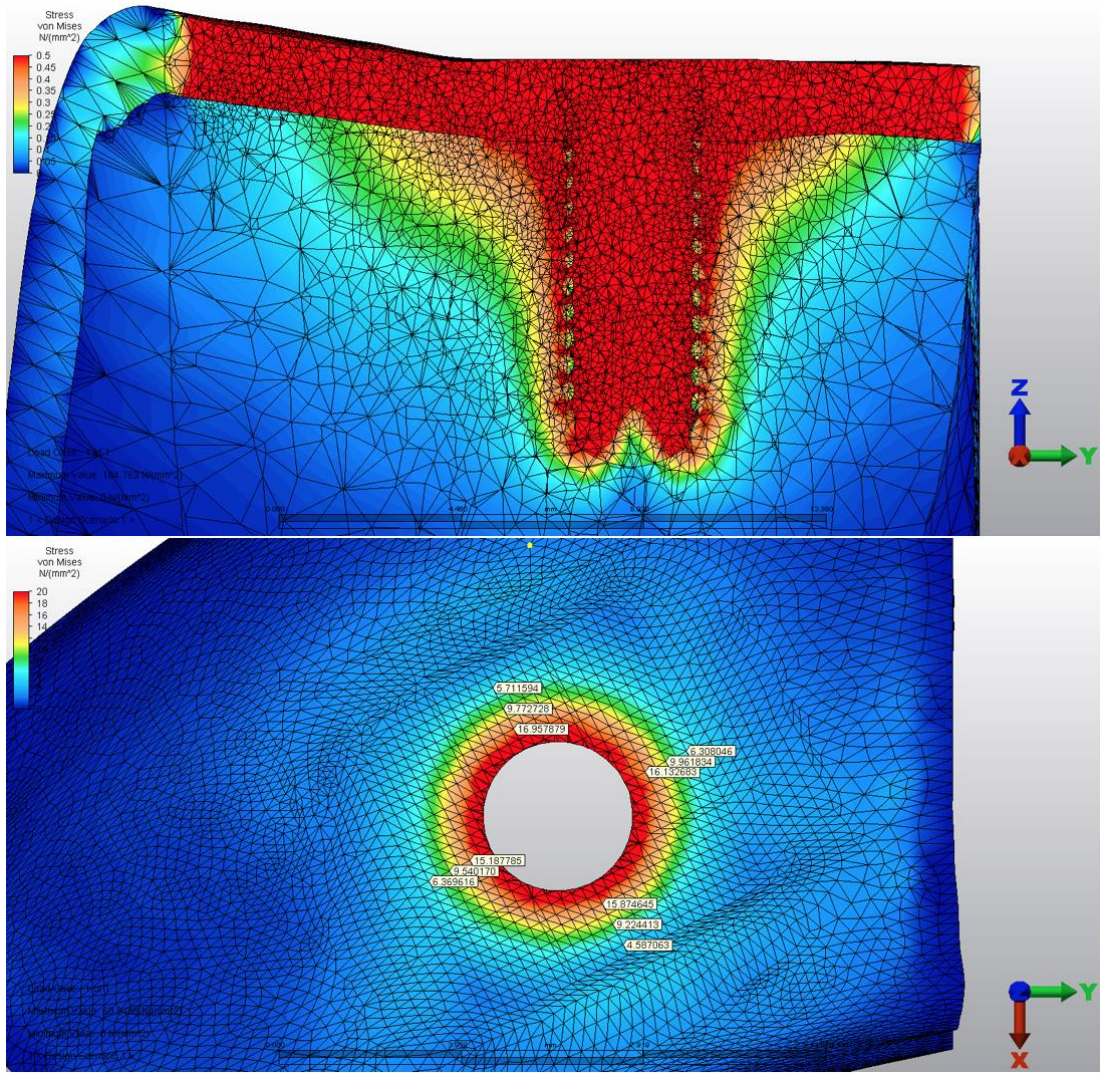
Derinlik	Kemik kalınlığı		
	0,5 mm	1 mm	1,5 mm
2 mm	21,849772	11,189094	6,605504
4 mm	17,709830	9,635375	5,882736
6 mm	17,565704	9,703586	5,971102
8 mm	15,290905	8,52927	5,223081
10 mm	16,038248	9,675923	5,744079



Şekil 4. 10. Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, 2 mmlik derinlikteki Von Mises Stresinin görüntüleri iki farklı düzlemde izlenmektedir. İmplantın yukarıdan baktığımız ekran görüntüsü, implant çevresindeki kortikal kemikte implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan stresleri göstermektedir.



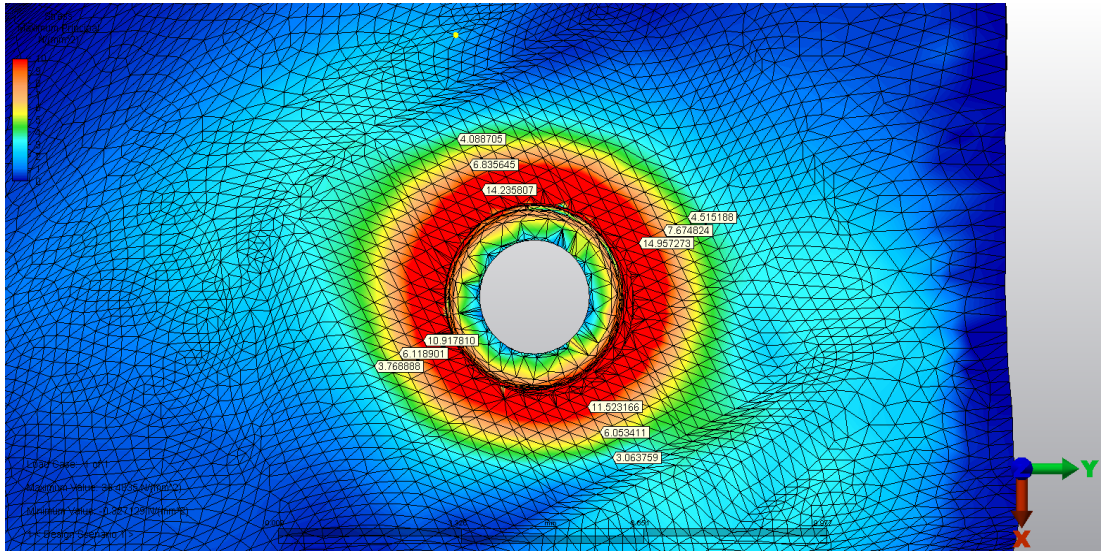
Şekil 4. 11. Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, 6 mmlik derinlikteki Von Mises Stresinin görüntüleri iki farklı düzlemde izlenmektedir. İmplantın yukarıdan baktığımız ekran görüntüsü, implant çevresindeki kortikal kemikte implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan stresleri göstermektedir.



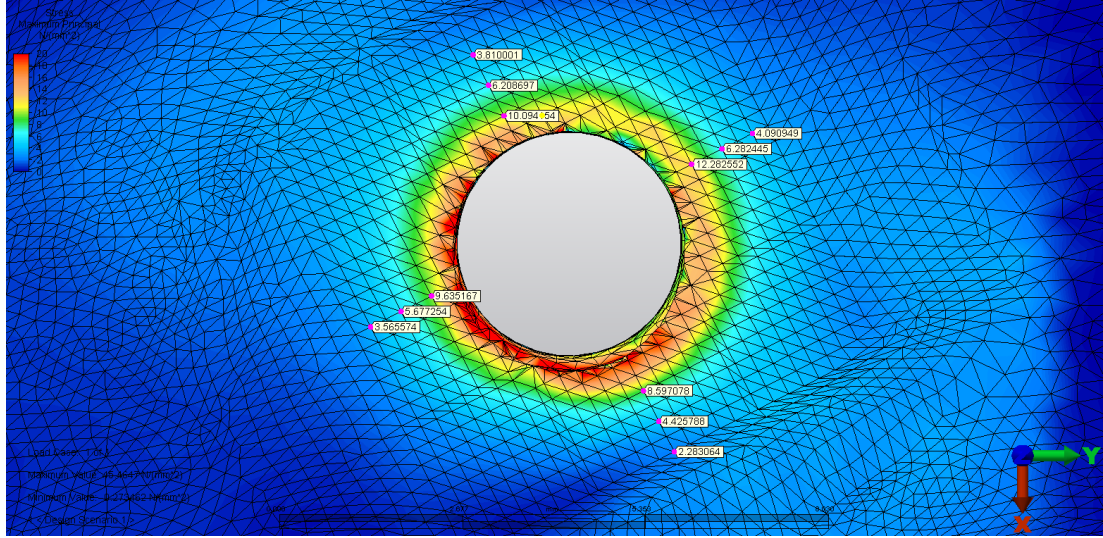
Şekil 4. 12. Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, 10 mmlık derinlikteki Von Mises Stresinin görüntüleri iki farklı düzlemde izlenmektedir. İmplantın yukarıdan baktığımız ekran görüntüsü, implant çevresindeki kortikal kemikte implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan stresleri göstermektedir.

Tablo 4. 8. Silindirik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kortikal kemikte oluşturduğu Maximum Principal Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.

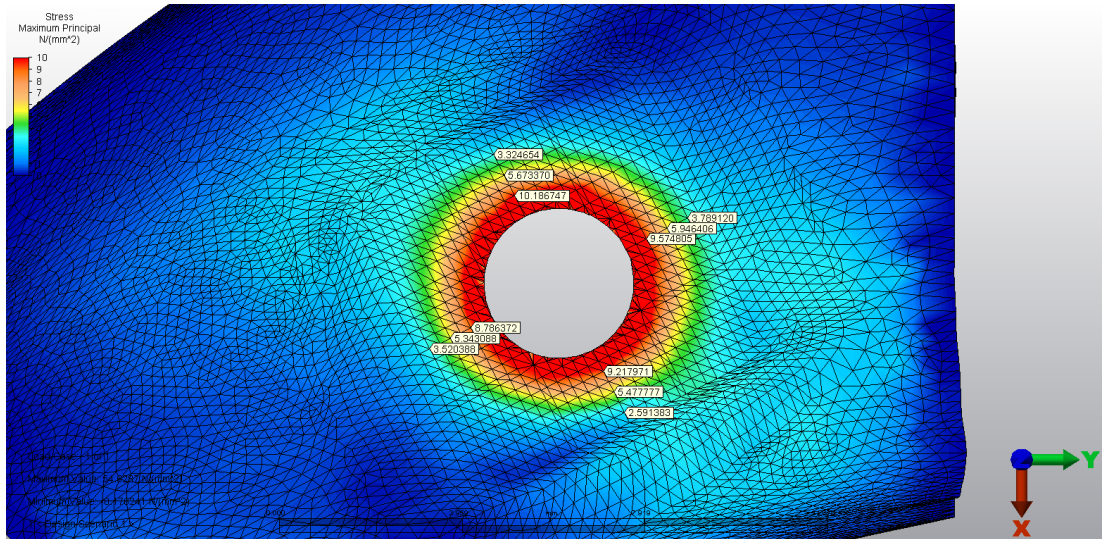
Derinlik	Kemik kalınlığı		
	0,5 mm	1 mm	1,5 mm
2 mm	12,908514	6,670735	3,859135
4 mm	10,328240	5,646888	3,356035
6 mm	10,152487	5,648546	3,437397
8 mm	8,753760	4,915799	3,016923
10 mm	9,441473	5,610160	3,306386



Şekil 4. 13. Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 2 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir.



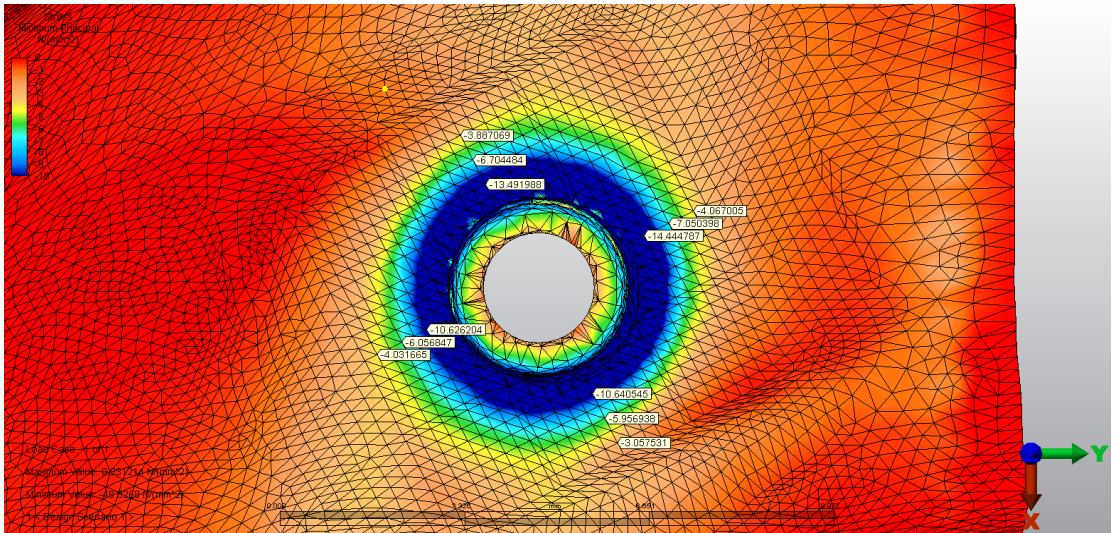
Şekil 4. 14. Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 6 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir.



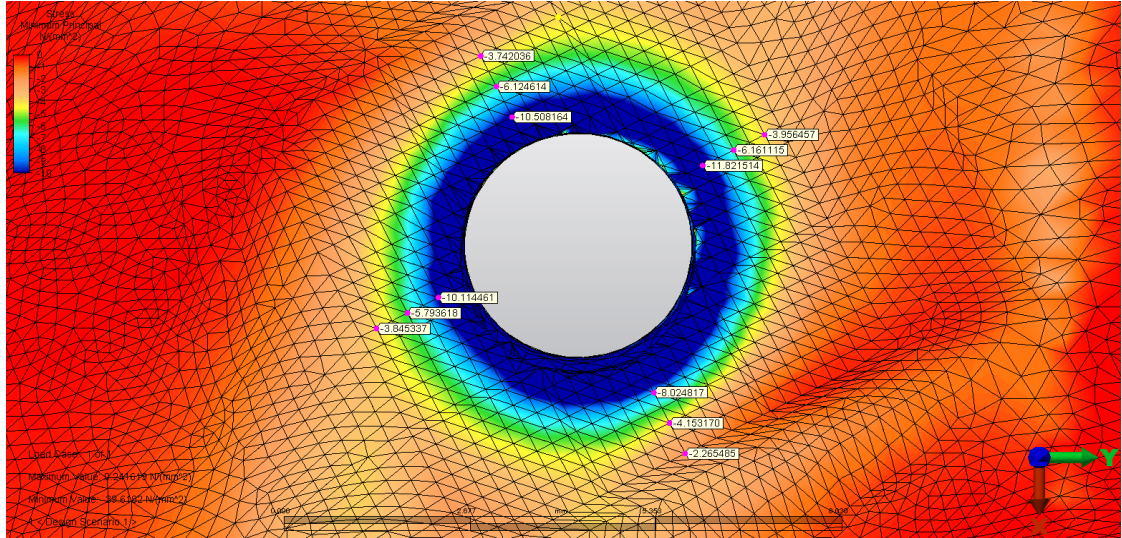
Şekil 4. 15. Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 10 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Maximum Principal Stresi değerleri izlenmektedir.

Tablo 4. 9. Silindirik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında kortikal kemikte oluşturduğu Minimum Principal Stresi N/mm^2 biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.

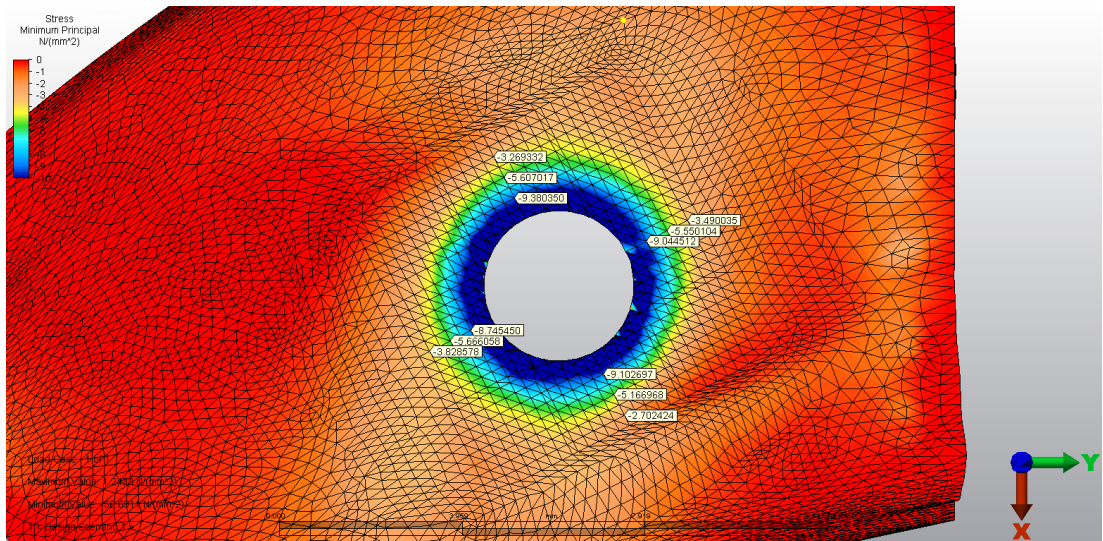
Derinlik	Kemik kalınlığı		
	0,5 mm	1 mm	1,5 mm
2 mm	-12,300881	-6,442166	-3,760817
4 mm	-10,105775	-5,472636	-3,425765
6 mm	-10,117239	-5,558129	-3,452328
8 mm	-8,892372	-4,928303	-3,006705
10 mm	-9,068252	-5,497536	-3,322592



Şekil 4. 16. Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 2 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Minimum Principal Stresi değerleri izlenmektedir.



Şekil 4. 17. Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 6 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Minimum Principal Stresi değerleri izlenmektedir.



Şekil 4. 18. Silindirik tip implantın kemiğe yerleşimi sırasında, implant 10 mm derinlikte iken implant çevresindeki kortikal kemikte, implanttan 0,5-1-1,5 mm uzaklıklarda oluşan Minimum Principal Stresi değerleri izlenmektedir.

Tablo 4. 10. Silindirik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında trabeküler kemikte oluşturduğu Von Mises Stresi N/mm² biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir

Derinlik	Kemik kalınlığı		
	0,5 mm	1 mm	1,5 mm
2 mm	1,090667	1,057933	0,887159
4 mm	0,970525	0,744192	0,611346
6 mm	1,370035	1,035096	0,771844
8 mm	0,752938	0,620497	0,522745
10 mm	0,727628	0,62132	0,530733

Tablo 4. 11. Silindirik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında trabeküler kemikte oluşturduğu Maximum Principal Stresi; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.

Derinlik	Kemik kalınlığı		
	0,5 mm	1 mm	1,5 mm
2 mm	0,642263	0,616746	0,517657
4 mm	0,581274	0,435126	0,356677
6 mm	0,770738	0,593750	0,448894
8 mm	0,435195	0,358343	0,303343
10 mm	0,413096	0,36287	0,305935

Tablo 4. 12. Silindirik tip implantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında trabeküler kemikte oluşturduğu Minimum Principal Stresi N/mm² biriminde; 2, 4, 6, 8, 10 mm derinliklerde ve 0,5-1-1,5 mmlik kemik kalınlıklarındaki değerleri bukkal, lingual, mesial ve distal yönlerde ölçülmüş ve ortalamaları belirtilmiştir.

Derinlik	Kemik kalınlığı		
	0,5 mm	1mm	1,5mm
2 mm	-0,614319	-0,603713	-0,505845
4 mm	-0,538354	-0,423559	-0,348765
6 mm	-0,805391	-0,600243	-0,203096
8 mm	-0,433577	-0,357690	-0,299916
10 mm	-0,425422	-0,354115	-0,306382

Strese etki eden değişken parametreler ve değerler değerlendirildiğinde;

İmplant Tipleri:

1) Konik İmplant:

Tablo 4. 13. Konik İmplantın yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²)

Stres Tipi	Ortalama	Orta	Standart Sapma	En Düşük Değer	En Yüksek Değer
Von Mises	7,888946	3,029907	9,1025030	0,5444	40,0783
Maximum Principal	4,595156	1,826186	5,3604375	0,3103	25,2644
Minimum Principal	-4,427847	-0,781996	5,2172158	-20,9170	3,9932

Konik implant ve 3 farklı stres tipi için yapılan Normalite testlerinde, Kolmogorov-Smirnov testi ve Shapiro-Wilk testinde tüm stres değerleri konik implant için anlamlı ($p < 0,05$) bulunmuştur.

2) Silindirik İmplant:

Tablo 4. 14. Silindirik İmplantın yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²)

Stres Tipi	Ortalama	Orta	Standart Sapma	En Düşük Değer	En Yüksek Değer
Von Mises	5,964296	2,593980	6,4208096	0,4877	25,4906
Maximum Principal	3,473147	1,498428	3,7593274	0,2637	14,9573
Minimum Principal	-3,405487	-1,443008	3,6668388	-14,4448	0,4770

Silindirik implant ve 3 farklı stres tipi için yapılan Normalite testlerinde, Kolmogorov-Smirnov testi ve Shapiro-Wilk testinde tüm stres değerleri silindirik implant için anlamlı ($p < 0,05$) bulunmuştur.

Kemik Tipleri:

1) Kortikal Kemik

Tablo 4. 15. Kortikal kemikte implantların yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²)

Stres Tipi	Ortalama	Orta	Standart Sapma	En Düşük Değer	En Yüksek Değer
Von Mises	13,015961	10,627627	7,1496236	3,5600	40,0783
Maximum Principal	7,583156	6,220242	4,2523078	2,0862	25,2644
Minimum Principal	-7,369430	-6,072804	4,1372817	-20,9170	3,9932

Kortikal kemik ve 3 farklı stres tipi için yapılan Normalite testlerinde, Kolmogorov-Smirnov testi ve Shapiro-Wilk testinde tüm stres değerleri kortikal kemik için anlamlı ($p < 0,05$) bulunmuştur.

2) Trabeküler Kemik

Tablo 4. 16. Trabeküler kemikte implantların yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²)

Stres Tipi	Ortalama	Orta	Standart Sapma	En Düşük Değer	En Yüksek Değer
Von Mises	0,837281	0,806009	0,2227868	0,4877	1,6279
Maximum Principal	0,486146	0,467802	0,1299663	0,2637	0,9106
Minimum Principal	-0,463905	-0,460326	0,1773307	-0,9627	0,4770

Trabeküler kemik ve 3 farklı stres tipi için yapılan Normalite testlerinde, Kolmogorov-Smirnov testinde Von Mises ve Maximum Principal stresleri trabeküler kemik için anlamsız iken Minimum Principal stresi anlamlı ($p < 0,05$) ve Shapiro-Wilk testinde tüm stresler trabeküler kemik için anlamlı ($p < 0,05$) bulunmuştur.

İmplant Çevresindeki Kemik Kalınlığı:

1)0,5mm Kemik Kalınlığı:

Tablo 4. 17. İmplant çevresindeki kemik kalınlığı 0,5 mm olduğu durumda, implantların yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²)

Stres Tipi	Ortalama	Orta	Standart Sapma	En Düşük Değer	En Yüksek Değer
Von Mises	11,058264	7,343680	10,9666236	0,6198	40,0783
Maximum Principal	6,452836	4,011723	6,4605393	0,3552	25,2644
Minimum Principal	-6,305541	-4,381218	6,2032329	-20,9170	-0,3479

İmplant çevresindeki 0,5 mm kalınlığındaki kemik ve 3 farklı stres tipi için yapılan Normalite testlerinde, Kolmogorov-Smirnov testi ve Shapiro-Wilk testinde tüm stres değerleri bu kemik kalınlığı için anlamlı ($p < 0,05$) bulunmuştur.

2)1mm Kemik Kalınlığı

Tablo 4. 18. İmplant çevresindeki kemik kalınlığı 1 mm olduğu durumda, implantların yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²)

Stres Tipi	Ortalama	Orta	Standart Sapma	En Düşük Değer	En Yüksek Değer
Von Mises	6,036085	4,000826	5,5235085	0,5667	18,6872
Maximum Principal	3,618447	2,376301	3,2363287	0,3198	11,2849
Minimum Principal	-3,453930	-2,252276	3,1512358	-10,2713	-0,3241

İmplant çevresindeki 1 mm kalınlığındaki kemik ve 3 farklı stres tipi için yapılan Normalite testlerinde, Kolmogorov-Smirnov testi ve Shapiro-Wilk testinde tüm stres değerleri bu kemik kalınlığı için anlamlı ($p < 0,05$) bulunmuştur.

3) 1,5mm Kemik Kalınlığı

Tablo 4. 19. İmplant çevresindeki kemik kalınlığı 1,5 mm olduğu durumda, implantların yerleşimi sırasında oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²)

Stres Tipi	Ortalama	Orta	Standart Sapma	En Düşük Değer	En Yüksek Değer
Von Mises	3,685514	2,238397	3,1966951	0,4877	10,6004
Maximum Principal	2,131171	1,320990	1,8586864	0,2637	6,2958
Minimum Principal	-1,990531	-0,522593	1,9712037	-5,9362	3,9932

İmplant çevresindeki 1,5 mm kalınlığındaki kemik ve 3 farklı stres tipi için yapılan Normalite testlerinde, Kolmogorov-Smirnov testi ve Shapiro-Wilk testinde tüm stres değerleri bu kemik kalınlığı için anlamlı ($p < 0,05$) bulunmuştur.

Yuva Derinliği:

1) 10mm Derinlik

Tablo 4. 20. İmplant 10 mm yuva derinliğine ulaştığında kemikte oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²)

Stres Tipi	Ortalama	Orta	Standart Sapma	En Düşük Değer	En Yüksek Değer
Von Mises	5,773426	2,731159	6,1002503	0,5036	18,8292
Maximum Principal	3,345150	1,552236	3,5399466	0,2820	10,4457
Minimum Principal	-3,168661	-0,512114	3,6560058	-11,2737	3,9932

İmplant yuva derinliği 10 mm olduğu durum ve 3 farklı stres tipi için yapılan Normalite testlerinde, Kolmogorov-Smirnov testi ve Shapiro-Wilk testinde tüm stres değerleri bu derinlik için anlamlı ($p < 0,05$) bulunmuştur.

2) 8mm Derinlik

Tablo 4. 21. İmplant 8 mm yuva derinliğine ulaştığında kemikte oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²)

Stres Tipi	Ortalama	Orta	Standart Sapma	En Düşük Değer	En Yüksek Değer
Von Mises	5,811528	2,301497	6,3933601	0,4877	21,9771
Maximum Principal	3,347115	1,381554	3,7063149	0,2637	13,1143
Minimum Principal	-3,326614	-1,269658	3,6801791	-12,2450	-0,2770

İmplant yuva derinliği 8 mm olduğu durum ve 3 farklı stres tipi için yapılan Normalite testlerinde, Kolmogorov-Smirnov testi ve Shapiro-Wilk testinde tüm stres değerleri bu derinlik için anlamlı ($p < 0,05$) bulunmuştur.

3) 6mm Derinlik

Tablo 4. 22. İmplant 6 mm yuva derinliğine ulaştığında kemikte oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²)

Stres Tipi	Ortalama	Orta	Standart Sapma	En Düşük Değer	En Yüksek Değer
Von Mises	7,082629	2,787818	7,8772750	0,6532	27,2337
Maximum Principal	4,105680	1,596840	4,5627300	0,3638	16,0170
Minimum Principal	-4,046618	-1,614112	4,5507938	-15,4068	0,4770

İmplant yuva derinliği 6 mm olduğu durum ve 3 farklı stres tipi için yapılan Normalite testlerinde, Kolmogorov-Smirnov testi ve Shapiro-Wilk testinde tüm stres değerleri bu derinlik için anlamlı ($p < 0,05$) bulunmuştur.

4) 4mm Derinlik

Tablo 4. 23. İmplant 4 mm yuva derinliğine ulaştığında kemikte oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²)

Stres Tipi	Ortalama	Orta	Standart Sapma	En Düşük Değer	En Yüksek Değer
Von Mises	7,432236	2,684222	8,5337463	0,5828	30,4586
Maximum Principal	4,332788	1,459360	5,0016182	0,3359	17,9597
Minimum Principal	-4,242322	-1,648298	4,8490912	-17,1805	-0,3261

İmplant yuva derinliği 4 mm olduğu durum ve 3 farklı stres tipi için yapılan Normalite testlerinde, Kolmogorov-Smirnov testi ve Shapiro-Wilk testinde tüm stres değerleri bu derinlik için anlamlı ($p < 0,05$) bulunmuştur.

5) 2mm Derinlik

Tablo 4. 24. İmplant 2 mm yuva derinliğine ulaştığında kemikte oluşan Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres verileri (N/mm²)

Stres Tipi	Ortalama	Orta	Standart Sapma	En Düşük Değer	En Yüksek Değer
Von Mises	8,533287	3,240191	10,0189898	0,8218	40,0783
Maximum Principal	5,040023	1,927553	5,9952569	0,4714	25,2644
Minimum Principal	-4,799123	-1,851128	5,5959381	-20,9170	0,4441

İmplant yuva derinliği 2 mm olduğu durum ve 3 farklı stres tipi için yapılan Normalite testlerinde, Kolmogorov-Smirnov testi ve Shapiro-Wilk testinde tüm stres değerleri bu derinlik için anlamlı ($p < 0,05$) bulunmuştur.

Değişken parametreler olan implant tipleri, kemik tipleri, stres tipleri, implant çevresindeki kemik kalınlık değerleri ve yuva derinliklerinin stres ve birbirleri üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesi için tanımlayıcı istatistik olan General Linear Model ile kurulmuş ve Univariate Analiz ile değerlendirilme ve karşılaştırılmalar yapılmıştır, sonuçlar aşağıda özetlenmiştir.

- İmplant tipi, kemik tipi, stres tipi, implant çevresindeki kemik kalınlığı ve yuva derinliği olmak üzere 5 değişkenin tümünün beraber oluşan stresler üzerine etkileri yapılan analizler sonucu istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. ($p < 0,005$)

- İmplant tipi, kemik tipi, stres tipi ve implant çevresindeki kemik kalınlığı olmak üzere 4 değişkenin tümünün beraber, oluşan stresler üzerine etkileri yapılan analizler sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p < 0,005$)

- İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Von Mises ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 0,5mm olduğu durumda stres değeri 24,552 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 17,691'e düşmektedir.

- İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Von Mises ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 0,5mm olduğu durumda stres değeri 1,008 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,982'ye düşmektedir.

- İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Von Mises ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1mm olduğu durumda stres değeri 12,734 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 9,747'ye düşmektedir.

- İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Von Mises ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1mm olduğu durumda stres değeri 0,848 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,816'ya düşmektedir.

- İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Von Mises ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1,5mm olduğu durumda stres değeri 7,487 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 5,885'e düşmektedir.

- İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Von Mises ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1,5mm olduğu durumda stres değeri 0,705 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,665'e düşmektedir.
- İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Maximum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 0,5mm olduğu durumda stres değeri 14,341 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 10,317'ye düşmektedir.
- İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Maximum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 0,5mm olduğu durumda stres değeri 0,585 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,569'a düşmektedir.
- İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Maximum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1mm olduğu durumda stres değeri 7.411 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 5,698'e düşmektedir.
- İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Maximum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1mm olduğu durumda stres değeri 0,491 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,473'e düşmektedir.
- İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Maximum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1,5mm olduğu durumda stres değeri 4,336 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 3,395'e düşmektedir.
- İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Maximum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1,5mm olduğu durumda stres değeri 0,407 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,387'ye düşmektedir.
- İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Minimum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 0,5mm olduğu durumda stres değeri -13,982 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -10,097'ye düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Minimum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 0,5mm olduğu durumda stres değeri -0,580 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -0,563'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Minimum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1mm olduğu durumda stres değeri -7,283 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -5,580'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Minimum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1mm olduğu durumda stres değeri -0,486 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -0,466'ya düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Minimum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1,5mm olduğu durumda stres değeri -3,881 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -3,394'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Minimum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1,5mm olduğu durumda stres değeri -0,355 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -0,333'e düşmektedir.

• İmplant tipi, kemik tipi, stres tipi ve yuva derinliği olmak üzere 4 değişkenin tümünün beraber, oluşan stresler üzerine etkileri yapılan analizler sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p < 0,005$)

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Von Mises ve implant yuva derinliği 10mm olduğu durumda stres değeri 11,309 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 10,486'ya düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Von Mises ve implant yuva derinliği 10mm olduğu durumda stres değeri 0,672 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,627'ye düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Von Mises ve implant yuva derinliği 8mm olduğu durumda stres değeri 12,178 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 9,681'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Von Mises ve implant yuva derinliği 8mm olduğu durumda stres değeri 0,755 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,632'ye düşmektedir

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Von Mises ve implant yuva derinliği 6mm olduğu durumda stres değeri 15,354 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 11,080 düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Von Mises ve implant yuva derinliği 6mm olduğu durumda stres değeri 0,837 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 1,059'a yükselmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Von Mises ve implant yuva derinliği 4mm olduğu durumda stres değeri 16,837 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 11,076'ya düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Von Mises ve implant yuva derinliği 4mm olduğu durumda stres değeri 1,040 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,775 düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Von Mises ve implant yuva derinliği 2mm olduğu durumda stres değeri 18,944 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 13,215'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Von Mises ve implant yuva derinliği 2mm olduğu durumda stres değeri 0,963 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 1,012'ye yükselmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Maximum Principal ve implant yuva derinliği 10mm olduğu durumda stres değeri 6,510 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 6,119'a düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Maximum Principal ve implant yuva derinliği 10mm olduğu durumda stres değeri 0,391 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,361'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Maximum Principal ve implant yuva derinliği 8mm olduğu durumda stres değeri 7,025 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 5,562'ye düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Maximum Principal ve implant yuva derinliği 8mm olduğu durumda stres değeri 0,436 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,366'ya düşmektedir

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Maximum Principal ve implant yuva derinliği 6mm olduğu durumda stres değeri 8,921 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 6,413'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Maximum Principal ve implant yuva derinliği 6mm olduğu durumda stres değeri 0,485 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,604'e yükselmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Maximum Principal ve implant yuva derinliği 4mm olduğu durumda stres değeri 9,830 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 6,444'ya düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Maximum Principal ve implant yuva derinliği 4mm olduğu durumda stres değeri 0,599 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,458'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Maximum Principal ve implant yuva derinliği 2mm olduğu durumda stres değeri 11,195 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 7,813'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Maximum Principal ve implant yuva derinliği 2mm olduğu durumda stres değeri 0,560 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,592'ye düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Minimum Principal ve implant yuva derinliği 10mm olduğu durumda stres değeri -5,965 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -5,963'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Minimum Principal ve implant yuva derinliği 10mm olduğu durumda stres değeri -0,385 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -0,362'ye düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Minimum Principal ve implant yuva derinliği 8mm olduğu durumda stres değeri -6,898 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -5,609'a düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Minimum Principal ve implant yuva derinliği 8mm olduğu durumda stres değeri -0,435 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -0,364'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Minimum Principal ve implant yuva derinliği 6mm olduğu durumda stres değeri -8,793 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -6,376'ya düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Minimum Principal ve implant yuva derinliği 6mm olduğu durumda stres değeri -0,482 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -0,536'ye yükselmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, stres tipi Minimum Principal ve implant yuva derinliği 4mm olduğu durumda stres değeri -9,597 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -6,335'ye düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Minimum Principal ve implant yuva derinliği 4mm olduğu durumda stres değeri -0,601 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -0,437'ye düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal, strss tipi Minimum Principal ve implant yuva derinliği 2mm olduğu durumda stres değeri -10,657 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -7,501'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler, stres tipi Minimum Principal ve implant yuva derinliği 2mm olduğu durumda stres değeri -0,466 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -0,572'ye yükselmektedir.

• İmplant tipi, stres tipi, yuva derinliği ve implant çevresindeki kemik kalınlığı olmak üzere 4 değişkenin tümünün beraber, oluşan stresler üzerine etkileri yapılan analizler sonucu istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. ($p < 0,005$)

• İmplant tipi, stres tipi ve implant çevresindeki kemik kalınlığı olmak üzere 3 değişkenin tümünün beraber, oluşan stresler üzerine etkileri yapılan analizler sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p < 0,005$)

○ İmplant konik, stres tipi Von Mises ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 0,5mm olduğu durumda stres değeri 12,780, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 9,337'ye düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Maximum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 0,5mm olduğu durumda stres değeri 7,463, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 5,443'e düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Minimum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 0,5mm olduğu durumda stres değeri -7,281, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres -5,330'a düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Von Mises ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1mm olduğu durumda stres değeri 6,791, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 5,281'e düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Maximum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1mm olduğu durumda stres değeri 3,951, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 3,086'ya düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Minimum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1mm olduğu durumda stres değeri -3,885, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres -3,023'e düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Von Mises ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1,5mm olduğu durumda stres değeri 4,096, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 3,275'e düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Maximum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1,5mm olduğu durumda stres değeri 2,372, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 1,891'e düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Minimum Principal ve implant çevresindeki kemik kalınlığının 1,5mm olduğu durumda stres değeri -2,118, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres -1,863'e düşmektedir.

• İmplant tipi, stres tipi ve yuva derinliği olmak üzere 3 değişkenin tümünün beraber, oluşan stresler üzerine etkileri yapılan analizler sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p < 0,005$)

○ İmplant konik, stres tipi Von Mises ve yuva derinliği 10mm olduğu durumda stres değeri 5,991, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 5,556'ya düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Von Mises ve yuva derinliği 8mm olduğu durumda stres değeri 6,466, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 5,157'ye düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Von Mises ve yuva derinliği 6mm olduğu durumda stres değeri 8,096, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 6,070'e düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Von Mises ve yuva derinliği 4mm olduğu durumda stres değeri 8,939, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 5,926'ya düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Von Mises ve yuva derinliği 2mm olduğu durumda stres değeri 9,953, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 7,113'e düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Maximum Principal ve yuva derinliği 10mm olduğu durumda stres değeri 3,450, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 3,240'a düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Maximum Principal ve yuva derinliği 8mm olduğu durumda stres değeri 3,730, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 2,964'e düşmektedir.

○ İmplant konik, stres tipi Maximum Principal ve yuva derinliği 6mm olduğu durumda stres değeri 4,703, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 3,509'a düşmektedir.

- İmplant konik, stres tipi Maximum Principal ve yuva derinliği 4mm olduğu durumda stres değeri 5,215, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 3,451'e düşmektedir.
- İmplant konik, stres tipi Maximum Principal ve yuva derinliği 2mm olduğu durumda stres değeri 5,878, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres 4,203'e düşmektedir.
- İmplant konik, stres tipi Minimum Principal ve yuva derinliği 10mm olduğu durumda stres değeri -3,175, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres -3,162'ye düşmektedir.
- İmplant konik, stres tipi Minimum Principal ve yuva derinliği 8mm olduğu durumda stres değeri -3,667, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres -2,986'ya düşmektedir.
- İmplant konik, stres tipi Minimum Principal ve yuva derinliği 6mm olduğu durumda stres değeri -4,637, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres -3,456'ya düşmektedir.
- İmplant konik, stres tipi Minimum Principal ve yuva derinliği 4mm olduğu durumda stres değeri -5,099, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres -3,386'ya düşmektedir.
- İmplant konik, stres tipi Minimum Principal ve yuva derinliği 2mm olduğu durumda stres değeri -5,562, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres -4,037'ye düşmektedir.
- İmplant tipi, stres tipi ve kemik tipi olmak üzere 3 değişkenin tümünün beraber, oluşan stresler üzerine etkileri yapılan analizler sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p < 0,005$)

○ İmplant konik, kemik kortikal ve stres tipi Von Mises olduğu durumda stres değeri 14,924 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 11,108'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal ve stres tipi Maximum Principal olduğu durumda stres değeri 8,696 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 6,470'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik kortikal ve stres tipi Minimum Principal olduğu durumda stres değeri -8,382 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -6,357'ye düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler ve stres tipi Von Mises olduğu durumda stres değeri 0,854 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,821'e düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler ve stres tipi Maximum Principal olduğu durumda stres değeri 0,494 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 0,476'ya düşmektedir.

○ İmplant konik, kemik trabeküler ve stres tipi Minimum Principal olduğu durumda stres değeri -0,474 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri -0,454'e düşmektedir.

• İmplant tipi ve stres tipi olmak üzere 2 değişkenin tümünün beraber, oluşan stresler üzerine etkileri yapılan analizler sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ($p < 0,005$)

○ İmplant konik ve stres tipi Von Mises olduğu durumda stres değeri 7,889 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 5,964'e düşmektedir.

○ İmplant konik ve stres tipi Maximum Principal olduğu durumda stres değeri 4,595 iken, implant tipi silindirik olarak değiştirildiğinde stres değeri 3,473'e düşmektedir.

o İmplant konik ve stres tipi Minimum Principal olduđu durumda stres deęeri -4,428 iken, implant tipi silindirik olarak deęiřtirildięinde stres deęeri -3,405'e dūřmektedir.

5. TARTIŞMA

Eksik vücut parçalarının estetik olarak restore edilmesi insanlık tarihi kadar eskidir ve estetik ile fonksiyonun yerine konulması yüzyıllardır bilimin odaklandığı ana konulardan biri olmuştur. Bu durum taş, tahta ve hayvan dişleri gibi materyallerin, maksilla ya da mandibuladaki eksik dişlerin yerine konulduğunu gösteren çalışmalarla desteklenmektedir(86). Bilimsel çalışmaların hız kazanmasıyla diş eksiklerinde titanyum implantların kullanımı başlamıştır. Modern implantlar biyouyumlu materyaller olup, çoğunlukla titanyumdan üretilirler, kemik içine yerleştirilerek fonksiyon, estetik ve fonasyonu sağlayacak olan kron kısmı için destek oluştururlar. Yapılan çalışmalarda implantlar eğer doğru dizayn edilir, üretilir ve yerleştirilirse 5 yıllık periyotta yaklaşık %95 gibi yüksek bir başarı oranına sahip oldukları rapor edilmiştir(87-89). Çenelerin posteriorunda zayıf kemik yapısı sebebiyle bu oran %50-80 arasındadır(90). İmplantologlar tarafından %5'lik başarısızlık oranının büyük kısmının ise, implantın kemiğe yerleşim tekniğindeki hataya bağlı olduğu düşünülmektedir. Bu durum implantın kemiğe yerleşiminin, implant başarısı üzerine etkisi olduğunu hekimlere göstermektedir.

Dental implantlardaki yüksek başarı oranı, başarılı osseointegrasyonu gösterir. Bu durum implantın kemiğe yerleşimi sonrasındaki implant stabilitesine bağlıdır ve primer ve sekonder implant stabilizasyonu olarak iki kavramı karşımıza çıkarmaktadır. Primer stabilize implant yerleşimi sonrasındaki kemik implant arasındaki mekanik bağlantıyı tanımlamaktadır ve implant mikromobilitesi, kemik densitesi, implant yerleştirme torku ve implant dizaynına bağlıdır(91, 92). Sekonder stabilize ise kemik rejenerasyonunun ve remodelasyonunun uzun dönem sonucu olarak ortaya çıkmaktadır.

Dental implantlardaki bu yüksek başarı oranı, çalışmacıları implantlardaki mekanik komplikasyonlara ve oluşum nedenlerine yöneltmiştir(93). Erken veya geç dönem başarısında biyomekanik faktörlerin önemli role sahip olduğuna dair birçok çalışma vardır(94-96). Erken dönem başarısızlıklarda hasta seçimi, uygun olmayan

cerrahi teknik, erken yükleme; geç dönem başarısızlıklarda ise implant çevresinde oluşan periimplantitis ve aşırı okluzal yük sebebiyle oluşan stres etken olarak gösterilmiştir(97, 98). En önemli biyomekanik faktör olan kemikteki stres dağılımının; implant materyali, implant tasarımı, kemik densitesi, üst yapı materyali, implant-kron oranı, implant-kemik ara yüzü ilişkisi gibi faktörlere bağlı olduğunu ortaya koyan birçok çalışma mevcuttur(99-103). Bu değişkenler göz önünde tutulursa, klinisyenin hasta için en uygun implant geometrisini kolay bir şekilde seçebilmektedir.

Kompleks biyomekanik olay veya problemlerin klinik ve deneysel çalışmalarla açıklanması oldukça zordur. Bu konuda Sonlu Elemanlar Stres Analizi endüstriyel ve bilimsel çalışmalarda çalışmacılara yardımcı bir yöntemdir. SEA 60lı yıllarda uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümleri için geliştirilmiş olup, implant diş hekimliğinde ilk kez kullanımı ise 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir. İlerleyen yıllarda Atmaram ve Mohamed, Borchers ve Reichart, Cook, Meroueh, Williams olmak üzere birçok çalışmacı bu tekniği kullanarak çalışmalar yapmıştır. SEA'nın efektif komputere sistemi sayesinde dental implant biyomekaniği daha da anlaşılır hale gelmiştir ve matematiksel tekniklerle kompleks olaylar daha basit şekilde açıklanabilmektedir(104-110). Kemikte ve implantlarda oluşan stres dağılımları sonlu elemanlar stres analizi yönteminden başka gerilim ölçerler ve fotoelastik yöntemler de yaygın olarak değerlendirilmektedir. Clelland ve arkadaşları fotoelastik yöntemin stres konsantrasyonu ve yerleşimi ile ilgili nitelici bilgi sağlamasına karşın sınırlı nicelici veri sağladığını belirtmişlerdir. Gerilim ölçerin ise yalnızca yerleştirildiği noktalarda kesin deformasyon verilerini verdiği bilinmektedir. Sonlu elemanlar stres analizinin matematiksel bir model üzerinde, herhangi bir noktada ayrıntılı kantitatif verileri sağlayabildiği vurgulanmıştır(111).

Bu çalışmada konik ve silindirik geometriye sahip, 3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki dental implantların, Lekholm and Zarb'ın yaptığı kemik yoğunluğu sınıflamasında yer alan Tip 2 kemiğe yerleştirilmesi sırasında kemiğin kortikal ve trabeküler katmanlarında oluşan streslerin aşamalı olarak her 2 mm de

bir ölçülmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır ve bu senaryolar SEA ile simüle edilmiştir.

Dental implantların kemik içinde hazırlanan yuva içine yerleşim sürecinin SEA ile simüle edilmesiyle ilgili birçok çalışma literatürde yer almaktadır(112-114). İmplantın kemiğe yerleşimi sırasında uygulanan tork, hız ve implantasyon başarısı birbirleriyle direkt olarak ilişkilidir. İmplant yerleşimi sırasında uygulanan torkun ve ısının kontrollü olması, kemikte oluşacak kırığın minimize edilmesine ve kemik iyileşmesinin daha iyi olmasına olanak sağladığı gözlenmiş ve bu iyileşme veya rezorbsiyon mekanizmasının Wolff'un teorisine göre direkt olarak kemikte oluşan stresle alakalı olduğu bildirilmiştir(115). Literatürde, klinik pratikte 300-500 N mm'lik tork değerinin implant yerleşimi için uygun olduğu belirtilmiş ve Guan ve ark, van Staden ve ark. yaptıkları çalışmada 450 N mm'lik tork değeri ile implantların yerleşimini gerçekleştirmişlerdir(112, 114). Bu çalışmada da implantların kemiğe yerleştirilmesi 450 N mm'lik tork ile yapılmıştır.

SEA ile implant dizaynı ve stres dağılımı arasındaki ilişki, implant gövdesinin şekli ve boyutu, implant boyun geometrisi ve yiv geometrisi göz önünde bulundurularak değerlendirilir(116, 117). İmplant çevresinde oluşan düşük stres, doğal dişlerin çekimi sonrasında oluşan alveolar kret atrofisine benzer sonuçlar oluştururken, yüksek stresin destek dokularda basınç nekrozu ve implant kaybına neden olduğu belirtilmektedir(118, 119). Strese etki faktörlerden implant çapı ve uzunluğunun çalışıldığı birçok çalışma literatürde yer almaktadır(120-124). Bu çalışmada silindirik ve konik geometride seçilen implantların yerleştirilmesi sırasında oluşan stres miktarının, implant uzunluğu ve genişliğinden bağımsız ve objektif karşılaştırılabilmesi için bu parametreler standardize edilmiş ve deneysel implant çap ve uzunlukları modele edilmiştir.

Günümüzde klinik olarak 3-7mm arasında çaplara sahip dental implantlar kullanılmaktadır ve literatürde 5-7 mm geniş çap, 3,75 mm-4 mm standart çap, 3 mm-3,3 mm dar çap olarak sınıflandırılmaktadır(125). Geniş çaplı implantların kemik

implant temasının fazla olduğu histolojik çalışmalarla gösterilmiştir(126). Bu durum, yapılan bir çalışmada 3 mm çapa sahip implantın çapının 1mm arttırılmasıyla yüzey alanının %35 arttığı sonucu ile desteklenmektedir(6). Ayrıca artan çapla implant dayanıklılık ve direncinin arttığı ve okluzal yükler altında kemikte ve abutment üzerine oluşan Von Mises streslerinin azaldığı gösterilmiştir(95, 102, 127). Georgiopoulos ve ark. yaptıkları çalışmada osseointegrasyon öncesinde ve sonrasında implantlara okluzal yükler uygulamışlardır. İmplantları uzunlukları sabit tutmuş ve 4 farklı çapta implant kullanmışlardır. Hem osseointegrasyon öncesi hem de sonrasında implant yüzeyi, kortikal ve trabeküler kemiklerde oluşan Von Mises Stresi değerlendirilmiş ve çap arttıkça stres değerinin azaldığı izlenmiştir fakat çap ile stres arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığını belirtilmiştir(128). Bunların yanında drilleme sırasında ısı ve kemik hasarının oluşması ile yapılan çalışmalarda 5mm çapa sahip implantların 3,75mm veya 4mm çapa sahip implantlardan daha yüksek başarısızlık oranına sahip olduğunun gösterilmesi geniş implantların kullanımı sırasında göz önünde bulundurulması önemli gereken noktalardır(120, 129). Dar çapa sahip implanların; standart implantların yerleştirilemeyeceği kadar dar alveolar kreterlerde, sınırlı interdental aralıklarda, maksiller santral ve lateral dişlerin rehabilitasyonunda kullanımları endikedir(130). Bu çalışmada, bir çok araştırmada da kullanılmış olan, standart çap olarak kabul edilmiş ve klinik pratikte en çok kullanılan implant çapı olduğu düşünülen 3,75 mm çap ile implantlar oluşturulmuştur(84, 102, 103).

İmplant uzunluğu ve implant başarısının korelasyonunu değerlendiren van Steenberghe ve ark. maksillaya uyguladıkları 7 mm uzunluğundaki implantlarda başarısızlık oranını %10,7; 10 ve 13 mm uzunluğundaki implantlarda ise %5,9 olarak bulmuşlardır. 15mm ve daha uzun implantlarda ise kayıpla karşılaşmamıştır(131). Bir başka çalışmada uzun dönem takiplerde 7 mm ve daha kısa implantlarda dramatik şekilde artan kayıplar rapor edilmiştir(132). Horiuchi ve ark. yüksek başarı oranı için en az 10 mm uzunluğunda implant tercih edilmesini gerektiğini, Chiapasco ve ark. ise 14 mm'den kısa ve 4 mm'den daha dar çaplı implantlarla başarının yükseleceğini savunmuşlardır. Mevcut çalışmalar ve bu bilgiler göz önünde tutularak

10 mm uzunlukta silindrik ve konik implantlar bu çalışmada modele edilmiştir(128, 133, 134).

İmplantların uzun dönem başarılarına etki eden bir başka faktör de yerleştirildiği kemiğin yoğunluğudur ve oluşan stresler üzerine etki etmektedir(96). Lekholm ve Zarb sınıflaması kemik yoğunluğunu değerlendirmede klinik olarak yaygın kullanılan bir sınıflamadır ve bu çalışmada sınıflamada yer alan 2mm kortikal kemiğe ve dansitesi yüksek trabeküler kemiğe sahip Tip 2 kemik kullanılmıştır ve SEA ile implant streslerinin değerlendirildiği diğer çalışmalar incelendiğinde de Tip 2 kemiğin kullanımı izlenmektedir(84, 100, 135, 136). Jaffin ve Berman'ın yaptığı çalışma, Tip 4 kemikte %55 implant kaybının olduğu ve bu oranın tüm implant kayıplarının %35'ini oluşturduğu, ayrıca Tip1-2-3 kemiğe yerleştirilen 949 implantın 5 yıllık kayıp oranı %3 iken, Tip 4 kemiğe yerleştirilen 105 implantın kayıp oranı aynı süre periodunda %35 olduğu gösterilmiştir(137). O'Roark ve ark. yaptıkları çalışmada 36 aylık takipte maksillaya yerleştirilen implantların başarısını %78 olarak rapor etmiştir ve bu sonucu implant yerleştirilen alanın kemik kalitesine bağlı olduğunu bildirmiştir(138). van Steenberghe ve ark. düşük kemik kalitesine sahip posterior maksillada daha fazla implant kaybıyla karşılaşmışlardır(131). Bass ve Triplett ile Hutton ve arkadaşlarının implant başarısı ile kemik dansitesi arasındaki ilişkiyi çalıştıkları araştırmalarında elde ettikleri sonuçlar önceki çalışmalarını desteklemektedir(139, 140). Kang ve ark. yaptığı çalışmada okluzal kuvvetler altında implant kemik ara yüzünde oluşan stresin kemik dansitesi azaldıkça arttığını göstermişlerdir (Tip 4>Tip 3>Tip 2 >Tip1)(141). Lin ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada önceki çalışmalarını destekler şekilde, aksiyal ve oblik yüklemelerde implant boynunda oluşan stresin Tip1 ve 2 kemikte, Tip3 ve 4 kemikte oluşan stresten daha düşük olduğunu SEA ile yaptıkları çalışmada belirtmişlerdir(142).

Osseointegrasyon öncesi ve sonrası okluzal yükleme altında implantta, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan Von Mises stresi ve implant uzunluğu ilişkisini değerlendiren Georgiopoulos ve ark., implant çapını 3,75mm de sabit tutarak 8, 10, 12, 14 mmlik implantlar kullanmışlardır. Hem osseointegrasyon öncesi hem de

sonrası implant üzerinde, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan streslerin, artan implant uzunluğu ile azaldığını bildirmişlerdir(128). Guan ve ark yaptıkları çalışmada okluzal yükler altında artan implant uzunluğunun kortikal ve trabeküler kemikte oluşan Von Mises stres değerinin dağılımını azalttığını göstermişlerdir(143). Koca ve arkadaşları da çalışmalarında 4,1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implant ve 5 farklı yükseklikte kemik seviyesi (4, 5, 7, 10 ve 13 mm) modele etmişler ve okluzal yükler altında oluşan Von Mises stres değerlerini değerlendirmişlerdir. 4 ve 5 mm kemik seviyesinde stres değerleri en yüksek, 13 mm de ise en düşük değer olarak izlenmiştir(144). Ottoni ve ark. ise uzunluk ile implant sağ kalım oranları arasında dikkate değer bir ilişkisi olmadığını ve başarısızlıkların belirgin şekilde yerleştirme torku ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir(145). Geng ve ark. ise implant uzunluğundansa kemik tipinin ve kortikal kemikle olan bağlantının daha önemli olduğunu belirtmişlerdir(105). Bu veriyi Ellegaard, Gunn ve Lemmerman desteklerken, aksi görüş bildiren Lum implant uzunluğunun başarıyı arttırdığını savunmuştur(146-149). Himmlova ve Tawil de implant çapının stres dağılımı üzerine olan etkisinin, implant uzunluğundan daha önemli olduğunu vurgulamışlardır(102, 150). Bu çalışmada konik ve silindirik geometriye sahip implantların kemiğe yerleştirilmesi sırasında 2, 4, 6, 8, 10 mmlik seviyelerde ölçülen stresler, kemik seviyesi derinleştikçe azalmaktadır ve bu azalış diğer faktörlerden bağımsız değerlerdirildiği istatistiksel olarak anlamsız, diğer faktörlerle beraber değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı olduğu izlenmiştir.

Birçok çalışmada yükleme sonrasında oluşan en yüksek stres dağılımının implant boynu etrafında olduğu gösterilmiştir(83, 85, 117, 144, 151-154). Esmail ve ark. servikalde yer alan kortikal kemiğin implanta olan desteğindeki önemini belirtmişlerdir(155). Kortikal kemiğin desteğinin ve oluşan stresin trabeküler kemiğe oranla daha fazla olması, her iki kemik tipinin sahip olduğu elastik modüllerinin farklılığından kaynaklandığı gösterilmiştir(117, 134, 156-158). Kortikal kemiğin okluzal yükler altında daha fazla stresi absorbe ettiği ve bu sebeple implant çevresi kemik kaybının oluşmasına yol açtığı belirtilmiştir(144). Okumura ve ark. bu stresin implant boynunda yer alan kortikal kemik kalınlığıyla ilişkili olduğunu ve kortikal

kemik kalınlığı azaldıkça kemikte oluşan stresin arttığını belirtmişlerdir(159). Ayrıca bu bulgular deneysel ve klinik olarak da çalışılmış ve implant boynundan başlayan kemik kayıpları izlenmiştir(10, 160). Bu çalışmada modele edilmiş olan eş çap ve boya sahip silindirik ve konik geometriye sahip implantların kemiğe yerleşimleri sırasında oluşan streslerde benzer sonuçlar bulunmuştur. Von Mises stresi implantların boyun bölgesinde en yüksek değerine ulaşmıştır.

İmplanta uygulanan okluzal yükler sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan Von Mises streslerin dağılımları incelendiğinde Kang ve ark. kortikal kemikte oluşan Von Mises stres değerinin trabeküler kemiğe göre anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır(135). Topkaya ve ark. da yaptıkları çalışmayla bu sonucu desteklemektedir. Bu bilgi implanta, kortikal kemik tabakasının trabeküler kemik tabakasına oranla daha fazla destek verdiğini göstermektedir(154). Benzer stres farklılığı bu çalışmada modele edilen implantların kemiğe yerleşimleri senaryosunda da belirgin bir şekilde izlenmektedir. Örneğin 2 mm derinlikte ve implanttan 0,5 mm uzakta ölçülen streslerde, kortikal ve trabeküler kemiklerde oluşan Von Mises stresleri arasında silindirik geometriye sahip implantta yaklaşık 21 kat fark varken, konik implantta 32 katlık bir fark izlenmiştir.

Okluzal yüklemeler altında farklı geometrilere sahip implantların kemik üzerinde yarattıkları stresler incelendiğinde, Okumura ve ark. SEA ile hazırladıkları modellerde uyguladıkları kuvvetler altında hem kortikal hem de trabeküler kemikte konik tip implatların silindirik implantlardan daha fazla stres oluşturduklarını göstermişlerdir(159). Matsushita ve ark. silindirik ve konik implant geometrilerinin fiziksel stresle olan ilişkileri üzerine çalışmışlar ve silindirik geometrinin koniğe göre tercih edilebilir bir dizayn olduğunu belirtmişlerdir(127). Clift ve ark. implant dizaynında yapılan değişikliklerin, trabeküler kemikte oluşan Von Mises stres dağılım değerlerini azaltabileceğini bildirmişlerdir(161). Siegele ve Soltesz vertikal yükler altında oluşan streslerin implant yüzey özellikleri, implant geometrisinin silindirik veya konik olmasıyla veya yiv tasarımlarına bağlı değiştirilebileceğini tespit etmişlerdir(162). Mailath ve ark. ile Patra ve ark. silindirik ve konik implant

geometrilerini SEA ile değerlendirmişler ve konik geometrinin silindiriğe göre daha yüksek stres oluşturduğunu izlemişlerdir(105). İmplantların çap, uzunluk ve kemik yoğunluğu gibi parametreleri sabit tutarak farklı implant geometrileri arasındaki Von Mises stres değerlerinin farkının incelendiği bu çalışmada, konik ve silindirik geometriye sahip implantlar arasında hem kortikal hem de trabeküler kemikte anlamlı stres farkı izlenmiştir. Daha önce yapılan çalışmaları destekler şekilde bu çalışmada da, konik implantın kemikte oluşturduğu Von Mises stres değeri, silindirik implantın oluşturduğu değere göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur.

Maximum Principal stresi çekme tipindeki gerilimi, Minimum Principal stresi ise sıkışma tipindeki gerilimi ifade eder. El-Anwar ve ark. 5 farklı çap ve 5 farklı uzunluk ile hazırladıkları 25 implant modelinde farklı kuvvetler altındaki Von Mises stresi, Maximum ve Minimum Principal değerlerini incelemişlerdir. Maximum Principal değeri (çekme gerilimi) kortikal kemikte, artan implant boyuyla azalma; Minimum Principal değeri (sıkışma gerilimi) kortikal kemikte, artan implant boyuyla artma göstermiştir(163). O'Mahony ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 4mm çap 13mm uzunlukta implant üzerine yükleme yapılmasının ardından El-Anwar' a benzer şekilde Von Mises stresi, Maximum ve Minimum Principal değerlerini incelemişlerdir. Maximum Principal değerinin implantı çevreleyen kortikal kemikte en yüksek değerde olup koronalden apekse gidildikçe azaldığını; Minimum Principal değerinin ise koronalden apekse gidildikçe azalıp apikalde yine artış gösterdiğini fakat en yüksek değerlerin implantı çevreleyen kortikal kemikte olduğunu rapor etmişlerdir. Yine aynı çalışmada implant çevresinden uzaklaştıkça krestal kortikal kemikte aynı değerlerin ölçümleri yapılmış ve implanttan uzaklaştıkça değerlerde azalma izlenmiştir(164). Minimum Principal değerinin implantı çevreleyen kortikal kemikte yüksek olduğu bir çok çalışmada da gösterilmiştir(107, 111, 127, 157, 165). Von Mises stresinin yanında Maximum ve Minimum Principal değerlerinin de incelendiği bu çalışmada, önceki çalışmaları destekler şekilde kemik yüzeyinde koronalden apikale doğru her iki gerilimin de azaldığı izlenmiştir. Ayrıca implantı çevreleyen kemik üzerinde implanttan 0,5, 1 ve 1,5 mm uzaklıktaki noktalardan da yapılan ölçümlerde implanttan uzaklaştıkça bu değerlerin azaldığı görülmüştür.

Dental implantın yerleştirileceği kemik b3lgesinin, buko-lingual olarak yerleştirilmesi planlanan implant çapından en az 2mm daha geniş olması gereklidir(6). Çalışmalarda implantın çevresindeki kortikal kemikte, implanttan aşamalı olarak uzaklaşıldıkça Von Mises stres değerinde anlamlı azalmalar izlenmektedir (114, 164). Bu çalışmada da implanttan 0,5, 1 ve 1,5 mm uzaklıkta belirlenen noktalardan 3lülen Von Mises stresi, hem silindirik hem de konik geometriye sahip implantlarda değerlendirilmiştir. İmplanttan uzaklaşıldıkça stresin anlamlı olarak azaldığı izlenmiştir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada konik ve silindirik geometriye sahip, 3.75 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki dental implantların, Lekholm and Zarb'ın yaptığı kemik yoğunluğu sınıflamasında yer alan Tip 2 kemiğe yerleştirilmesi sırasında kemiğin kortikal ve trabeküler katmanlarında oluşan streslerin aşamalı olarak her 2mm de bir ölçülmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır ve bu senaryolar SEA ile simüle edilmiştir. Analizlerden elde edilen veriler değerlendirildiğinde ve birbirleriyle karşılaştırıldıklarında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

- Hem konik hem de silindirik geometriye sahip implantların kemiğe yerleştirilmeleri sırasında; kortikal ve trabeküler kemik katmanlarında, yuva derinliği sabit tutularak implanttan uzaklaştıkça Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stres değerlerinde azalma izlenmiştir. 0,5-1-1,5 mm aralıklarla yapılan ölçümlerde stres değerlerinin belirgin şekilde azaldığı izlenmiştir.
- Hem konik hem de silindirik geometriye sahip implantların kemiğe yerleştirilmeleri sırasında kortikal ve trabeküler kemik katmanlarında, implant çevresindeki kemik kalınlığı sabit tutularak 2-4-6-8-10 mm derinliklerde yapılan ölçümlerde, derinlik arttıkça Von Mises, Maximum ve Minimum Principal stres değerindeki azalmanın belirgin olduğu izlenmiştir.
- Ölçülen en büyük stres değerleri implantı çevreleyen kortikal kemikte olduğu görülmüştür.
- İmplant çevresindeki kemik kalınlığı ve yuva derinlikleri sabit tutularak yapılan analizlerde hem konik hem de silindirik implantların yerleşimi sırasında kortikal kemikte oluşan Von Mises, Maximum ve Minimum Principal stres değerleri, trabeküler kemiğe oranla belirgin şekilde yüksek bulunmuştur.

- İmplantların çap, uzunluk ve kemik yoğunluğu gibi parametreleri sabit tutarak farklı implant geometrileri arasındaki Von Mises stres değerlerinin farkının incelendiği bu çalışmada, konik ve silindirik geometriye sahip implantlar arasında hem kortikal hem de trabeküler kemikte anlamlı stres farkı izlenmiştir. Konik implantların oluşturduğu stres değerleri, silindirik implantlara oranla daha fazladır.

Sonuç olarak SEA kullanımı ile dental implantın kemiğe yerleşimi sırasında veya osseointegrasyonu sonrasında okluzal kuvvetler altında oluşabilecek stresler ve biyomekanik diğer olumsuzluklar önceden öngörülerek dental implantların başarısı arttırılabilmektedir. Kemiğin yoğunluğu, implant geometrisi ve boyutu, yükleme şartları ile implant yüzey özellikleri; kemikte ve implant yüzeyinde oluşan stresi etkilemektedir. Oluşan bu stresler, osseointegrasyonun başarılı bir şekilde gerçekleşmesini önlemekte, yanı sıra implant çevresinde kemik kaybıyla başlayan ve implantın kaybına kadar devam edebilen bir sürecin kapısını aralamaktadır.

Bu çalışmada implant çapı, uzunluğu, kemik tipi ve yerleştirme torku sabit tutularak silindirik ve konik implantların belirli derinliklerdeki ve implanttan belirli uzaklıkta belirlenen noktalardaki oluşturduğu Von Mises, Maximum Principal ve Minimum Principal stresleri karşılaştırılmıştır. Karşılaştırılan verilerin artmasına bağlı olarak istatistiksel sonuçların kuvvetlerinin azalması nedeni ile kemik tipleri, implant yiv tasarımı, çap ve boyları sabit tutulmuş olup, bu parametrelerin farklı çalışmalarda değerlendirilmesi gerektiği kanısındayız.

7. KAYNAKÇA

1. Tunalı B. Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji 1996.
2. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J.* 2014;8:50-5.
3. Garg A. *Implant Dentistry - A Practical Approach.* 2 ed: Mosby Elsevier; 2010.
4. Garg A. *Bone Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants: Quintessence;* 2004.
5. Rajput R. CZ, Sindhu M., Sundararajan S., Chouhan RRS. A brief chronological review of dental implant history. *International Dental Journal of Students Research.* 2016;4:105-7.
6. Misch CE. *Contemporary implant dentistry.* St. Louis: Mosby; 1993. xviii, 779 p. p.
7. Osman RB. SM. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials.* 2015;8:932-58.
8. CE M. *Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji.* 3 ed. Ankara 2011.
9. Branemark PI HB, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Appl.* 1977;16:1-132.
10. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
11. Hoar JE BC, Crawford EA. Prospective evaluation of crestal bone remodeling of a bone density-based dental implant system. *Compendium.* 1998;19:17-24.
12. Brunette DM. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(4):231-46.
13. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.* 2005;94(1):10-92.
14. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-70.
15. Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-year-old Toronto study. *Br Dent J.* 1991;170(12):439-44.
16. el Askary AS, Meffert RM, Griffin T. Why do dental implants fail? Part II. *Implant Dent.* 1999;8(3):265-77.
17. Zoldos J. KJ. *Endosseous Implants for Maxillofacial Reconstruction.* Philadelphia: Saunders; 1995.

18. Masuda T, Salvi GE, Offenbacher S, Felton DA, Cooper LF. Cell and matrix reactions at titanium implants in surgically prepared rat tibiae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(4):472-85.
19. Davarpanah M MH. *Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı*: Quintessence; 2005.
20. Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med*. 2004;15(9):935-49.
21. Johansson CB, Han CH, Wennerberg A, Albrektsson T. A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(3):315-21.
22. Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):832-7.
23. Thomas KA, Kay JF, Cook SD, Jarcho M. The effect of surface macrotexture and hydroxylapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials. *J Biomed Mater Res*. 1987;21(12):1395-414.
24. Scacchi M. The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 1: A review of the literature. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1:8-21.
25. Xue W, Liu X, Zheng X, Ding C. In vivo evaluation of plasma-sprayed titanium coating after alkali modification. *Biomaterials*. 2005;26(16):3029-37.
26. Sammons RL, Lumbikanonda N, Gross M, Cantzler P. Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell behaviour in an explant model of osseointegration. A scanning electron microscopic study. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(6):657-66.
27. Urban RM, Jacobs JJ, Tomlinson MJ, Gavriloic J, Black J, Peoc'h M. Dissemination of wear particles to the liver, spleen, and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2000;82(4):457-76.
28. Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*. 2007;23(7):844-54.
29. Aparicio C, Gil FJ, Fonseca C, Barbosa M, Planell JA. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials*. 2003;24(2):263-73.
30. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Grondahl K. Astra Tech and Branemark System implants: a prospective 5-year comparative study. Results after one year. *Clin Implant Dent Relat Res*. 1999;1(1):17-26.

31. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO₂-blasted surface. *J Prosthodont.* 2001;10(1):2-7.
32. Rasmusson L, Roos J, Bystedt H. A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):36-42.
33. Novaes AB, Jr., Souza SL, de Oliveira PT, Souza AM. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(3):377-83.
34. Piattelli M, Scarano A, Paolantonio M, Iezzi G, Petrone G, Piattelli A. Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol.* 2002;28(1):2-8.
35. Bowers KT, Keller JC, Randolph BA, Wick DG, Michaels CM. Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(3):302-10.
36. Klokkevold PR, Johnson P, Dadgostari S, Caputo A, Davies JE, Nishimura RD. Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(4):350-7.
37. Massaro C, Rotolo P, De Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M, et al. Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *J Mater Sci Mater Med.* 2002;13(6):535-48.
38. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(6):442-7.
39. Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J Biomed Mater Res.* 1995;29(12):1567-75.
40. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res.* 1998;40(1):1-11.
41. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, et al. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(2):144-53.
42. Park JY, Gemmell CH, Davies JE. Platelet interactions with titanium: modulation of platelet activity by surface topography. *Biomaterials.* 2001;22(19):2671-82.

43. Ogawa T, Nishimura I. Different bone integration profiles of turned and acid-etched implants associated with modulated expression of extracellular matrix genes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(2):200-10.
44. Park JY, Davies JE. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(6):530-9.
45. Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, et al. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res*. 1999;45(2):75-83.
46. Henry P. TA, Allan BP. Removal torque comparison of TiUnite and turned implants in the Greyhound dog mandible. *App Osseointegration Res*. 2000;1:7-15.
47. Albrektsson T. JC, Lundgren AK.,Sul YT., Gottlow J. Experimental studies on oxidized implants.A histomorphometrical and biomechanical analysis. *App Osseointegration Res*. 2000;1:4-21.
48. LeGeros RZ. Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clin Orthop Relat Res*. 2002(395):81-98.
49. Bergner M, Bobbitt RA, Carter WB, Gilson BS. The Sickness Impact Profile: development and final revision of a health status measure. *Med Care*. 1981;19(8):787-805.
50. Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(4):584-94.
51. Filiaggi MJ, Coombs NA, Pilliar RM. Characterization of the interface in the plasma-sprayed HA coating/Ti-6Al-4V implant system. *J Biomed Mater Res*. 1991;25(10):1211-29.
52. Radin S. DP. Plasma spraying induced changes of calcium phosphate ceramic characteristics and the effect on in vitro stability. *Mater Med*. 1992;53:423-32.
53. Wheeler SL. Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated cylinder implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(3):340-50.
54. Farley JR, Wergedal JE, Baylink DJ. Fluoride directly stimulates proliferation and alkaline phosphatase activity of bone-forming cells. *Science*. 1983;222(4621):330-2.
55. Lau KH, Baylink DJ. Molecular mechanism of action of fluoride on bone cells. *J Bone Miner Res*. 1998;13(11):1660-7.
56. RV L. Contour changes of the alveolar process following extraction. *J Prosthet Dent*. 1960;10:25-32.

57. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1992;68(5):809-12.
58. Linkow LI, Chérchève R. Theories and techniques of oral implantology. Saint Louis,; C. V. Mosby Co.; 1970.
59. Lekholm U ZG. Tissue integrated prostheses: osteointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.
60. CE M. Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today.* 1988;7:39-40.
61. CE M. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive loading. *Int J Oral Implant.* 1990;6:23-31.
62. Schnitman PA, Shulman LB. Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *J Am Dent Assoc.* 1979;98(3):373-7.
63. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
64. Zarb GA, Schmitt A. The Longitudinal Clinical Effectiveness of Osseointegrated Dental Implants - the Toronto Study .3. - Problems and Complications Encountered. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1990;64(2):185-94.
65. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont.* 1993;6(2):95-105.
66. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dentistry.* 2008;17(1):5-15.
67. Cowin SC. HD. Bone Remodeling I: theory adaptive elasticity *J Elasticity.* 1976;6:313-26.
68. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.* 1992;18(3):264-74.
69. Cowin SC, Moss-Salentijn L, Moss ML. Candidates for the mechanosensory system in bone. *J Biomech Eng.* 1991;113(2):191-7.
70. Baumeister T. AE. Mark's standard handbook of mechanical engineers. 8 ed. New York: McCraw-Hill; 1978.
71. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):401-12.
72. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.* 1992;1(4):289-94.

73. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;57(6):700-6; discussion 6-8.
74. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec.* 1987;219(1):1-9.
75. Manz MC. Radiographic assessment of peri-implant vertical bone loss: DICRG Interim Report No. 9. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(12 Suppl 5):62-71.
76. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9(6):407-18.
77. Cowin SC. *Bone mechanics.* Boca Raton, Fla.: CTC Press; 1989. 313 p. p.
78. R.W. P. *Science of Dental Materials.* 9 ed. USA: Saunders; 1991.
79. C. M. *Dental Implant Prosthetics.* St.Louis: Elsevier Mosby; 2005.
80. Ulm CW, Kneissel M, Hahn M, Solar P, Matejka M, Donath K. Characteristics of the cancellous bone of edentulous mandibles. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(2):125-30.
81. Ö. A. Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi.* 2010;11(1):18-23.
82. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent.* 2004;92(5):434-40.
83. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(3):357-68.
84. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):227-34.
85. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(6):657-65.
86. R. M. A thousand years of dental implants. A definitive history-Part 1. *Compend Contin Educ Dent.* 1995;16:1060-9.
87. Calandriello R, Tomatis M. Immediate occlusal loading of single lower molars using Branemark System(R) Wide Platform TiUnite implants: a 5-year follow-up report of a prospective clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13(4):311-8.

88. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(6):601-7.
89. Lambert FE, Weber HP, Susarla SM, Belser UC, Gallucci GO. Descriptive analysis of implant and prosthodontic survival rates with fixed implant-supported rehabilitations in the edentulous maxilla. *J Periodontol.* 2009;80(8):1220-30.
90. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(5):423-32.
91. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent.* 2010;38(8):612-20.
92. Orenstein IH, Tarnow DP, Morris HF, Ochi S. Three-year post-placement survival of implants mobile at placement. *Ann Periodontol.* 2000;5(1):32-41.
93. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):519-26.
94. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8.
95. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3(3):104-11.
96. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol.* 1997;23(3):104-11.
97. Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1983;50(2):255-61.
98. Parr GR, Steflik DE, Sisk AL, Aguero A. Clinical and histological observations of failed two-stage titanium alloy basket implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(1):49-56.
99. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(1):97-102.
100. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):523-30.
101. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil.* 2004;31(3):233-9.
102. Himmlöva L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):20-5.

103. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24(2):80-8.
104. Cook RD MD, Plesha ME. Concepts and applications of finite element analysis. 4 ed. New York: John Wiley & Sons; 2001.
105. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
106. Atraham GH. MH. Stress analysis of single tooth implants. I.Effect of implant root-length variation and pseudo periodontal ligament incorporation. *Implantologist.* 1983;84:58-62.
107. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res.* 1983;62(2):155-9.
108. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res.* 1982;61(1):25-9.
109. Meroueh KA, Watanabe F, Mentag PJ. Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant. *J Oral Implantol.* 1987;13(2):215-38.
110. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int.* 1990;21(7):563-70.
111. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont.* 1995;4(2):95-100.
112. van Staden RC, Guan H, Johnson NW, Loo YC, Meredith N. Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(3):303-13.
113. Dorogoy A, Rittel D, Shemtov-Yona K, Korabi R. Modeling dental implant insertion. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;68:42-50.
114. Guan H vSR, Johnson NW., Loo Y. Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process-A finite element study. *Finite Elements in Analysis and Design* 2011;47:886-97.
115. J. W. The Law of the Transformation of the Bones. Hirschwald, Berlin1892.
116. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(5):394-405.
117. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(6):781-90.

118. Pugh JW, RR, Radin RL. Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: dependence on structure. *Journal of Biomechanics*. 1973;6:475.
119. Lavernia CJ, CS, Klawitter JJ., Weinstein AM, editor The effect of implant elastic modulus on the stress distribution surrounding dental implants. *International Conference Proceedings, Finite Elements in Biomechanics*; 1980; Tuscon, The University of Arizona
120. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(2):173-80.
121. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 2002;29(6):565-74.
122. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1997;26(2):141-8.
123. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol*. 2000;5(1):22-31.
124. English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(2):293-6.
125. Siddiqui AA, Sosovicka M, Goetz M. Use of mini implants for replacement and immediate loading of 2 single-tooth restorations: a clinical case report. *J Oral Implantol*. 2006;32(2):82-6.
126. Ettinger RL, Spivey JD, Han DH, Koorbusch GF. Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: a pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(4):420-7.
127. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol*. 1990;16(1):6-11.
128. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2007;33(5):243-56.
129. Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(4):400-8.
130. Kanie T, Nagata M, Ban S. Comparison of the mechanical properties of 2 prosthetic mini-implants. *Implant Dent*. 2004;13(3):251-6.

131. van Steenberghe D, Lekholm U., Bolender C. Applicability of osteointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:272-81.
132. Wyatt CC, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(2):204-11.
133. Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2013;33(8):4700-14.
134. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol.* 1993;38(6):491-6.
135. Kong L, Sun Y, Hu K, Liu Y, Li D, Qiu Z, et al. Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2008;41(5):1124-30.
136. Lekholm U. ZG. Patient selection and preparation Chicago: Quintessence; 1985.
137. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol.* 1991;62(1):2-4.
138. O'Roark WL. Improving implant survival rates by using a new method of at risk analysis. *Int J Oral Implantol.* 1991;8(1):31-57.
139. Bass SL, Triplett RG. The effects of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success. A report of 303 cases. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2(4):193-8.
140. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(1):33-42.
141. Kang N, Wu YY, Gong P, Yue L, Ou GM. A study of force distribution of loading stresses on implant-bone interface on short implant length using 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2014;118(5):519-23.
142. Lin CL. KY, Lin TS. Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical responses in bone around implants: A 3-D non-linear finite element analysis. *Biomedical Engineering, Applications, Basis & Communications.* 2005;17:44-9.
143. Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(5):866-76.

144. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent.* 2005;93(1):38-44.
145. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(5):769-76.
146. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol.* 1991;17(2):126-31.
147. Ellegaard B, Baelum V, Karring T. Implant therapy in periodontally compromised patients. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(3):180-8.
148. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prosthodont.* 1999;12(3):216-21.
149. Lemmerman KJ, Lemmerman NE. Osseointegrated dental implants in private practice: a long-term case series study. *J Periodontol.* 2005;76(2):310-9.
150. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(2):275-82.
151. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):486-94.
152. van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(1):51-7.
153. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant--a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2005;32(4):279-86.
154. Topkaya T, Solmaz MY. The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2015;48(10):2102-9.
155. Esmail E, Hassan N, Kadah Y, editors. A three-dimensional finite element analysis of the osseointegration progression in the human mandible. SPIE Medical Imaging; 2010: International Society for Optics and Photonics.
156. Chen J, Lu X, Paydar N, Akay HU, Roberts WE. Mechanical simulation of the human mandible with and without an endosseous implant. *Med Eng Phys.* 1994;16(1):53-61.

157. Lozada JL, Abbate MF, Pizzarello FA, James RA. Comparative three-dimensional analysis of two finite-element endosseous implant designs. *J Oral Implantol.* 1994;20(4):315-21.
158. Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):571-82.
159. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res.* 2010;54(3):133-42.
160. Vidyasagar L. AP. Dental implant design and biological effects on bone-implant interface. *Baltic Dental and Maxillofacial Journal.* 2004;6:51-4.
161. Clift SE, Fisher J, Edwards BN. Comparative analysis of bone stresses and strains in the Intoss dental implant with and without a flexible internal post. *Proc Inst Mech Eng H.* 1995;209(3):139-47.
162. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(4):333-40.
163. El-Anwar MI, El-Zawahry MM. A three dimensional finite element study on dental implant design. *Journal of Genetic Engineering and Biotechnology.* 2011;9(1):77-82.
164. O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dent.* 2000;9(3):207-18.
165. Kitoh M, Matsuhsita Y, Yamaue S, Ikeda H, Suetsugu T. The stress distribution of the hydroxyapatite implant under the vertical load by the two-dimensional finite element method. *The Journal of oral implantology.* 1987;14(1):65-71.

8. ÖZGEÇMİŞ

I-KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Kadriye Ayça DERE

Doğum Tarihi, Yeri : 02 Mayıs 1989, Fethiye

Uyruğu : T.C.

Yazışma Adresi : Hacettepe Üni. Diş Hekimliği Fak. Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi
AD. Sıhhiye Çankaya / ANKARA

Tel : +90 532 4505990

Mail : dt.k.aycadere@hotmail.com

II-EĞİTİM

Uzmanlık : Hacettepe Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi AD.
2013 - 2017

Lisans : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2007 - 2012

Lise : İzmir Atatürk Lisesi 2003 - 2007

III-MESLEKİ DENEYİM

Araştırma Görevlisi : 2013 - 2017

IV-BİLİMSEL FAALİYETLER

Yayınlar

1. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

Karaca Ç., Aktaş A., Dere K.A., Kösemehmetoğlu K. Peripheral Odontogenic Fibroma, Clinically Misdiagnosed Mimicing Gingival Hyperplasia. Açıbid-Baoms joint Congress, 4th Conference of Bamfs. Abstract Book, pp:149 5–8 Nov, İstanbul, Turkey, 2014

Dere K.A., Karaca Ç., Er N., A. Aktaş, Tosun E., Köseoğlu O.T., Tüz H.H., Akkocaoğlu M., Adiloğlu S., Usubütün A. Keratocystic Odontogenic Tumor: The Correlation Between Recurrence Rate And Conservative Treatment Approach. 22th International Conference on Oral & Maxillofacial Surgery. Abstract Book, pp:825 27-30 Oct, Melbourne, Australia, 2015

Dere K.A., Avağ C., Başlarlı Ö, Akkocaoğlu M. Management Of Condylar Fractures In Young Patients. 23rd International Conference on Oral & Maxillofacial Surgery. Abstract Book, pp:p356 31March-3 Apr, Hong Kong, 2017

Dere K.A, Akkocaoğlu M. Modified Subperiosteal Implants: No Major Surgery. 23rd International Conference on Oral & Maxillofacial Surgery. Abstract Book op:OR119 31March-3 Apr, Hong Kong, 2017

Avağ C., DERE K.A., Akkocaoğlu M. Autogenous Bone Harvesting From Iliac Crest and Symphysis For Implant Reconstrtion. 23rd International Conference on Oral & Maxillofacial Surgery. Abstract Book pp:p278 31March-3 Apr, Hong Kong, 2017

Dere K.A., Ergezen E., Aktaş A., Adiloğlu S. Unusual Location of Osteomas: Two cases report. 11th International ACBID Congress. Abstract Book, pp:149 Abstract Book, pp:192 19-23 Apr, Antalya, Turkey, 2017

Katıldığı Kongreler

8th International ACBID Congress. 28 May-1 Jun, Antalya, Turkey, 2014.

Açbid-Baoms joint Congress, 4th Conference of Bamfs. 5-8 Nov, Istanbul, Turkey, 2014.

22th International TAOMS Congress. 19-23 May, Bodrum, Turkey, 2015.

22th International Conference on Oral & Maxillofacial Surgery. 27-30 Oct, Melbourne, Australia, 2015

10th International ACBID Congress. 11-15 May, Antalya, Turkey, 2016

MIS Global Conference. 26-29 May, Barcelona, Spain, 2016

ITI Türkiye& Azerbaycan Kongresi. 2-4 Nov, Antalya, Turkey, 2016

23rd International Conference on Oral & Maxillofacial Surgery. 31 March-3 Apr,
Hong Kong, 2017

11th International ACBID Congress. 19-23 Apr, Antalya, Turkey, 2017