

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

**DİŞSİZ MANDİBULAYA UYGULANAN 4 İMPLANT
DESTEKLİ BAR TUTUCULU HAREKETLİ PROTEZ
PLANLAMALARINDA TERMİNAL İMPLANTLARDAKİ
SEVİYE VE MESAFE FARKININ PERİ-İMPLANT KEMİKTE
OLUŞAN STRES ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN SONLU ELEMAN
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Danesh GHAHRAMANİMARANGALOU

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. CENNET NESLİHAN EROĞLU

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

**DİŞSİZ MANDİBULAYA UYGULANAN 4 İMPLANT
DESTEKLİ BAR TUTUCULU HAREKETLİ PROTEZ
PLANLAMALARINDA TERMİNAL İMPLANTLARDAKİ
SEVİYE VE MESAFE FARKININ PERİ-İMPLANT KEMİKTE
OLUŞAN STRES ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN SONLU ELEMAN
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Danesh GHAHRAMANİMARANGALOU

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. CENNET NESLİHAN EROĞLU

2022-ANTALYA

ONAY SAYFASI

(Adayın Adı-SOYADI) tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

.../...../.....

İmza

Üye : Prof. Dr. Göksel ŞİMŞEK KAYA (Akdeniz
Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi)

Üye : Doç. Dr. Cennet NESLİHAN EROĞLU
(Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi)

Üye : Doç. Dr. Alper SİNDEL (Akdeniz Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi)

Bu tez,/...../..... tarih ve/..... sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Danesh GHAHRAMANİMARANGALOU

İmza

Tez danışmanı

Doç. Dr. CENNET NESLİHAN EROĞLU

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, tez çalışmamın ortaya çıkmasında ve hazırlanmasında büyük katkıları olan değerli danışman hocam Doç. Dr. Cennet Neslihan EROĞLU'na

Eğitim sürecim boyunca mesleki bilgi ve birikimini benden esirgemeyip kendimi geliştirmemde katkısı olan, bana hep destek olan değerli hocalarım Prof. Dr. Göksel ŞİMŞEK KAYA'ya, Doç. Dr. Alper SİNDEL'e, Doç. Dr. Mehmet Ali ALTAY'a ve Dr. Öğr. Üyesi Öznur Özalp'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca keyifle çalıştığım değerli arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde sonsuz emekleri olan canım Anneme, Babama ve Kardeşlerime,

Tüm kalbimle teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı 4 implant destekli bar tutuculu mandibular hareketli protez planlamalarında, terminal implantın komşu implanttan mesafesi ve vertikal seviye farkının implantın çevresindeki kemikte oluşan gerilim ve gerinimler üzerindeki etkisini üç boyutlu sonlu eleman analizi ile araştırmaktır.

Yöntem: Hazırlanılan 4 implant destekli, bar tutuculu mandibular hareketli protez modeli üzerinde sol terminal implantın mezialindeki implant birer milimetre meziale taşınarak, aradaki mesafe 3.8, 4.7, 5.6 ve 6.5 mm olmak üzere dört ana grup oluşturulmuştur. Her ana grup için, sol terminal implantın vertikal seviyesi diğer implantlara göre 1, 2 ve 3 mm apikalde, 1, 2 ve 3 mm koronalde ve diğer implantlarla aynı seviyede olmak üzere 7 alt grup oluşturulmuştur. Barın sol kantileverinin distal kısmına 100 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. Toplam 28 model için von Mises gerilimi, maksimum ve minimum gerilim ve gerinimler hesaplanmıştır.

Bulgular: Diğer implantlara göre daha koronalde konumlanmış terminal implant modelleri, aynı seviyede konumlanmış modeller ile kemikte benzer veya daha düşük sıkışma tipi gerilim ve gerinim oluştururken terminal implantın etrafındaki kemikteki çekme tipi gerilim ve gerinimlerde belirgin artış göstermişlerdir. Daha apikalde konumlanan terminal implant modellerinde gerilim ve gerinimde azalma görülmüştür. Terminal implantın komşu implanttan mesafesi arttıkça çevresindeki kemikte oluşan gerinim ve gerilimde artış görülmüştür.

Sonuç: Sonlu eleman analizi çalışmalarının kısıtlılıkları göz önünde bulundurarak bu çalışma, dört implant destekli, bar tutuculu, hareketli protez tedavilerinde, terminal implant bölgesindeki kemik düzensizlikleri veya defektleri gibi nedenler ile implantın vertikal seviyesinin ideal olmaması durumunda, terminal implant etrafındaki kemikteki çekme geriliminin artabilmesine rağmen, kemiğin aşırı gerilim ve gerinimlere maruz kalmasına sebep olmayabileceğini göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: dental implant, implant destekli hareketli protez, sonlu eleman analizi

ABSTRACT

Objective: The aim of this study is to investigate the effects of the distance and the vertical level of the terminal implant in relation to its neighboring implant in bar retained, four-implant supported overdenture treatments on the stresses and strains in the surrounding bone, using 3D finite element analysis.

Method: Four main groups were constructed by moving the neighboring implant mesially at 1 mm intervals resulting in distances of 3.8, 4.7, 5.6 and 6.5 millimeters. For each of these four main groups, seven sub-groups were created by setting the left terminal implant's vertical position 1, 2 and 3 millimeters both coronally and apically with respect to its neighboring implant. The remaining group was set to have the same vertical position with respect to its neighboring implant. A vertical load of 100 N was applied to the distal part of the bar's left side cantilever. The von Mises stresses, maximum and minimum principal stress and strains for each of the 28 models were computed.

Results: The models with coronally positioned implants showed similar or decreased levels of compressive stress, and strains in the surrounding bone, compared to the models in which the terminal implant was at the same vertical position in relation to its neighboring implant. The tensile stress and strain levels around the terminal implant showed a significant increase when it was placed farther coronally. The models in which the terminal implant was positioned apically resulted in reduced levels of strain and stress. Increasing the distance between the terminal implant and its neighboring implant, in general, resulted in significantly increased levels of strain and stress in the surrounding bone.

Conclusion: The current study, with its limitations inherent to finite element analysis, suggests that in four-implant supported, bar retained overdenture treatments, unideal vertical positioning of the terminal implant due to reasons like bone irregularities and defects might not cause excessive levels of stress and strain in the surrounding bone.

Key Words: dental implant, implant supported overdenture, finite element analysis

İÇİNDEKİLER

Tablolar	vi
şekiller	vii
simgeler ve kısaltmalar	xii
1. GİRİŞ	1
2. genel bilgiler	3
2.1. Dental İmplantın Tanımı	3
2.2. Kemik İçi İmplantlar	3
2.3. Alt Çene Kemiğinin Özellikleri	3
2.4. Diş Çekimi Sonrası Kemik Rezorpsiyonu	4
2.5. Tam Dişsizlikte İmplant Tedavisi	6
2.5.1. İmplant üzeri hareketli protezlerin avantajları	6
2.5.2. İmplant Destekli Sabit Protetik Tedavilerin Hareketli Protetik Tedavilere Göre Avantajları	7
2.6. İmplant Destekli Hareketli Protezler	7
2.6.1. İki İmplant Destekli Hareketli Protez	8
2.6.2. Üç İmplant Destekli Hareketli Protez	8
2.6.3. Dört İmplant Destekli Hareketli Protez	8
2.6.4. Beş İmplant Destekli Hareketli Protez	9
2.7. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Tutucu Tipleri	9
2.7.1. “O” Ring veya Ball Tutucular	10
	iii

2.7.2.	Magnetik Tutucular	10
2.7.3.	Locator Tutucular	10
2.7.4.	Bar Tutucular	10
2.7.5.	Teleskopik tutucular	11
2.8.	Biyomekanik	11
2.8.1.	Kuvvet Tanımı	11
2.8.2.	Gerilim	12
2.8.3.	Gerinim	12
2.8.4.	Elastisite Modülü	13
2.8.5.	Poisson Oranı	13
2.8.6.	İzotropi	13
2.8.7.	Von Mises Gerilimi	13
2.9.	İmplant Diş Hekimliğinde Biyomekanik	14
2.10.	İmplant Diş Hekimliğinde Sonlu Eleman Analizi	16
2.10.1.	Preprocessing (Ön İşlemci)	16
2.10.2.	Postprocessing (Son işlemci)	19
2.10.3.	Sonlu Eleman Analizinin Avantaj ve Dezavantajları	19
3.	gereç ve yöntem	21
3.1.	Modellerin Oluşturulması	21
3.1.1.	İmplant ve Bar Modellerinin Oluşturulması	22
3.2.	Ağların Oluşturulması	24

3.2.1. Ağ Modellerinin Analiz Programına Aktarımı	24
3.3. Materyal Özellikleri	24
3.4. Sınır koşulları ve yükleme	25
3.5. Çalışma Modelleri	26
3.6. Sonuçların yorumlanması	28
4. bulgular	29
4.1. Kortikal Kemikte Oluşan von Mises gerilimleri	29
4.2. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Tipi Gerilimler (Maximum Principal Stress) ³⁴	
4.3. Kortikal Kemikte Oluşan sıkışma Tipi Gerilimler (Minimum Principal Stress) ³⁹	
4.4. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Tipi Gerinimler (Maximum Principal Strain) ⁴⁴	
4.5. Kortikal Kemikte Oluşan sıkışma Tipi gerinimler (Minimum Principal Strain) ⁴⁹	
5. tartışma	55
6. sonuç ve öneriler	64
7. Kaynakça	65
8. ÖZGEÇMİŞ	81

TABLÖLAR

Tablo 2.1. Gerinim aralıkları	16
Tablo 3.1. Materyal özellikleri	25



ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Mandibular implant destekli hareketli protez planlamalarında alt çenenin anterior kısmı, A, B, C, D ve E olmak üzere 5 eşit parçaya bölünür	8
Şekil 3.1. Kemiğin modellenmiş hali	22
Şekil 3.2. Kemik modelinin kesiti	22
Şekil 3.3. İmplantlar, abutment ver bar modeli	23
Şekil 3.4. Ağ modeli	24
Şekil 3.5. Sonlu eleman analizinde kullanılan tetrahedral eleman	24
Şekil 3.6. Sınır koşulları	25
Şekil 3.7. Kantilerverin distaline uygulanan yük	26
Şekil 3.8. Çalışma modelleri: Soldan sağa doğru Sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi sırasıyla 3.8, 4.7, 5.6 ve 6.5 mm. Yukarıdan aşağıya doğru Sol terminal implantın vertikal seviyesi diğer implantlara göre sırasıyla 3 mm apikalde, 2 mm apikalde, 1 mm apikalde, aynı seviyede ve 1 mm koronalde.	27
Şekil 3.9. Çalışma modelleri: Soldan sağa doğru Sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi sırasıyla 3.8, 4.7, 5.6 ve 6.5 mm. Yukarıdan aşağıya doğru Sol terminal implantın vertikal seviyesi diğer implantlara göre sırasıyla 2 mm koronalde ve 3 mm koronalde.	28
Şekil 3.10. Paraview programında minimum asal gerilim dağılım skalası	28
Şekil 4.1. Kortikal kemikte oluşan von Mises gerilimleri. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 3.8 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.	30

Şekil 4.2. Kortikal kemikte oluşan von Mises gerilimleri. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 4.7 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 31

Şekil 4.3. Kortikal kemikte oluşan von Mises gerilimleri. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 5.6 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 32

Şekil 4.4. Kortikal kemikte oluşan von Mises gerilimleri. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 6.5 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 33

Şekil 4.5. Çalışma modellerinde en yüksek von Mises gerilimleri. 34

Şekil 4.6. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 3.8 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 35

Şekil 4.7. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 4.7 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 36

Şekil 4.8. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 5.6 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm

apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 37

Şekil 4.9. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 6.5 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 38

Şekil 4.10 Çalışma modellerinde en yüksek çekme tipi Gerilimler. 39

Şekil 4.11. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 3.8 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 40

Şekil 4.12. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 4.7 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 41

Şekil 4.13. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 5.6 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 42

Şekil 4.14. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 6.5 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 43

Şekil 4.15. Çalışma modellerinde en yüksek sıkışma tipi Gerilimler. 44

Şekil 4.16. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 3.8 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 45

Şekil 4.17. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 4.7 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 46

Şekil 4.18. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 5.6 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 47

Şekil 4.19. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 6.5 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 48

Şekil 4.20. Çalışma modellerinde en yüksek çekme tipi gerinimler. 49

Şekil 4.21. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 3.8 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 50

Şekil 4.22. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 4.7 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir.

A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 51

Şekil 4.23. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 5.6 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 52

Şekil 4.24. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 6.5 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde. 53

Şekil 4.25. Çalışma modellerinde en yüksek sıkışma tipi gerinimler. 54

SİMGELER VE KISALTMALAR

mm: Milimetre

m: Metre

N: Newton

RP-4: Tip dört implant destekli hareketli protez

RP-5: Tip beş implant destekli hareketli protez

Pa: Paskal

MPa: Megapaskal

3D: Üç boyutlu

σ : Gerilim

ϵ : Gerinim

DOF: Degree of freedom

1. GİRİŞ

Günümüzde yaşam süresinin artması, yaşla ilgili dişsizlik vakalarının artması sonucunda dolayı dental implant tedavi seçenekleri daha fazla tercih edilmektedirler.

Uzun süreli dişsizlik vakalarında, özellikle konvansiyonel hareketli protez kullanan hastalarda, alveoler kemikte sıklıkla rezorpsiyon görülmektedir. ⁽¹⁾ Bu kemik kaybı özellikle alt çene posterior bölgede daha hızlıdır ve bu yüzden bu bölgedeki implant tedavileri oldukça zor olabilir. Alt çenede mental foramenler arasında kemik kaybı posterior bölgeye göre yavaştır ve bu bölgeye uygulanan en az iki implanttan destek alan hareketli protez tedavileri, aşırı kemik rezorpsiyonu olan vakalarda tercih edilebilir.

Mandibular implant destekli hareketli protezler konvansiyonel hareketli protezlere göre daha iyi stabilite, retansiyon, fonksiyon ve hasta memnuniyeti sağlarlar. ⁽²⁾ Bu tedavi seçeneklerinin uzun dönem başarıları teyit edilmiştir. ^(3,4)

Alt çene overdenture tedavilerinde genellikle 2, 3 ,4 veya 5 implanttan destek alınır. 4 implanttan destek alan overdentureların daha az sayıda implanta göre daha fazla retansiyon sağlamaları ve bar tutuculu tedavilerde distal kantileverler için olanak sağlamaları gibi avantajları vardır. Ayrıca dişli üstçene varlığında, kemiğin ince ve kısa olduğu durumlarda, hassas mukoza varlığında, artmış oklüzal kuvvetler varlığında ve yüksek kas ataçmanına sahip vakalarda 4 implant üzeri overdenture tedavileri tercih edilebilir. ⁽²⁾

İmplant destekli hareketli protez tedavilerinde implantların aynı oklüzal seviyede olmaları tercih edilir. ⁽⁵⁾ Ama dişlerin çekilme sıraları ve buna bağlı oluşan oluşan kemik düzensizlikleri ve kemikteki defektlerden dolayı bu her zaman mümkün olmayabilir.

Sonlu eleman analizi, implantların biyomekanik performansını test etmek için kullanılan invaziv olmayan bir yöntemdir. ⁽⁶⁾

Bu çalışmanın amacı sonlu eleman analizinden yararlanarak 4 implant destekli hareketli protezlerde ideal vertikal seviyede konumlanmayan terminal implantların, komşu implanttan mesafesini göz önünde bulundurarak, kemikte oluşan gerilim ve gerinim üzerindeki etkisini araştırmaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantın Tanımı

İmplant diş hekimliği sözlüğünde dental implantlar “Bir diş protezinin yer değiştirmesine karşı direnç sağlamak için mandibular veya maksiller kemiğin içine veya üzerine cerrahi olarak yerleştirilmek üzere tasarlanmış bir cihaz” olarak tanımlanmıştır. ⁽⁷⁾

Dental implantlar uzun yıllardır eksik dişlerin yerine farklı şekillerde kullanılsa da mevcut bilimsel temelli kavramlar ve tedavi protokolleri, kökenlerini Per-Ingvar Brånemark'ın öncü çalışmasına borçludur. Brånemark ve arkadaşları ilk olarak osseointegrasyonu “ışık mikroskobu seviyesinde bir implant ile canlı kemik arasındaki doğrudan temas” olarak tanımlamıştır. Bu 1952'de kemik dokusuna yerleştirilmiş titanyum odacıkları kullanarak tavşan uyluk kemiğindeki kan akışını incelerken tesadüfen bulunmuştur; zamanla odacıklar kemiğe sıkıca yapışıp, çıkarılamamıştır. Günümüzde dental implantlarda, osseointegrasyon "fonksiyonel yükleme sırasında kemikte alloplastik materyallerin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun sağlandığı ve korunduğu bir süreç" olarak tanımlanır. ⁽⁵⁾

2.2. Kemik İçi İmplantlar

Kemik içi implantlar, çenelerin alveolar veya bazal kemiği içerisine yerleştirilen implantlardır. Çeşitli tipleri olan kemik içi implantların günümüzde en yaygın olarak kullanılanı apekse doğru çapı küçülen konik tasarıma sahip vida tipidir. Gövdesinin tamamı veya büyük bir kısmında vida yivleri bulunan bu tip implantların güncel tasarımları daha iyi primer stabilite ve basitleştirilmiş cerrahi protokolü sağlarlar. ⁽⁵⁾

2.3. Alt Çene Kemiğinin Özellikleri

Alt çene kemiği makroskobik olarak kortikal ve trabeküler olmak üzere iki farklı tabakadan oluşur. Kortikal kemik, kemiğin dış sert tabakasıdır Trabeküler (spongiyöz) kemik ise poroz yapılı olan iç kısımdır. ⁽⁸⁾ kortikal kemik, Havers sistemleri olarak bilinen merkezi kanalların etrafına yoğun olarak yerleşmiş kemikten oluşur. Trabeküler kemik ise gerilim çizgileri boyunca hizalanan plaklar ve trabeküllerden oluşur. Bu nedenle basınç gerilimine oldukça dayanıklıdır. ⁽⁹⁾

2.4. Diş Çekimi Sonrası Kemik Rezorpsiyonu

Diş çekiminden sonra alveoler kret yükseklik ve genişliğinde azalma, sık görülen bir durumdur. Yapılan bir çalışmada dişlerin çekilmesinden sonra sefalometrik olarak incelenen kret yüksekliğinde azalma ölçüldüğünde rezorpsiyon miktarı ve hızı farklı hastalar arasında değişiklik gösterdiği rapor edilmiştir. Ek olarak, bir hasta için farklı zamanlarda rezorpsiyon hızının değişiklik gösterdiği gözlemlenmiştir. ^(10,11)

Atwood ^(12,13) rezorpsiyon hızındaki değişiklikleri etkileyen faktörleri dört temel gruba ayırmıştır:

1-Anatomik: kemiğin şekli, büyüklüğü ve dansitesi, mukozanın kalınlığı ve durumu ve soketlerin sayısı ve derinliği

2-Metabolik: beslenme, hormonal faktörler, yaş, cinsiyet ve genel sağlık durumu

3-Fonksiyonel: kemiğe uygulanan kuvvetlerin sıklığı, süresi, yoğunluğu ve yönü

4-Protetik

Total protez kullanan hastalardaki rezorpsiyonu değerlendiren 7 yıllık bir çalışmada birinci yıl rezorpsiyonun en hızlı olduğu ve yedinci yılın sonunda alt çenenin alveoler kret yüksekliğinin, üst çeneye göre ortalama olarak 4 kat daha fazla azaldığı rapor edilmiştir. ⁽¹⁴⁾ Rezorpsiyonun birinci yılda daha hızlı olduğunu destekleyen diğer çalışmalar da mevcut. ^(15,16)

Çekim sonrası birinci yılda alveoler kret kalınlığının 25% azaldığı ve 1-3 yıllar arasında da 40% azalma gösterdiği bildirilmiştir. ⁽¹⁷⁾ Genellikle lingual kemiğin daha kalın olması nedeniyle diş çekimi sonrası rezorpsiyon daha çok bukkal tarafta olduğu ve alveoler kretin apikal ve lingual yönde yer değiştirdiği rapor edilmiştir. Ayrıca kemik yıkımının azı bölgelerinde keser ve küçük azı bölgelerine göre daha fazla olduğu da bildirilmiştir. ^(18,19)

Cawood ve Howell ⁽²⁰⁾ dişsiz çene kemiklerini rezorpsiyon evrelerine göre sınıflamıştır:

Klas I: Dişli

Klas II: Çekimden hemen sonra

Klas III: Yükseklik ve genişliği yeterli olan yuvarlak sırt formu

Klas IV: Yeterli yükseklikte ve yetersiz genişlikteki bıçak sırtı formu

Klas V: Yetersiz genişlik ve yükseklikteki düz sırt formu

Klas VI: Bazal kemikte de rezorpsiyon olan çökmüş sırt

Kemik kaybı olgusu lokalizasyona göre farklılık gösterir. Genel olarak anterior mandibula ve maksillada kemik kaybının hem vertikal hem horizontal olduğu görülürken, posterior mandibulada daha çok vertikal kemik kaybı, posterior maksillada ise kemik kaybının hem vertikal hem horizontal olduğu rapor edilmiştir. Rezorpsiyon aşaması posterior ve anteriorda farklılık gösterebileceği bildirilmiştir. ⁽²⁰⁾

McGarry ve arkadaşları ⁽²¹⁾ tam dişsiz çeneleri kemik yüksekliği, kas ataşmanları, rezidüel sırt morfolojisi ve arklar arasındaki ilişki olmak üzere dört kritere göre 4 sınıfa ayırmıştır:

Klas I: Her 4 kriter uygun. Total protezle tedavi edilebilir

Klas II: Protezi destekleyen dokuların bozulmaya devam etmesi

Klas III: Uygun protetik restorasyon için cerrahi müdahalenin gerektiği durumlar, basit implant tedavisi

Klas IV: En zayıf durumdaki dişsizlik hali. Cerrahi rekonstrüksiyon gerektiren durumlar. Kompleks implant cerrahisi

1985'te Misch ve Judy ^(22,23,24,25,26) implant diş hekimliği ile ilgili, mevcut kemiğin doğal rezorpsiyon seyrini takip eden ve implant için farklı yaklaşım gerektiren dört sınıfa ayırdılar.

Divizyon A: Yeterli yükseklik ve genişlikteki kemik

Divizyon B: Yeterli yükseklik, sınırlı genişlik

Divizyon C: Birden fazla boyutta yetersiz

Divizyon D: Şiddetli atrofi

Anterior mandibula divizyon B hale gelince, 15 yıl aynı divizyonda kalabilir

2.5. Tam Dişsizlikte İmplant Tedavisi

Dişsiz alt çene için implant üstü sabit veya hareketli tedavi seçenekleri mevcuttur. İmplant destekli hareketli protezlerin uzun dönem başarıları birçok çalışma tarafından teyit edilmiştir. ^(27,28,29,30,31,3) İmplant destekli overdentureların primer endikasyonları genellikle yetersiz retansiyon, stabilite ve fonksiyon, konuşmakta zorluklar ve yumuşak doku abrazyonu gibi geleneksel protezlerle ilgili problemlerdir. Eğer dişsiz hasta hareketli protez kullanmayı kabul ediyorsa implant destekli hareketli protez tercih edilen tedavi olmalıdır. İmplant destekli hareketli protez hasta için maliyetin önemli olduğu durumlarda daha fazla implant yerleştirilip restore edilene kadar geçiş protezi olarak da kullanılabilir. ⁽⁵⁾ Bunlara ek olarak mental sinirin yüzeysel seyrettiği durumlarda, bıçak sırtı kretler ve sivri mylohiyoid çıkıntılı hastalarda implant üzeri hareketli protez endikedir. ⁽³²⁾

Sabit tedaviler daha çok tercih edilmelerine rağmen bazı çalışmalarda hasta memnuniyetinde iki seçenek arasına fark olmadığı da rapor edilmiştir. ⁽³³⁾

2.5.1. İmplant üzeri hareketli protezlerin avantajları

- Daha iyi yumuşak doku desteği
- Geleneksel protezlere göre daha iyi çiğneme etkinliği ^(34,35)
- 1.5-3.6 kat daha az çiğneme hareketi gerektirir ⁽³⁶⁾
- Daha yüksek hasta memnuniyeti ^(37,38,39,40)
- Sabit tedaviye göre daha ucuz ve daha az sayıda implant gereksinimi
- İlerlemiş kemik kaybında daha iyi estetik
- Sabit tedaviye göre daha kolay hijyen
- Uyku vakti çıkarılabildiğinden parafonksiyonel alışkanlıkların etkisini azaltır
- Özellikle yumuşak doku destekli olanlarda (RP-5) daha az yemek sıkışması
- Yaşlı hastalar sabit tedaviye göre daha kolay temizlendiği için overdentureları tercih etmektedir ⁽⁴¹⁾

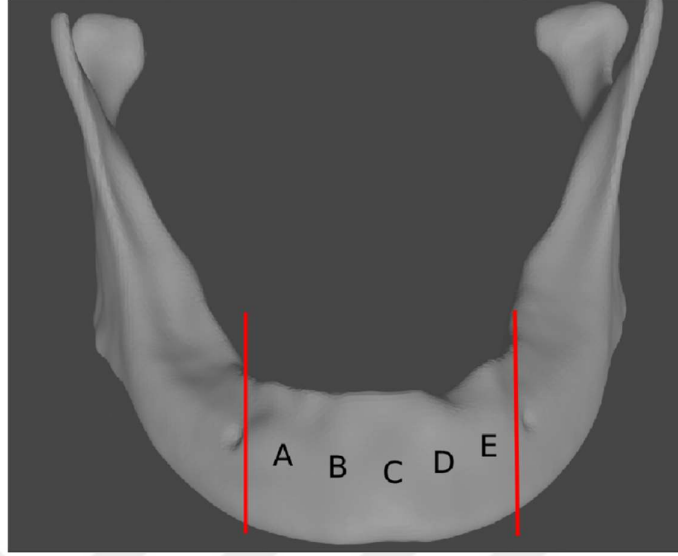
2.5.2. İmplant Destekli Sabit Protetik Tedavilerin Hareketli Protetik Tedavilere Göre Avantajları

- Daha iyi fonetik
- Daha az yumuşak doku iritasyonu
- Daha fazla çiğneme gücü
- Daha az uzun dönem maliyet
- Daha az interark mesafe ihtiyacı
- Daha az kemik kaybı ⁽⁵⁾

2.6. İmplant Destekli Hareketli Protezler

1985'te Misch ⁽⁵⁾ tam dişsiz hastalarda mandibular implant destekli hareketli protezler için organize tedavi seçeneklerini sundu. Bu tedavi seçenekleri daha çok yumuşak doku desteği olandan (RP-5) tamamen implanttan destek alan (RP-4) kadar değişiklik gösterebilmektedir.

Mandibulada sabit veya hareketli planlamada çene anterior, sağ ve sol posterior olarak üç bölgeye ayrılır ve anteriordaki kemik 5 eşit parçaya bölünür (Şekil 2.1). Kemiğin en yüksek kısmı foraminalar arasındaki anterior kısımdır. Bu bölge genellikle implant desteği için uygun kemik dansitesine sahiptir.



Şekil 2.1. Mandibular implant destekli hareketli protez planlamalarında alt çenenin anterior kısmı, A, B, C, D ve E olmak üzere 5 eşit parçaya bölünür

2.6.1. İki İmplant Destekli Hareketli Protez

İmplantlar B ve D pozisyonuna yerleştirilir ve protez RP-5 olarak planlanır. Bu seçenek daha fazla implant kullanılan seçeneklere göre daha ucuz ama daha az stabiliteye sahip ve daha fazla bakım gerektirir. Ayrıca hasta beklentilerini karşılamayabilir. İmplantlar birbirine paralel ve orta hattan aynı mesafede yapılmalı. Bu tedavi seçeneğinde implantlar aynı oklüzal seviyede olmalı. Biri daha yukarıda konumlanırsa protez yüksek olan implantın üstünde rotasyon yapar ve implantın üzerindeki gerilim artacağından implant başarısızlığına sebep olabilir. ⁽⁵⁾

2.6.2. Üç İmplant Destekli Hareketli Protez

İmplantlar A, C ve E pozisyonlarında konumlanır ve protez RP-5 olarak planlanır. Bu seçenek 2 implanttan yararlanan tedaviye göre daha iyi kuvvet dağılımı sağlar ve daha az krestal kemik kaybına sebep olur. ⁽⁵⁾

2.6.3. Dört İmplant Destekli Hareketli Protez

İmplantlar A, B, D ve E pozisyonunda konumlanmalı. Daha fazla anterior-posterior dağılım ve destek olacağından 10 mm'ye kadar distal kantilever uzatılabilir. Protez

RP-5 veya RP-4 olarak planlanabilir. İmplant destekli hareketli protezlerde 4 veya daha fazla implant yapılmasının 3 nedeni vardır: birincisi artmış implant desteği, ikincisi ovoid ve V şeklindeki arklarda implantların daha iyi biyomekanik konumu ve üçüncüsü bar için artmış retansiyondur. ⁽⁵⁾

2.6.4. Beş İmplant Destekli Hareketli Protez

İmplantlar A, B, C, D ve E pozisyonuna yerleştirilir. Protez RP-5 veya RP-4 olarak planlanabilir. ⁽⁵⁾

2.7. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Tutucu Tipleri

İmplant diş hekimliği sözlüğünde Tutucular bir ya da daha fazla parçadan oluşan, protezin fiksasyon, retansiyon ve stabilizasyonu için olan mekanik bir aygıt olarak tanımlanır. ⁽⁷⁾

Piyasada çeşitli tutucu sistemleri mevcuttur. Tutucu sisteminin seçimi için önemli olan faktörler aşağıda sunulmaktadır: ^(42,43,44,45)

- 1- Maliyet etkinliği
- 2- İstenen retansiyon
- 3- Yumuşak dokudaki ağrı
- 4 -Mevcut kemik miktarı
- 5- Oral hijyen
- 6- Hastanın sosyal statüsü
- 7- Hastanın beklentisi
- 8- Çeneler arasındaki ilişki
- 9- Karşıt çenenin durumu ⁽⁴⁶⁾
- 10- İmplantlar arasındaki mesafe ⁽⁴⁷⁾

2.7.1. “O” Ring veya Ball Tutucular

En basit tutucu tipilerinden biridir. Ucuz olması, kullanım kolaylığı, hasta başında daha az zaman gereksinimi gibi nedenlerden dolayı sık kullanılırlar. İmplant üzerinde vidalı oklüzal kısmı küre şeklinde olan erkek parça ve protezdeki dişi parçadan oluşur. ⁽⁴³⁾

2.7.2. Magnetik Tutucular

Temel olarak implant ve proteze bağlı iki magnetten oluşurlar. Basit ve konforlu olmalarına rağmen mekanik tutuculara göre daha zayıf lateral retansiyon sağlarlar. Takıp çıkartılmaları daha kolay olduğundan Parkinson gibi hastalığı olan dişsiz hastalarda tercih edilebilir. ⁽⁴³⁾

2.7.3. Locator Tutucular

Bu sistemde tutucular kendini hizalayan özelliğe sahiplerdir. Çift retansiyon sağlarlar (iç ve dış) her birinin farklı retansiyon değerlerine sahip farklı renkleri mevcuttur. ⁽⁴⁸⁾ Tutucunun kısa boylu olması sınırlı interoklüzal mesafeye sahip vakalarda avantajlıdır. ⁽⁴⁹⁾ Belirli açılara kadar yerleştirilen implantlarda kullanılabilirler. ⁽⁵⁰⁾

2.7.4. Bar Tutucular

Bar, bir ya da daha fazla implantın birbirine bağlayan aygıt olarak tanımlanır. ⁽⁷⁾ İmplant destekli hareketli protezle arasında en iyi retansiyon, bar tutuculu olanlarda rapor edilmiştir. ⁽⁴⁾ Bar tutucularının avantajları, iyi kuvvet dağılımı, iyi retansiyon ve yerleştirdikten sonra gerekli bakımın en az olmasıdır. Ayrıca açılı yerleştirilmiş implantlarda kullanılabilir. ⁽⁴³⁾ Dezavantajları ise protez için gerekli alanın büyük olması ve barın altında mukozit riski taşınması sayılabilir. Bar ataçman enine kesite göre yuvarlak, yumurta şeklinde ve paralel kenarlı U şeklinde tasarlanabilir. ⁽⁵¹⁾

Hijyen kontrolünün kolay olması için barın alt kısmı ve yumuşak doku arasında 2 mm’lik bir aralık olmalıdır. 1 mm ya da daha az bir aralık olması plak birikimine neden olur ve hijyenin sağlanması çok zor olur. Bar mukozaya baskı yaparsa mukozada hiperplaziye neden olabilir ve temizlik mümkün olmaz. Bukkolingual olarak bar kret

tepesinin üzerinde olmalıdır. Linguale doğru konumlandırılırsa dil alanını işgal eder ve konuşmayı etkiler. ⁽⁵¹⁾

İdeal olarak anterior bar, mandibulanın menteşe eksenine paralel olması tercih edilir. Bununla birlikte barın menteşe eksenine paralelliğinin periimplant parametreler üzerindeki etkisini araştıran bir çalışmada anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır. ⁽⁵²⁾ Bazen çene kemiğinin şekli implantların aynı seviyede yerleştirilmesine izin vermez. Bu durumda laboratuvar aşamasında, bar menteşe eksenine paralel olması için modifiye edilebilir. ⁽⁵¹⁾

Genel olarak barın distal kantilever uzunluğu implantlar arasındaki anterior-posterior mesafenin 1.5 katından fazla olmamalıdır (8-12 mm). ⁽⁵⁾ Bunun için posterior implantlar mental foramene doğru olabildikçe posteriorda ve anterior implantlar, anteriora konumlandırılmalıdır. ⁽⁵¹⁾

2.7.5. Teleskopik tutucular

Teleskopik tutuculu restorasyonlar çok yönlülüğü ve uzun dönem başarısından dolayı yaygın olarak kullanılmaktadır. Destek dişlerin düşük miktardaki eğim farklılıkları teleskop tutucuların primer yapısının konturları ile giderilmektedir. Sekonder yapı ise protezin içinde yer almaktadır. ⁽⁵³⁾ Teleskop tutuculu protezler kolay takılıp çıkartılır. Bu nedenle motor yetenekleri azalmış yaşlı bireylerde tercih edilmektedir. ⁽⁵⁴⁾

2.8. Biyomekanik

Biyomekanik, biyolojik yapıların mekanik özelliklerini ve mekanik aygıtların canlı doku, organ ve organizmalar ile etkileşimini araştıran bilim alanıdır. ⁽⁷⁾

2.8.1. Kuvvet Tanımı

Kuvvet, cisimler arasındaki bir etkileşimdir. Bu etkileşim itme ya da çekme şeklinde olabilir. Kuvvetler cisimlerin temas halinde olmasına gerek kalmaksızın, belirli bir uzaklıktaki cisimler arasında da oluşabilir. Kuvvet, vektörel bir niceliktir ve Newton (N) birimiyle ölçülür. Ayrıca, kuvvetin büyüklüğü ve yönü de ifade edilir. ⁽⁵⁵⁾

2.8.2. Gerilim

Bir yapıya kuvvet uygulandığında, oluşan deformasyon karşısında yapıda bir direnç oluşur. Bu direnç, uygulanan dış kuvvetin şiddetiyle eşdeğerdir ancak yön olarak tersidir. Bu iç reaksiyon gerilim (stres) olarak tanımlanır.

Uygulanan kuvvet ve beraberinde oluşan gerilim yapının belirli bölgelerine dağılır ve yapıdaki gerilim birim alandaki kuvvet olarak değerlendirilir. Bu bakımdan gerilim basınca benzer, her ikisi de birim alana gelen kuvvet birimi ile ifade edilir. Gerilim yunanca küçük sigma (σ) harfiyle ifade edilir. Gerilim birimi, birim kuvvetin birim alan ya da uzunluğun karesine bölünmesiyle elde edilir ve genel olarak Pascal olarak ifade edilir ($1\text{Pa} = 1\text{N/m}^2 = 1\text{MN/mm}^2$). Yayınlarda gerilim sıklıkla MPa (Megapascal) olarak rapor edilmektedir ($1\text{MPa} = 1000000\text{ Pa}$).⁽⁵⁵⁾

Gerilim tipleri:

Kuvvet, bir yapıya herhangi bir açı veya doğrultudan yönlendirilebilir. Çoğu zaman bir yapıda, birden fazla kuvvetin bir araya gelmesi nedeniyle karmaşık gerilim oluşur. Gerilim tipleri üçe ayrılabilir:

1. Çekme gerilimi (tensile stress); cismin partiküllerini birbirinden uzaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur.
2. Sıkışma gerilimi (compressive stress); cismin partiküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur.
3. Makaslama gerilimi (shear stress); cismin partiküllerini birbirini üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve ters yöndeki iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.⁽⁵⁵⁾

2.8.3. Gerinim

Her tip gerilim, yapıda deformasyon oluşmasına neden olabilir. Örneğin, çekme kuvvetinden oluşan deformasyon, uygulanan kuvvet yönünde cismin uzamasına neden olur. Sıkışma kuvveti ise yükleme yönünde cismin kısılmasına neden olur. Gerinim, yapının bir gerilime maruz kaldığında her birim uzunlukta meydana gelen uzunluk değişimidir. Gerinimin bir ölçü birimi yoktur, ancak gerinim, deformasyonun önceki

uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir. Gerinim miktarı, materyalin özelliklerine ve uygulanan kuvvete göre değişebilir. ⁽⁵⁵⁾

2.8.4. Elastisite Modülü

Materyallerin elastisitesi, elastiklik modülü bazen de Young modülü olarak da bilinir. Elastiklik modülü, gerilimin gerinime oranıdır. Bir gerilime ne kadar küçük gerinim karşılık geliyorsa modülün değeri de o kadar büyük olur. Örneğin, bir malzeme daha yüksek bir elastiklik modülüne sahip ise, kuvvet karşısında daha az esneme veya deformasyona neden olacaktır.

$$E = \text{gerilim} / \text{Gerinim} = \sigma / \varepsilon$$

Elastiklik modülünün birimi, birim alana olan kuvvet olup kg/mm^2 'dir. Bu özellik, mekanik özellikler ile dolaylı bir ilişki içindedir. ⁽⁵⁵⁾

2.8.5. Poisson Oranı

Çekme veya sıkışma durumunda, aksial yükleme esnasında aynı zamanlı dikey ve yatay (aksial ve lateral) gerinim mevcuttur. Örneğin, çekme yüklemesi altında, yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma vardır. Sıkışma yüklemesi altında ise çapraz kesitte bir artış vardır. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin aksial gerinime olan oranı Poisson oranı olarak tanımlanır. Poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzamanın çapraz kesit azalmasıyla orantılı olduğunu gösterir. Bu çapraz kesit azalması materyal kırılincaya kadar devam eder. ⁽⁵⁵⁾

2.8.6. İzotropi

İzotropik bir cisimde ilgili materyal özellikleri tüm doğrultularda aynıdır. Bu da materyal özelliklerinin sadece iki sabit değer ile ifade edilebilmelerine sebep olur (örneğin elastiklik modülü ve Poisson oranı). Anizotropik cisimlerde ise materyal özellikleri doğrultuya göre değişiklik gösterir. ⁽⁵⁶⁾

2.8.7. Von Mises Gerilimi

Von Mises, bir cisme kuvvet uygulandığı zaman gerinim enerji prensiplerine saptamak için kullanılan kriterdir. Bir cismin x, y, z boyutlarında herhangi noktasında hesaplanabilen 3 temel gerilim vardır. Von Mises kriteri bu 3 gerilimi birleştirerek

eşdeğer gerilim hesaplanması için kullanılan formüldür. Majör gerilim değerleri makaslamanın bütün komponentlerinin sıfır olduğu durumda oluşurlar. Bir eleman bu durumda ise normal gerilimler asal gerilimler olarak bilinirler. Asal gerilimler minimum, orta ve maksimum olarak sınıflandırılabilirler. Maksimum asal gerilim en yüksek çekme gerilimini belirten pozitif bir değerdir. Orta asal gerilim aradaki değerleri temsil eder. Minimum asal gerilim en yüksek sıkışma gerilimini gösteren negatif değerdir. İmplant diş hekimliği ile ilgili sonlu eleman analizlerinde Von Mises gerilimi, minimum asal gerilim ve maksimum asal gerilim, yüklerin peri-implant kemik bölgesi veya protez üzerindeki etkisini değerlendirmek amacı ile sıklıkla kullanılırlar. ⁽⁵⁶⁾

2.9. İmplant Diş Hekimliğinde Biyomekanik

Dental implantlarda erken dönem başarısızlığın nedeni genellikle yanlış hasta seçimi, uygun olmayan cerrahi teknik veya erken yükleme ile ilişkili olduğu düşünülür. ⁽⁵⁷⁾ Osteointegre implantların geç dönem başarısızlığının en sık nedeni alveolar sırttaki kemik kaybıdır. ⁽⁵⁸⁾ İmplantların etrafındaki aşırı kemik kaybının nedeni plak birikimi sonucu oluşan periimplantitis ⁽⁵⁹⁾ ve implant çevresinde oluşan aşırı gerilimdir. ^(60,61) İsdor ve arkadaşlarının ⁽⁶⁰⁾ maymunlar üzerinde yaptığı çalışmasında plak birikimine nazaran aşırı oklüzal yükün, daha fazla krette kemik kaybına neden olduğunu bulunmuştur.

Sonlu eleman analizi ve fotoelastik analiz çalışmaları osteointegre implantlarda periodontal ligament yokluğu, implant ve kemik arasında özellikle kret seviyesinde aşırı gerilim yoğunluğuna sebep olduğunu göstermiştir. ^(62,63,64) Bu yükler, krette kemik kaybının primer sebebi olmasalar da plak sonucu oluşan kemik kaybını hızlandırabildiği iddia edilmektedir. ⁽⁶⁵⁾

Periodontal ligament gerilim dağılımına ek olarak dişin üzerine gelen kuvvetleri algılayan propriyoseptörler içerir. Bu propriyoseptörler osteointegre implantlarda yoktur ve bunun sonucunda hasta farkında olmadan implantlara aşırı kuvvet yükleyebilir. İmplantlarda dokunsallık algı eşiği doğal dişe göre 50 kat daha yüksektir. ^(66,67)

İmplantın etrafındaki kemik dokulara iletilen kuvvetlerin, dinamik bir modeling ve remodeling sürecini başlattığı düşünülmektedir. Modeling sürecinde kemiğin şeklindeki net bir değişime karşılık gelirken, remodeling sürecinde kemiğin şeklinde veya boyutunda herhangi bir değişim olmaz. ⁽⁶⁸⁾ Osseointegrasyonda uzun dönem başarı implant çevresindeki kemikteki modeling ve remodeling ile ilişkilidir. Mekanik uyarıların kemik remodeling sürecinde fonksiyonel bir faktör olarak rol aldığı, doku yüklemesi ile adaptasyon arasındaki ilişkiyi fark eden Wolff tarafından öne sürülmüştür ve “Wolff kanunu” olarak bilinir. ⁽⁶⁹⁾

Yük altındaki kemiğin davranışını nicelleştirmek amacıyla yapılan ilk çalışma Frost ⁽⁷⁰⁾ tarafından “mechanostat” hipotezi ile gerçekleştirilmiştir. 1964 yılındaki çalışmasında Frost deneysel sonuçlara göre remodelingdeki anahtar değerin mekanik gerinim olduğunu fark etmiştir. Fizyolojik aktivite sırasında bu değerin 0.0008-0.002 aralığında olduğunu tespit eden Frost bu aralığı “minimum effective strain” olarak adlandırmıştır. Frost ilk tanımından sonra 2003 yılında teorisini güncelleştirerek yük altındaki kemiklerin davranışını daha detaylı bir şekilde açıklamaya çalışmıştır. ⁽⁷¹⁾ Güncellenmiş bu hipotezde yük altındaki kemikteki gerinimi “remodeling minimum effective strain (MES_r)”, “modeling minimum effective strain (MES_m)” ve “pathologic minimum effective strain (MES_p)” değerlerine göre dört aralığa ayrılmıştır (Tablo 2.1). Kemik MES_r nin altındaki gerinimde fonksiyonsuzluk aralığına girer ve bu durum kemik dejenerasyonu ile alakalıdır. MES_r ve MES_m arasındaki gerinim değerlerinde kemik stabildir. MES_m üzerindeki gerinimde ise kemik hafif fazla yüklenme altında olur ve MES_p üzerindeki değerlerde lameller kemik yerine woven kemik oluşmaya başlar.

Tablo 2.1. Gerinim aralıkları

	Gerinim	Gerilim	
MES _r	50-100 microstrain	~1–2 MPa	
MES _m	1000-1500 microstrain	~20 MPa	
MES _p	~ 3000 microstrain	~60 MPa	Woven kemik yapımı lameller kemiğin yerini alır
Fx	~ 25000 microstrain	~120 MPa	Genç erişkinlerde yük altındaki kemiğin kırılma noktası

2.10. İmplant Dış Hekimliğinde Sonlu Eleman Analizi

Sonlu eleman analizi biyomekanik analizlerde önemli bir araçtır. Mekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerinde etkisini invaziv olmayan bir şekilde değerlendirme olanağı sağlar. ⁽⁶⁾

Sonlu eleman analizi ilk kez 1960’larda havacılık ve uzay mühendisliğinde yapılarla ilgili analizler için geliştirilmiştir. 1976’da Weinstein ⁽⁷²⁾ ve arkadaşları sonlu eleman analiz yöntemini ilk kez implant dış hekimliğinde kullandıktan sonra bu metot implant dış hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır.

Sonlu eleman analizi karmaşık mekanik problemlerin tanım kümesinin, değişkenlerinin interpolasyonu mümkün olan daha küçük elemanlara bölerek çözümleyen bir yöntemdir. Bütün tanım kümesi için çözüm fonksiyonu bulmak yerine her sonlu eleman için çözümler elde edilip birleştirilerek cevap elde edilir. Bir ağın, elemanlarının ve ilgili düğümlerin oluşturma işlemine “discretization” adı verilir. ⁽⁵⁶⁾

2.10.1. Preprocessing (Ön İşlemci)

Preprocessing genellikle bu aşamalardan oluşur:

- 1- Geometri oluşturulması
- 2- Topolojinin oluşturulması
- 3- Materyal özelliklerini belirlenmesi

4- Element tiplerini ve kesit özelliklerini belirlenmesi

5- Sınır koşullarının belirlenmesi

6- Yükleme koşullarının belirlenmesi

Bu aşamaları gerçekleştirmek için özel bilgisayar programları vardır. Matris yapısında sonlu eleman analizi programları için verileri oluşturan programa preprocessor adı verilir. Günümüzde bu programlar sayesinde zaman kaybı olmadan modellerin doğruluğu onaylanabilir ve hatalar bulunup düzeltilebilir. Otomatik veri oluşturulması ve selektif olarak verilerin görüntülenmesi gibi özellikler araştırmacıların işini kolaylaştırmıştır. ⁽⁷³⁾

Dental implantların mekanik davranışlarının simülasyonundaki temel zorluk insan kemik dokusunun kuvvetlere karşı cevabının modellenmesindedir. Bunun mümkün olması için bazı varsayımlarda bulunmamız gerekir. Kemiğin mekanik özellikleri ve implant sistemi ile etkileşiminin karmaşık olmasından dolayı araştırmacılar bazı basitleştirmeler yapmak zorundadırlar. Bu varsayımların bazılar sonlu eleman analizinin doğruluğunu oldukça etkiler. Bunlar:

1- Kemik ve implantın detaylı geometrisi

2- Materyal özellikleri

3- Sınır koşulları

4- Kemik ve implant arayüzü ⁽⁵⁶⁾

Modelin Oluşturulması

Sonlu eleman analizinde modelleme aşaması en önemli aşamalardan birisidir. Modelin özellikleri modellenen cismin fiziksel özelliklerine olabildikçe yakın olmalıdır. Modellemenin en zor kısmı canlı yapıların detaylı özelliklerini yakalayabilmektir. Bu yüzden canlı yapıların özellikleri genel olarak CAD programları yardımı ile detaylı anatomi kitaplarından veya tomografik taramalardan elde edilebilir. ⁽⁷⁴⁾ Bazı çalışmalarda kemik tamamen veya kısmen basit bir dikdörtgen, elipsoit veya U şekline modellenmiştir. ⁽⁷⁵⁾ Daha detaylı çalışmalarda özellikle tomografik tarama

verilerinden elde edilenlerde kemik oldukça gerçekçi bir şekilde modellenebilir, ama bu geometrik detay artışı daha fazla çalışma ve hesaplama süresi gerektirir. Yapılan çalışmanın kapsamına göre kortikal tabaka birkaç milimetre olarak modellenebilir veya tamamen göz ardı edilebilir. Çenelerin spesifik bir bölgesi araştırılıyorsa tüm çenenin modelini oluşturmaya gerek yoktur. ⁽⁷⁴⁾

Bir sonlu eleman probleminin çözümü için her bölge, geometriyi ve özellikleri yansıtan yeterli sayıda ve uygun tipte elemanlara bölünmelidir. ⁽⁷³⁾

Materyal Özellikleri

Materyal özellikleri gerilim ve gerininin dağılımını etkiler. Bu özellikler sonlu eleman analizinde izotropik, transvers izotropik ve anizotropik olarak modellenebilir. ⁽⁷³⁾

Sınır Koşulları

Mandibula ile ilgili sonlu eleman analizlerinde genellikle sınır koşulları olarak sabit sınırlar tanımlanır. ⁽⁷³⁾ Mandibula ile ilgili kaslar, ligamentler ve temporomandibuler eklemin fonksiyonel hareketlerini simüle eden çalışmalar da yapılmıştır. ⁽⁷⁶⁾

Kemik-İmplant Arayüzü

İmplant ile ilgili sonlu eleman analizi modellerinde genellikle optimal osseoentegrasyonun olduğu varsayılır. Yani kortikal ve trabeküler kemik implanta mükemmel bir şekilde bağlı olarak modellenir. Gerçekte bu olay tam olarak gerçekleşmez. ⁽⁷³⁾

Oklüzal Kuvvetler

Doğal dişler varlığında maksimum oklüzal kuvvetler 200-3500 N arasında değişir. Posterior bölge, mandibulanın fulkrum eksenine yakın olduğundan en yüksek oklüzal kuvvet bu bölgede olur ve keser dişlere doğru azalır. Birinci ve ikinci büyük azı bölgesinde oklüzal kuvvet 400-800 N arasında iken küçük azı kanin ve keser bölgelerinde sırası ile 300,200 ve 150 N dur. ⁽⁵⁵⁾

İmplant destekli overdenturelarda maksimum oklüzal kuvvetler araştıran bir çalışmada bu kuvvetlerin ortalama olarak büyük azı bölgesinde 150 N ve küçük azı bölgesinde yaklaşık 100 N olduğunu rapor etmiştir. ⁽⁷⁷⁾

2.10.2. Postprocessing (Son işlemci)

Sonlu eleman analizinin oldukça fazla olan sonuçlarını anlaşılabilir ve idare edilebilir özetler haline getiren programlara postprocessor adı verilir. Burada da bilgisayar grafikleri yardımı ile sonuçlar selektif bir şekilde obje üzerinde üst üste getirilebilir, istenen bölge büyütülebilir ve istenen oryantasyonda görüntülenebilir. ⁽⁷³⁾

2.10.3. Sonlu Eleman Analizinin Avantaj ve Dezavantajları

Sonlu eleman analiz avantajları:

1- Eğimli sınırları olan, heterojen materyal özellikleri olan, düzensiz destek sınırları olan, değişken yükleme koşulları olan herhangi bir problem yeterli miktarda elemanlara bölünebilir ve uygun materyal özellikleri verilebilir ve elde edilen denklemler hızlı ve doğru bir şekilde bilgisayar yardımı ile çözümlenebilir.

2- Statik, dinamik, katı, sıvı, gaz ve bunların karışımı, lineer ve lineer olmayan, elastik, inelastik veya plastik bileşenler içeren problemlere uygulanabilir.

3- Oldukça yüklü miktardaki verileri “preprocessor” yardımı ile oluşturulabilir ve analiz sonucunda oluşan daha da fazla miktardaki veriler “postprocessor” yardımı ile değerlendirilebilir.

4- Tasavvur edilemez boyut ve karmaşıklığındaki problemler sonlu eleman metodu yardımı ile çözülebilir ve bu sayede yeni alanlar araştırılabilir.

5- Önceden sadece sayılı alternatifler araştırılabilirken sonlu eleman metodu sayesinde birçok alternatif test edilebilir ve en uygun sonuç elde edilebilir.

Bunula birlikte bazı dezavantajlar da mevcuttur.

1- Her sonlu eleman düğüm yer değiştirmesi fonksiyonu olan, internal yer değiştirmeyi ifade eden bir şekil fonksiyonunun varsayımına dayalıdır. Bir eleman, bir

destek, yük, tip ve lokasyona göre doğru cevap verirken başka bir tip ve lokasyona yanlış cevap verebilir.

2- “İyi” elemanlarda bile cevap ağdaki elemanların sayısı ve şekli ve düzenine bağlıdır.

3- Geometri, materyal özellikleri, destek ve yük koşullarının modellenmesi subjektiftir ve analizcinin kararına bağlıdır. Aynı problem aynı programda farklı analistler tarafından çözümlendiğinde genellikle az ya da çok farklı cevaplar alınır.

4- Sonucun doğruluğunun garantisi yoktur. Hatta ağdaki yakınsama (convergence) analizi bile sonucun doğruluğunun mutlak ispatı değildir.

5- Sadece diğer yöntemlerin mümkün olmaması veya ekonomik olarak zor olması durumunda zorunludur. Genellikle sonucun doğruluğunu onaylamak mümkün değildir. ⁽⁷³⁾

3. GEREÇ VE YÖNTEM

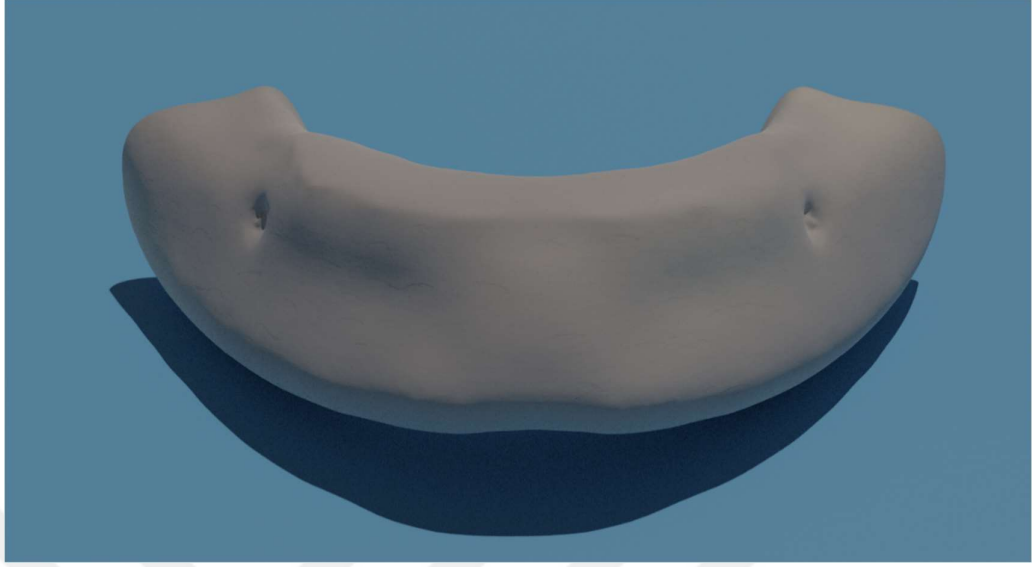
Bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Ana Bilim Dalında gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmanın amacı bar tutuculu 4 implant üzeri overdenture planlamalarında terminal implanttaki vertikal seviye ve mesafe farkının implant çevresindeki kemikte oluşan gerilimin üç boyutlu sonlu eleman analizi metodu ile statik lineer analiz yapılarak değerlendirmektir. Sadece spesifik durumları değerlendiren bu çalışma bütün klinik şartlar ile birebir aynı değildir. Planlanan protez RP-4 olup, yumuşak dokudan destek almamaktadır. Bunu göz önüne alarak, hesaplamaları basitleştirmek için bu çalışmada protez ve mukoza modellenmemiştir. İlgili yükler doğrudan bar kısmına uygulanmıştır.

Intel® Core™ i5-7500 İşlemci, Nvidia GeForce GTX 1060 ekran kartı, 1 TB Hard Disk, 16 GB RAM donanımlı Windows 10 Pro ve Ubuntu 20.04 işletim sistemleri olan bilgisayarda, Üç boyutlu geometrinin oluşturulması için Blender 2.82 (Blender Foundation, community), üç boyutlu katı modelin oluşturulması için Salome 9.8.0 (Électricité de France, Open Cascade, French Alternative Energies and Atomic Energy Commission) ve analiz işlemi için CalculiX 2.20 (Guido Dhondt, Klaus Wittig) kullanılmıştır.

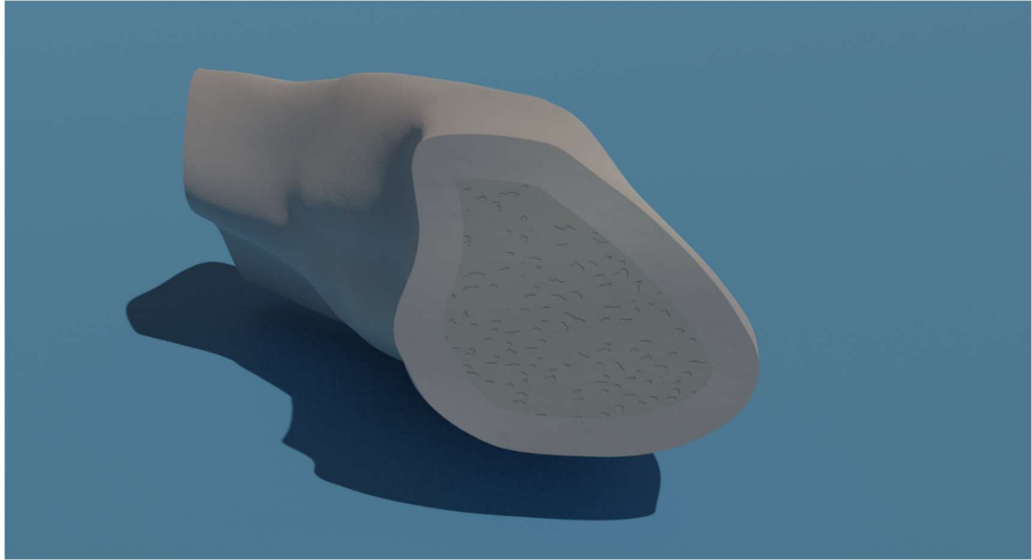
3.1. Modellerin Oluşturulması

Kemiğin morfolojisi, alt çene kemiğinin morfolojisi ile ilgili bir çalışma kullanılarak, ⁽⁷⁸⁾ Blender programında dişsiz alt çenenin, mandibular üçüncü büyük azı dişin anteriorunda kalan kısmını içerecek şekilde modellenmiştir (Şekil 3.1). Sonucu etkileyecek spesifik değişkenleri azaltmak amacı ile kemik sagittal düzleme göre simetrik ve implantların yerleşeceği kısımlarda kemik düzensizlikleri olmayacak şekilde modellenmiştir. Daha sonra her çalışma grubuna göre sol taraftaki terminal implantın yerleştirileceği bölgedeki kemiğin yüksekliği istenilen boyutlara getirilmiştir.



Şekil 3.1. Kemiğin modellenmiş hali

Kortikal kemik kalınlığı ortalama 2 mm olacak şekilde modellenmiştir. Bu modellerin kesitlerinin koordinatları Salome programına aktarılarak hacimler elde edilmiştir (Şekil 3.2).

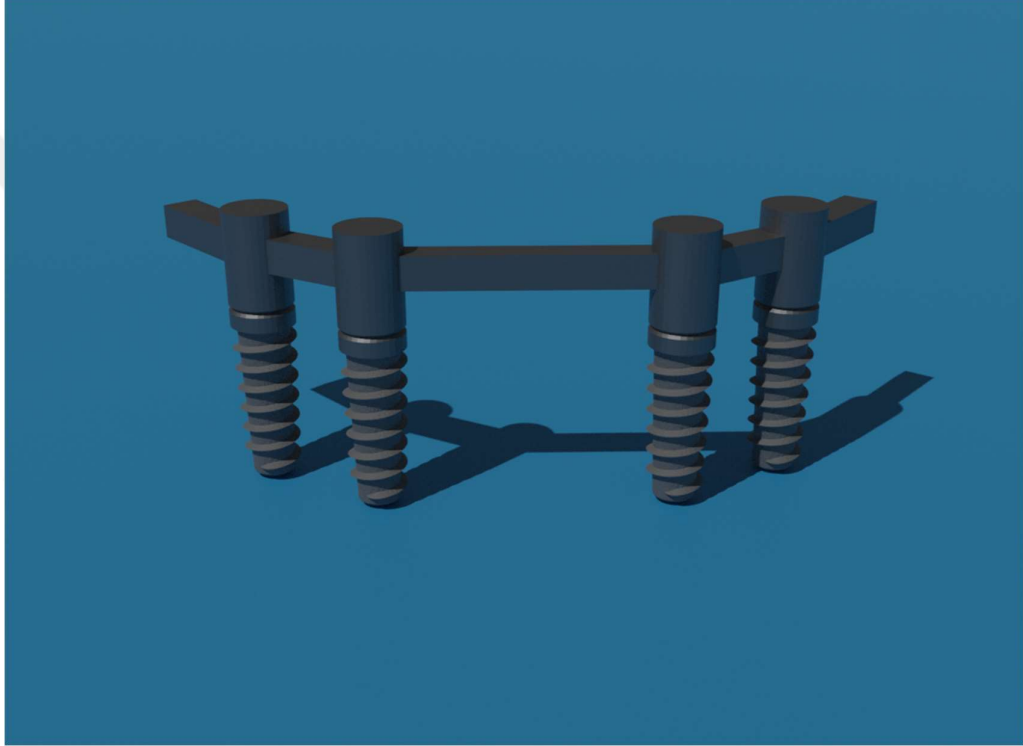


Şekil 3.2. Kemik modelinin kesiti

3.1.1. İmplant ve Bar Modellerinin Oluşturulması

Modellenen implantlar günümüzde en çok tercih edilen vida tipi implantlardır. İmplantların boyu 10 mm ve çapı 3.5 mm olacak şekilde Salome programında modellenmiştir. Modeli basitleştirmek amacı ile ve protetik parçaların gerilimleri bu

Çalışmanın kapsamında olmadığı için abutment parçaları, bar ve implantlar ile birleşik şekilde modellenmiştir (Şekil 3.3). Abutmentların boyları barın kemikle arasında en az 3 mm mesafeyi ve oklüzal düzleme paralel olacak şekilde yerleştirilmesini sağlayacak şekilde seçilmiştir. Bar 2 mm çapında ve 8 mm distal kantileveri olacak şekilde modellenmiştir.

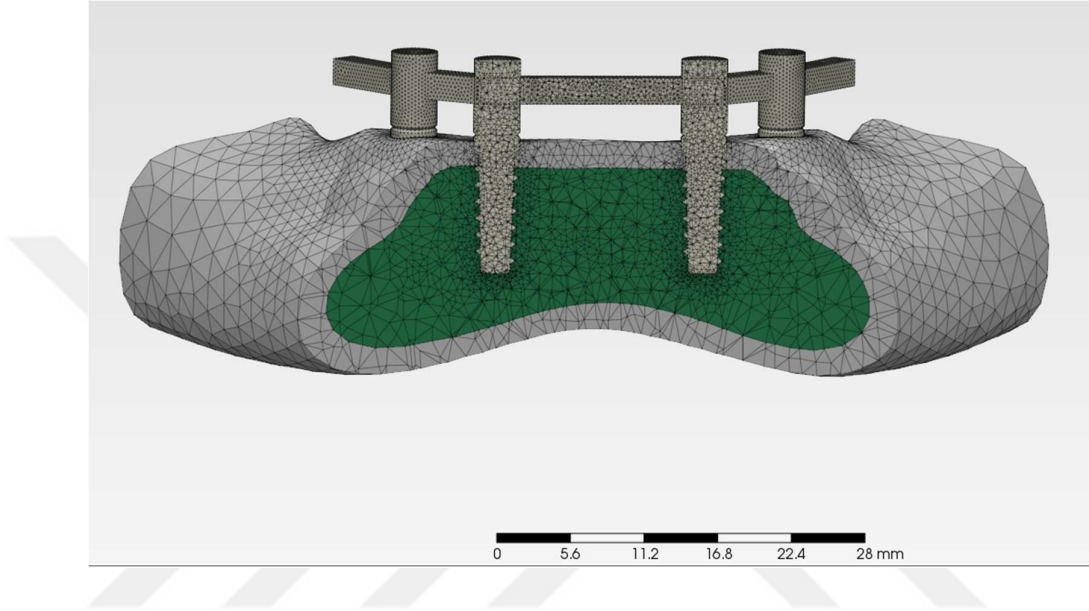


Şekil 3.3. İmplantlar, abutment ver bar modeli

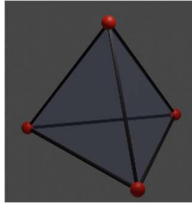
Salome programında kemik modelinde boolean işlemi ile implant yuvaları oluşturuldu. Hacimler ve sınır koşullarına dahil yüzeyler belirlenip isimlendirildikten sonra bütün parçaları birleştirildi.

3.2. Ağların Oluşturulması

Modellerin geometrisine göre NETGEN algoritması ile tetrahedral elemanları olan ağlar oluşturuldu (Şekil 3.4). İmplant yüzeyindeki elementler maksimum 0.3 mm boyunda olacak şekilde ayarlandı.



Şekil 3.4. Ağ modeli



Şekil 3.5. Sonlu eleman analizinde kullanılan tetrahedral eleman

3.2.1. Ağ Modellerinin Analiz Programına Aktarımı

Ağ modelleri Salome programında UNV formatında kaydedildi ve CalculiX programına aktarıldı. Burada sınır koşulları ve materyal özellikleri belirlenerek analiz gerçekleştirildi.

3.3. Materyal Özellikleri

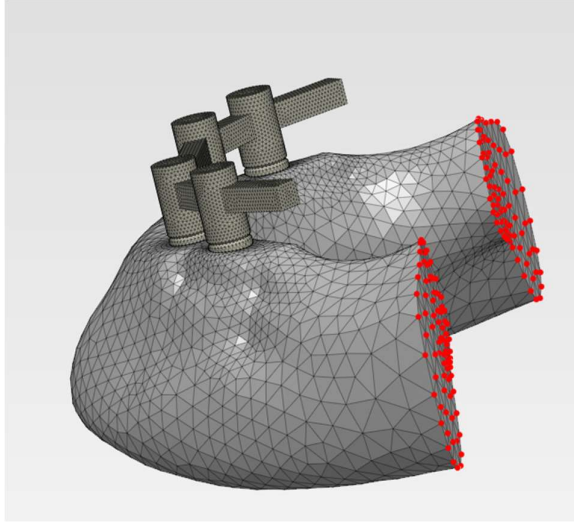
Kortikal kemik, trabeküler kemik, bar ve implantların materyal özellikleri literatür referans alınarak (Tablo 3.1) CalculiX programında belirlendi. Bütün materyallerin lineer, homojen ve izotropik olarak kabul edildi.

Tablo 3.1. Materyal özellikleri

	Young Modulus (Mpa)	Poisson's oranı
Kortikal ⁽⁷⁹⁾	13700	0.30
Trabeküler ⁽⁷⁹⁾	1370	0.30
Titanyum(implant,abutment) ⁽⁸⁰⁾	110000	0.33
Titanyum grade 5 (bar) ⁽⁸⁰⁾	110000	0.28

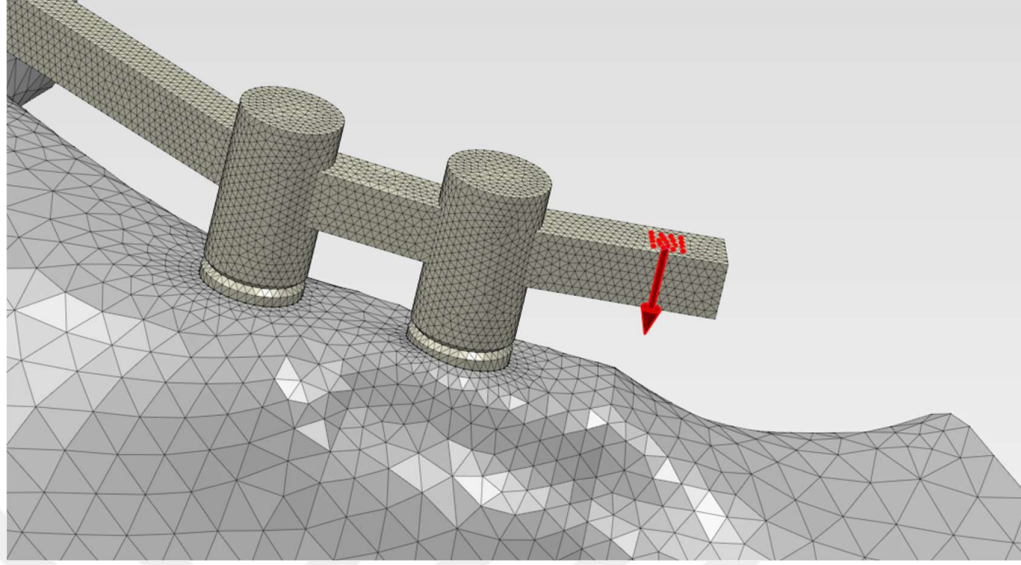
3.4. Sınır koşulları ve yükleme

Kemiğin posterior kısmında bütün DOF (degree of freedom) sıfır değeri verilerek sabitlendi (Şekil 3.6). Kemik ve implant ara yüzeyinde yüzde yüz osseointegrasyon varsayılarak arayüz elementleri “bounded contact” seçeneği ile birleştirildi.



Şekil 3.6. Sınır koşulları

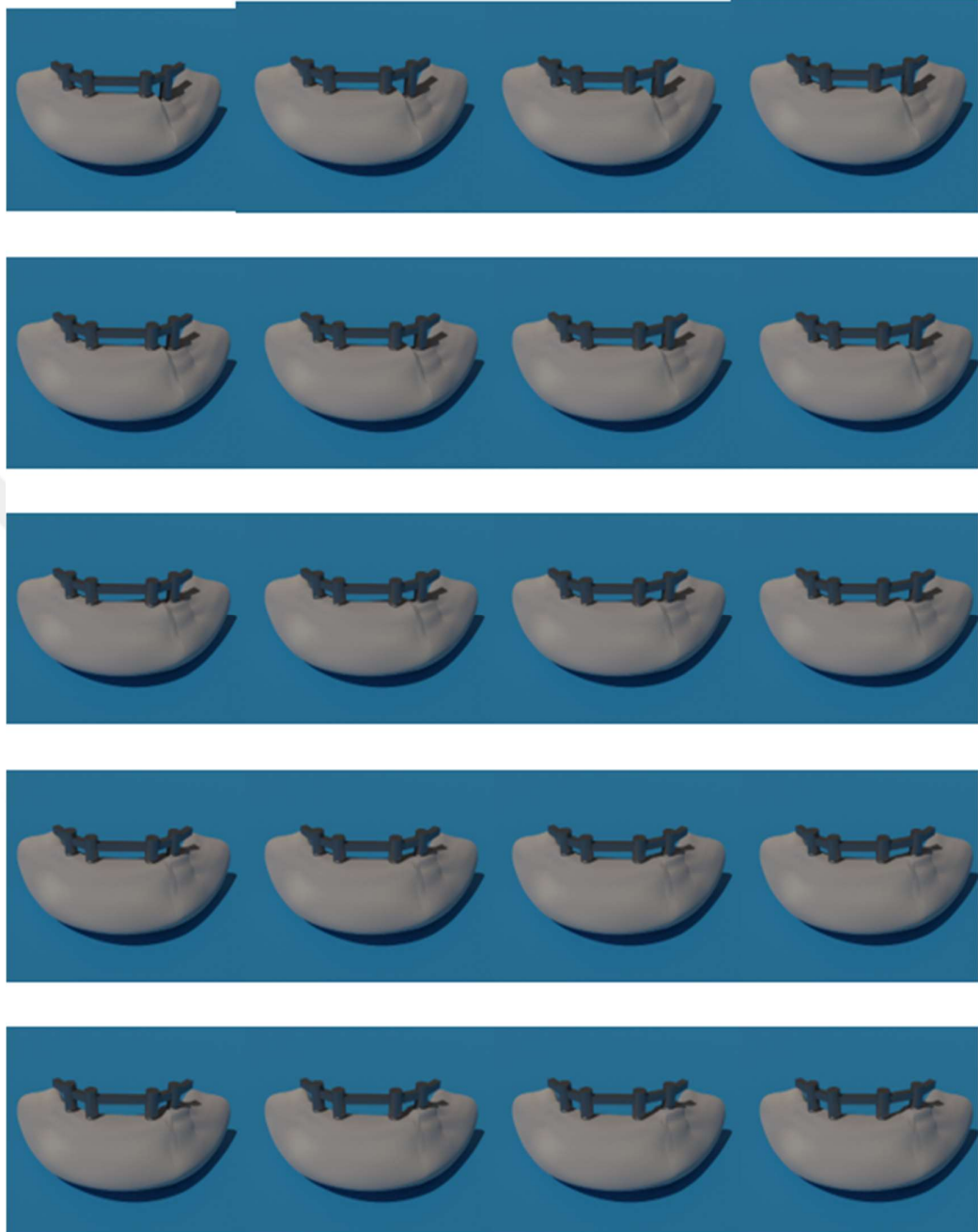
100 N yük barın sol kantilever kısmına vertikal olarak uygulandı (Şekil 3.7).



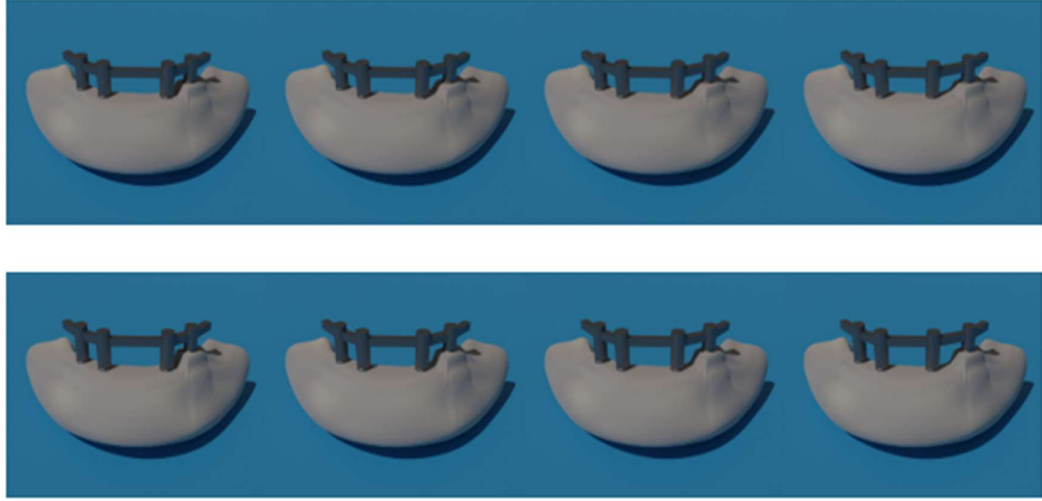
Şekil 3.7. Kantilerverin distaline uygulanan yük

3.5. Çalışma Modelleri

Sol terminal implantın vertikal seviye farkı ve mezialdeki implanttan mesafesine göre 28 konfigürasyonda analiz gerçekleştirilmiştir. Sol terminal implantın vertikal seviyesi diğer implantlara göre 1, 2 ve 3 mm apikalde, 1, 2 ve 3 mm oklüzalda ve diğer implantlarla aynı seviyede incelenmiştir. Sol terminal implantın komşu implanttan mesafesi 3.8, 4.7, 5.6 ve 6.5 mm olarak modellenmiştir (Şekil 3.8-3.9). çalışma modelleri arasında düğüm ve eleman sayıları benzerdir ve her model ortalama yaklaşık 156000 düğüm ve 32000 tetrahedral elemandan oluşur.



Şekil 3.8. Çalışma modelleri: Soldan sağa doğru Sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi sırasıyla 3.8, 4.7, 5.6 ve 6.5 mm. Yukarıdan aşağıya doğru Sol terminal implantın vertikal seviyesi diğer implantlara göre sırasıyla 3 mm apikalde, 2 mm apikalde, 1 mm apikalde, aynı seviyede ve 1 mm koronalde.

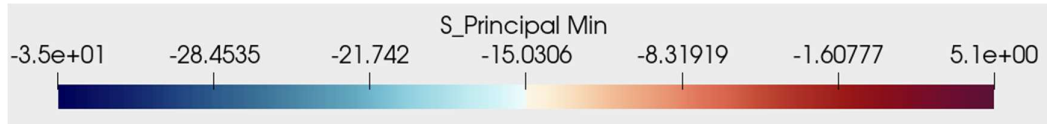


Şekil 3.9. Çalışma modelleri: Soldan sağa doğru Sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi sırasıyla 3.8, 4.7, 5.6 ve 6.5 mm. Yukarıdan aşağıya doğru Sol terminal implantın vertikal seviyesi diğer implantlara göre sırasıyla 2 mm koronalde ve 3 mm koronalde.

3.6. Sonuçların yorumlanması

Sonlu elemanlar gerilim ve gerinim analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analiz yapılamaz.

Yapılan analizlerden elde edilen sonuçlar yorumlanmak için Paraview (Kitware, Sandia National Laboratories, Los Alamos National Laboratory) programına aktarıldı. Bu çalışmada her model için von Mises gerilimleri, minimum ve maksimum asal gerilim ve gerinim değerleri renk skalaları ile gösterilmiştir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Paraview programında minimum asal gerilim dağılım skalası

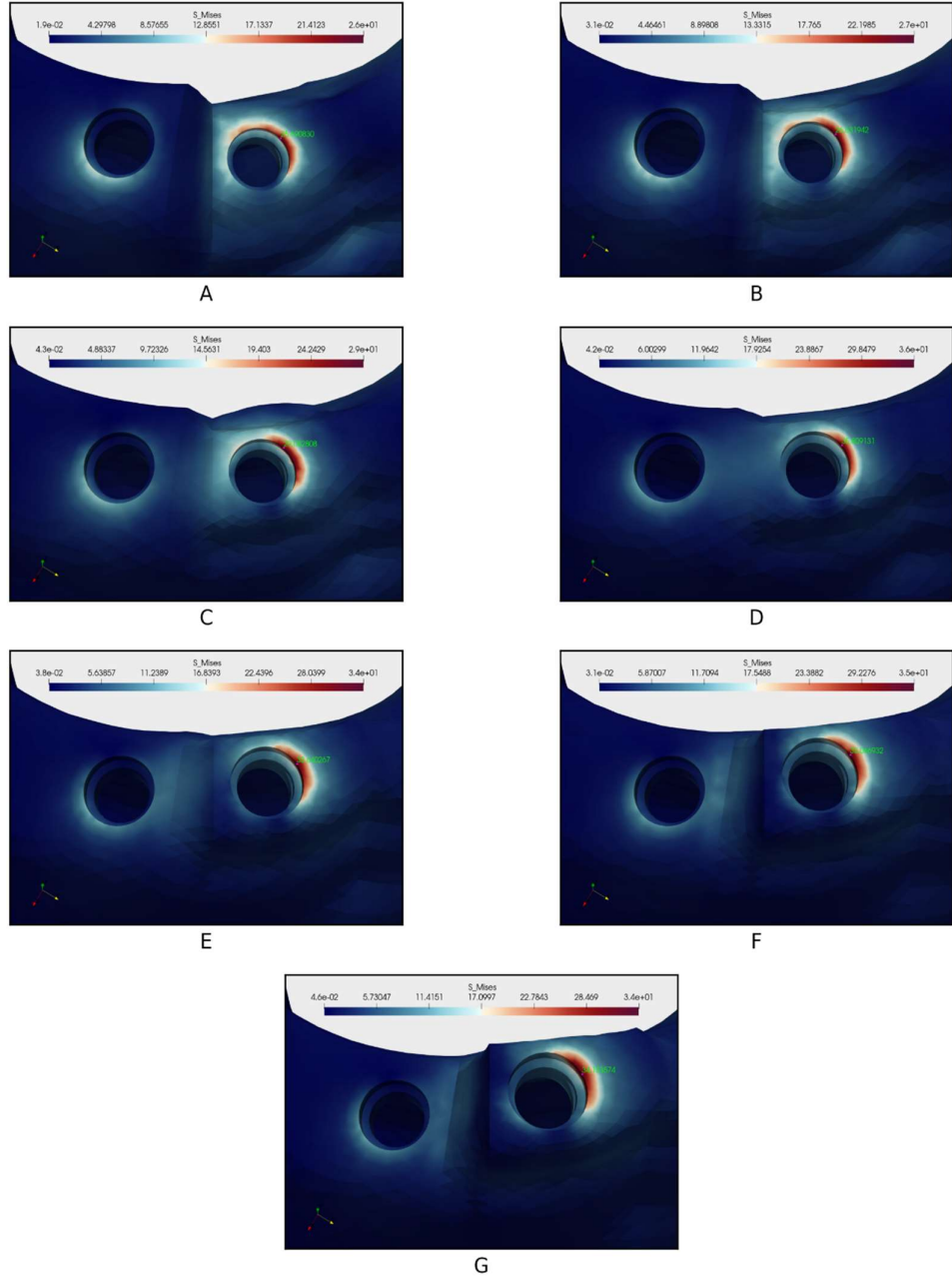
4. BULGULAR

Çalışma modelleri sol terminal implantın komşu implanttan mesafesine göre 4 ana gruba ayrılmıştır. Her grup, sol terminal implantın vertikal seviyesi diğer implantlara göre birer milimetre farklarla 3 mm apikalden, 3mm koronale kadar değişen alt gruplardan oluşturulmuştur. Bu alt gruplar sol terminal implant seviyesinin en apikalde olandan en koronalde olana doğru sırası ile A'dan G'ye isimlendirilmiştir. Her model için von Mises gerilimi, minimum ve maksimum asal gerilim ve gerinim değerleri ölçülmüştür. İmplant çevresindeki kortikal kemikte bu değerlerin en yüksek olduğu noktalar değerlendirilmiştir. Trabeküler kemikteki gerilimler bütün çalışma modellerinde kortikal kemiğe göre daha düşük olduğu için değerlendirmeye alınmamıştır.

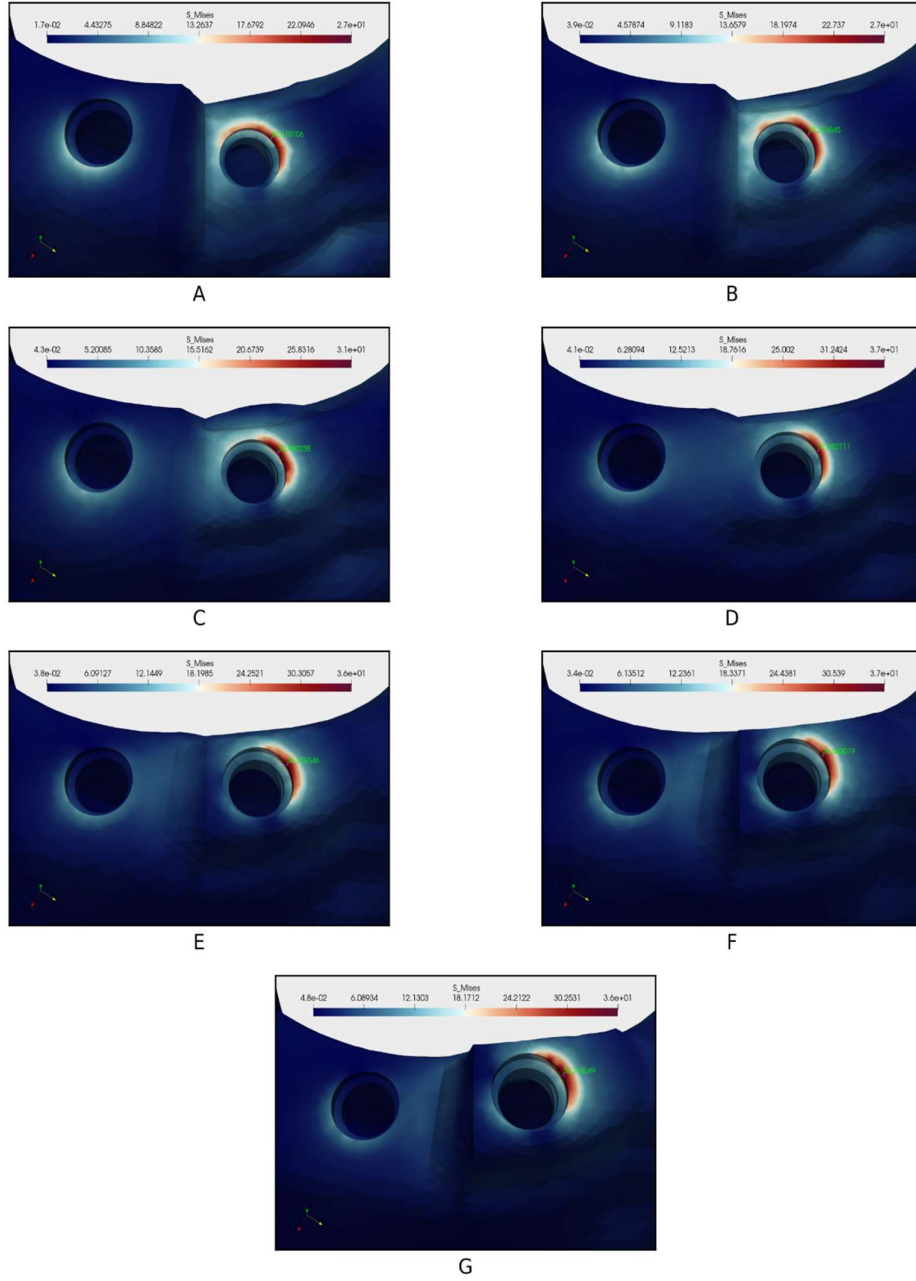
4.1. Kortikal Kemikte Oluşan von Mises gerilimleri

Dört ana gruptan oluşan toplam 28 model üzerinde sol kantileverin distaline uygulanan yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan von Mises gerilimlerin dağılımı Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4 'de gösterilmiştir. Çalışma modellerindeki en yüksek von Mises gerilimleri Şekil 4.5 'de gösterilmiştir.

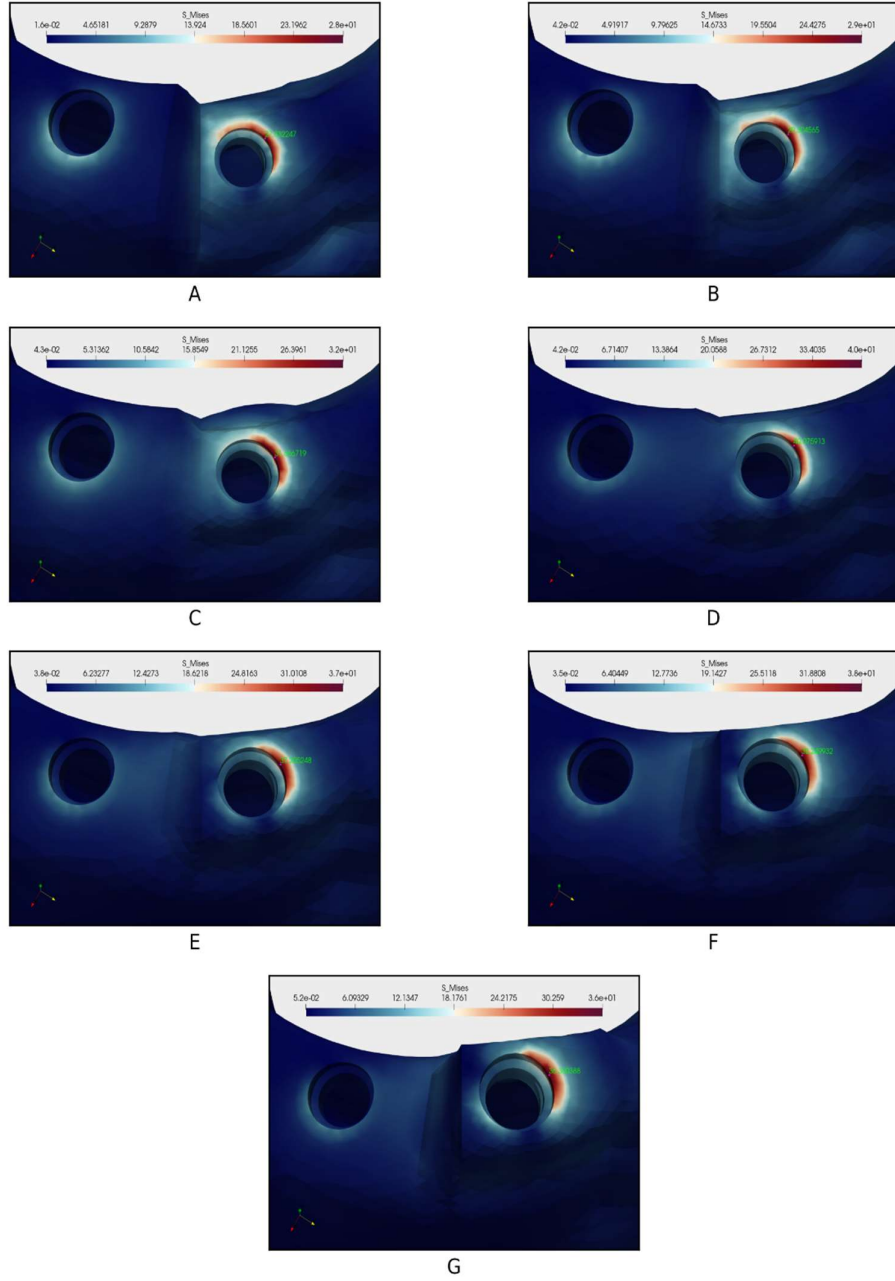
En yüksek von Mises gerilimi bütün çalışma modellerinde sol terminal implantın etrafındaki kortikal kemiğin distal kısmında bulunmuştur. Bütün ana gruplarda en yüksek von Mises gerilimi, D (sol terminal implantın diğer implantlar ile aynı seviyede olan) alt grubunda iken (ortalama 36.5 MPa) sol terminal implant apikale doğru konumlandığında maksimum gerilimin ortalama olarak yüzde yirmi beşe kadar azaldığı görülmüştür. Sol terminal implantların daha koronalde olduğu modellerde, aynı seviyede olan modelle benzer veya daha düşük gerilimler saptanmıştır. Genel olarak sol terminal implantın komşu implanta göre mesafesi arttıkça gerilim artmıştır.



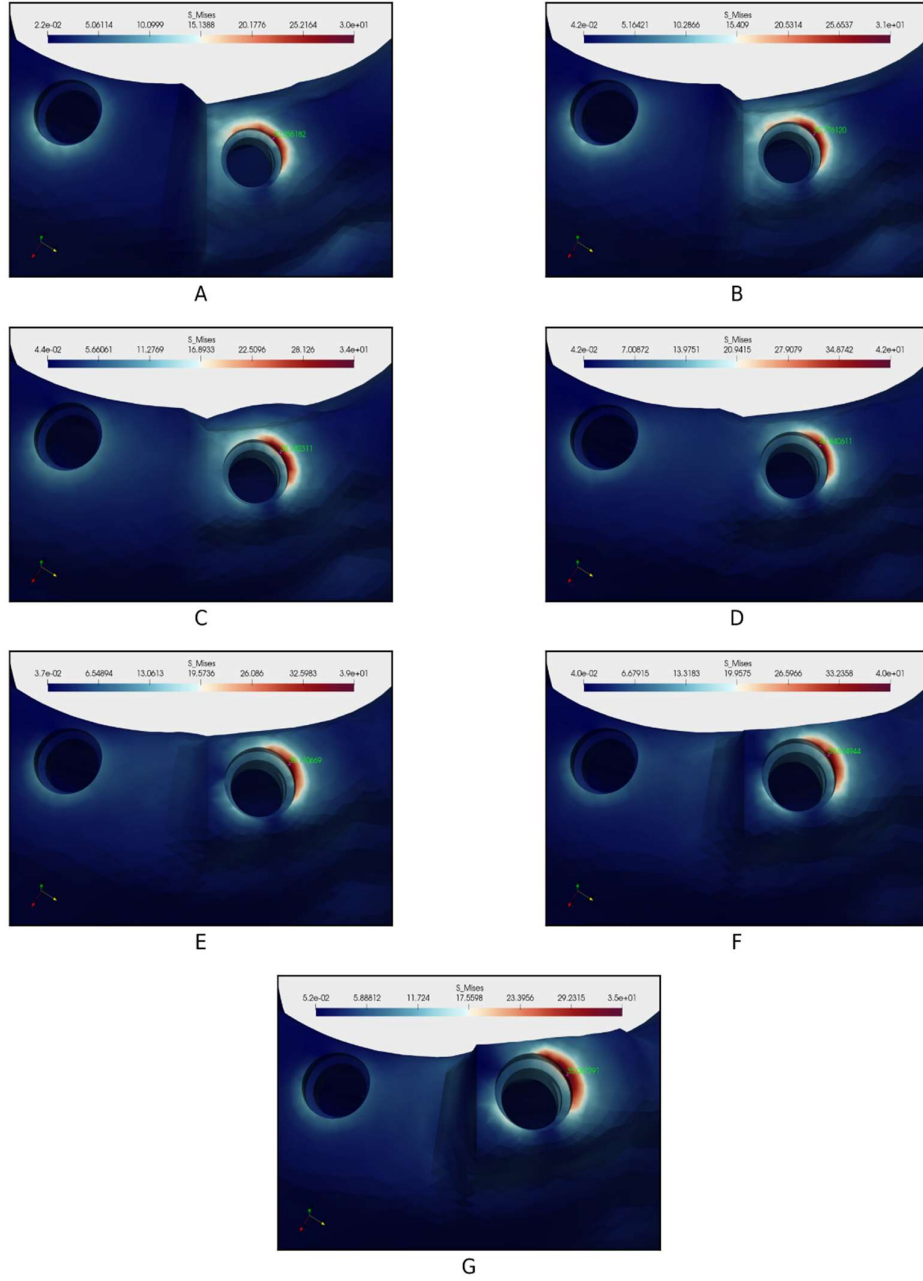
Şekil 4.1. Kortikal kemikte oluşan von Mises gerilimleri. Tüm modellerde sol terminal implantın meziyalindeki implanttan mesafesi 3.8 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



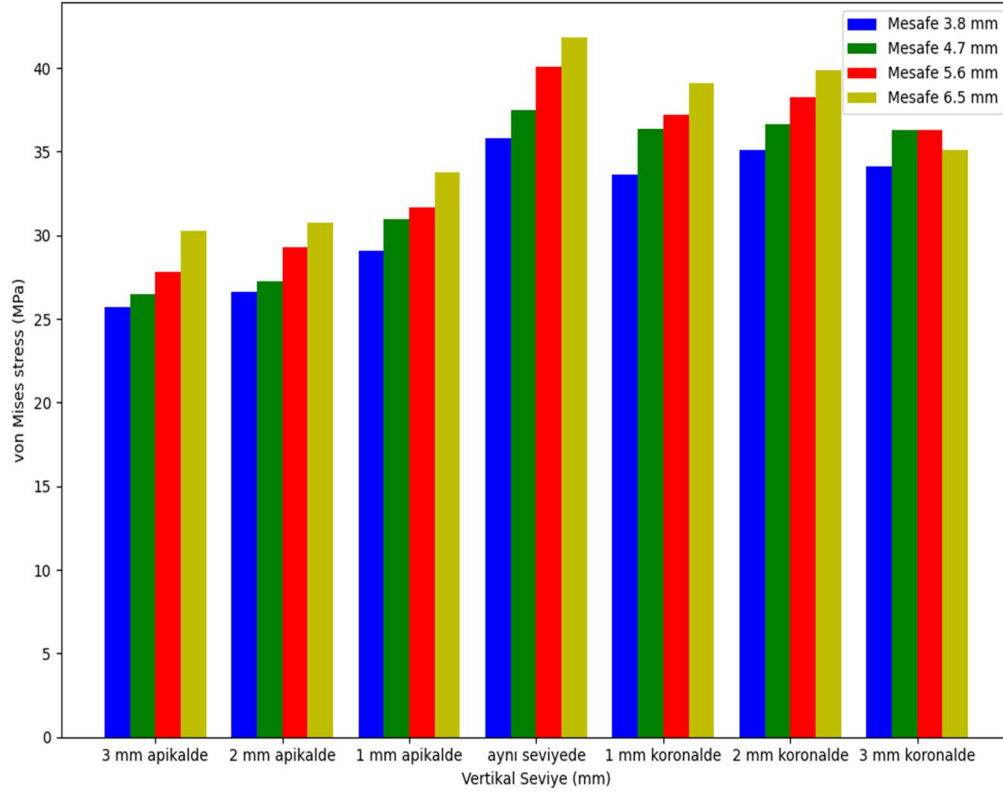
Şekil 4.2. Kortikal kemikte oluşan von Mises gerilimleri. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 4.7 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



Şekil 4.3. Kortikal kemikte oluşan von Mises gerilimleri. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 5.6 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



Şekil 4.4. Kortikal kemikte oluşan von Mises gerilimleri. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 6.5 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.

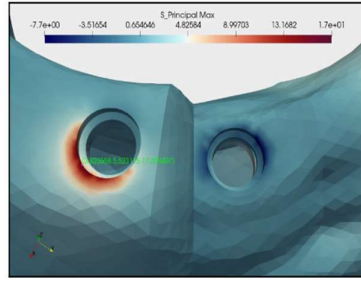


Şekil 4.5. Çalışma modellerinde en yüksek von Mises gerilimleri.

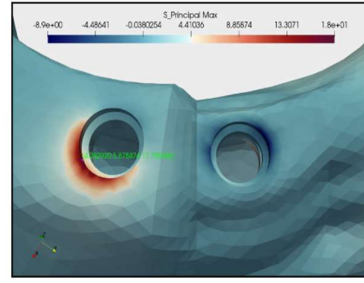
4.2. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Tipi Gerilimler (Maximum Principal Stress)

Dört ana gruptan oluşan toplam 28 model üzerinde sol kantileverin distaline uygulanan yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Çekme Tipi gerilimlerin dağılımı Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8 ve Şekil 4.9 'de gösterilmiştir. Çalışma modellerindeki en yüksek Çekme Tipi Gerilimleri Şekil 4.10 'de gösterilmiştir.

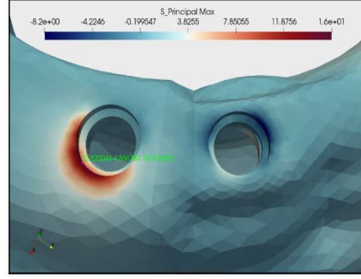
En yüksek çekme tipi gerilim, sol terminal implanta komşu implantın veya terminal implantın etrafındaki kortikal kemiğin mezial kısmında bulunmuştur (maksimum 25.7 MPa). Sol terminal implant koronalde konumlandığında mezial kısmındaki çekme tipi gerilim artmıştır. Ayrıca sol terminal implant, komşu implanttan mesafesi arttıkça da mezial kısmındaki çekme gerilimi artmıştır. Bütün çalışma modellerinde terminal implanta komşu implantın etrafındaki kemikte benzer maksimum çekme gerilim değerleri görülmüştür (ortalama 17 MPa).



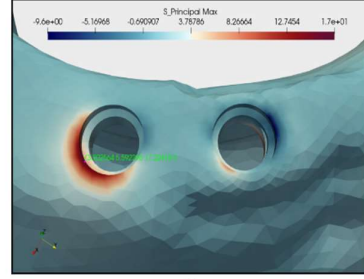
A



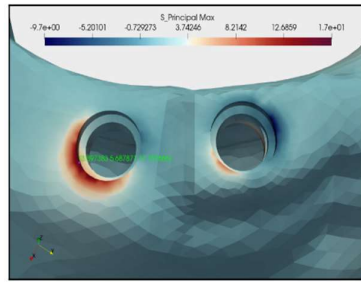
B



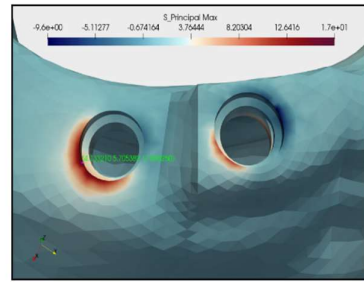
C



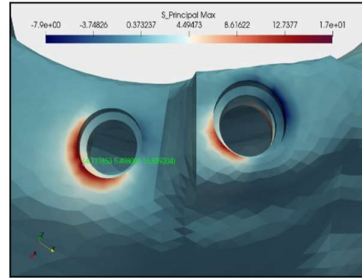
D



E

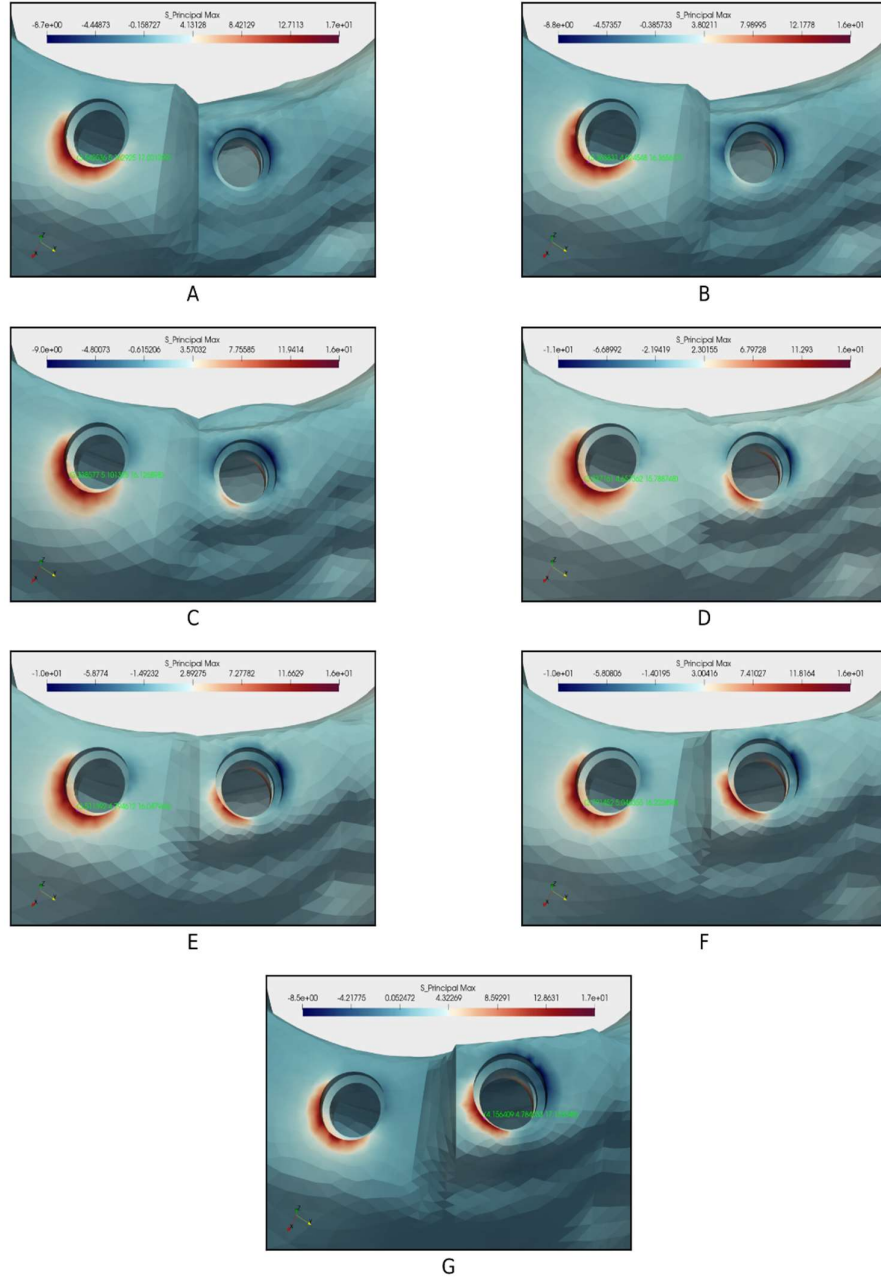


F

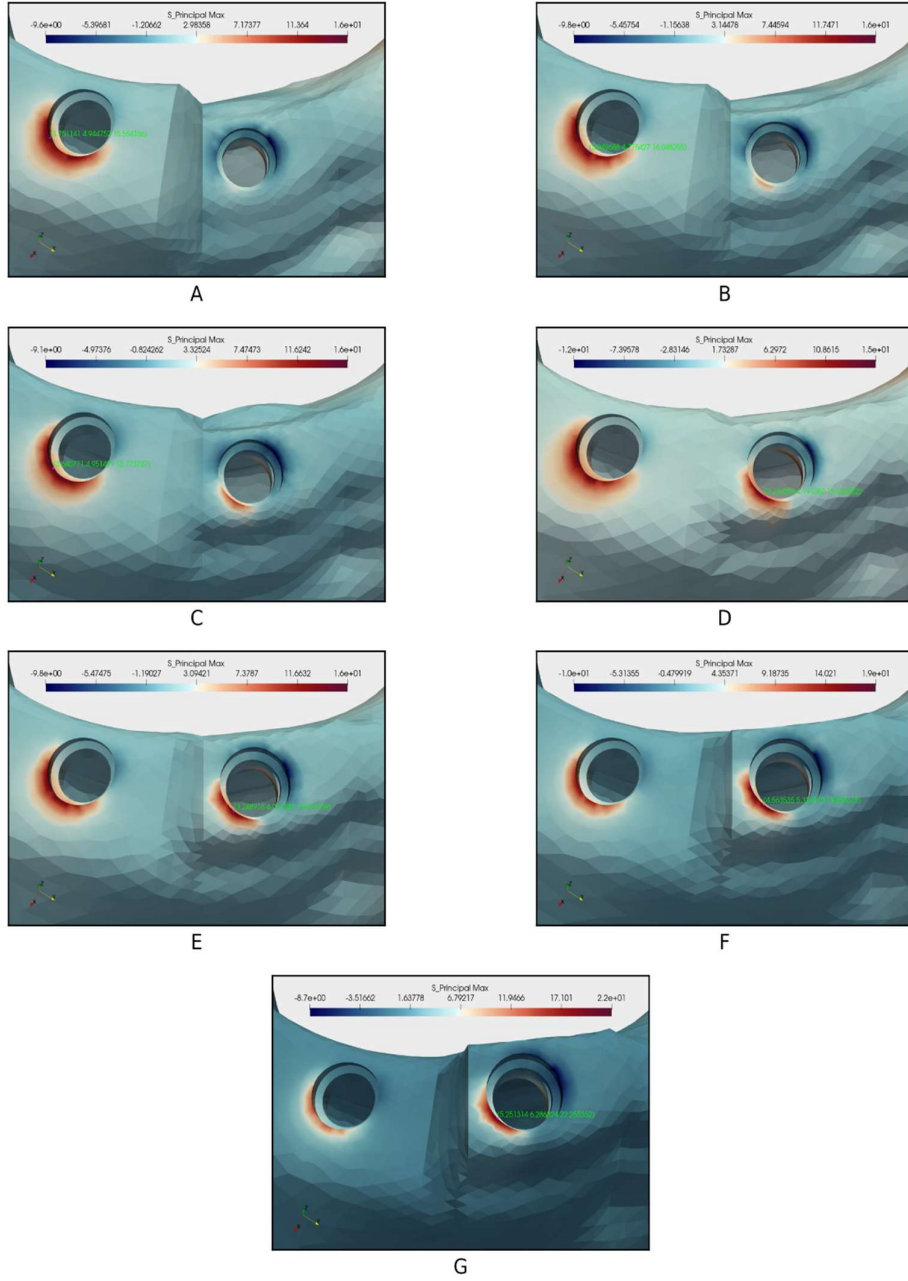


G

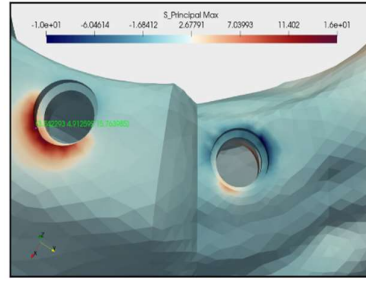
Şekil 4.6. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 3.8 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



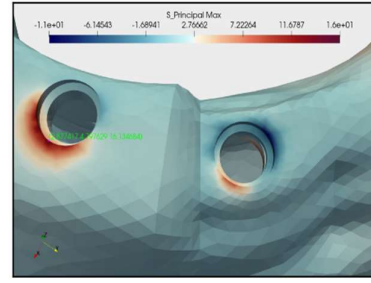
Şekil 4.7. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 4.7 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



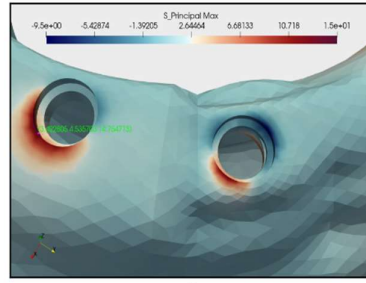
Şekil 4.8. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 5.6 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



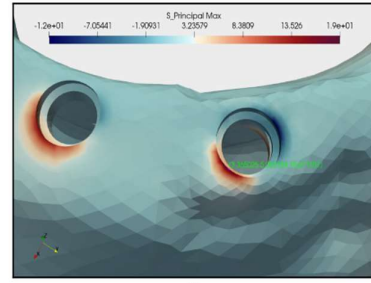
A



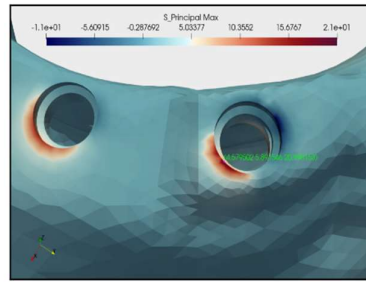
B



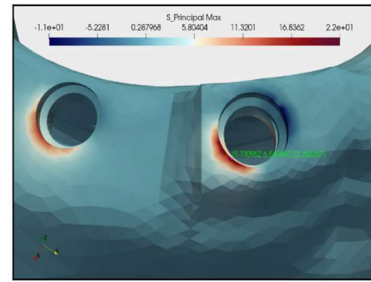
C



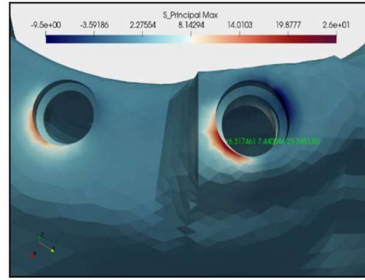
D



E

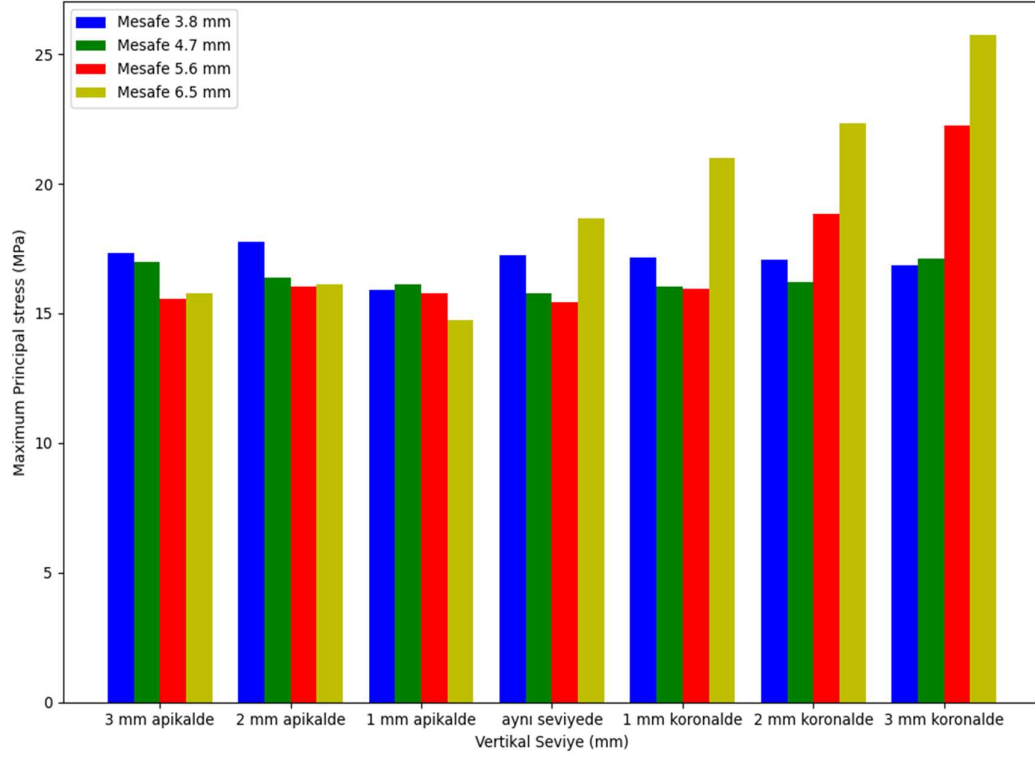


F



G

Şekil 4.9. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 6.5 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.

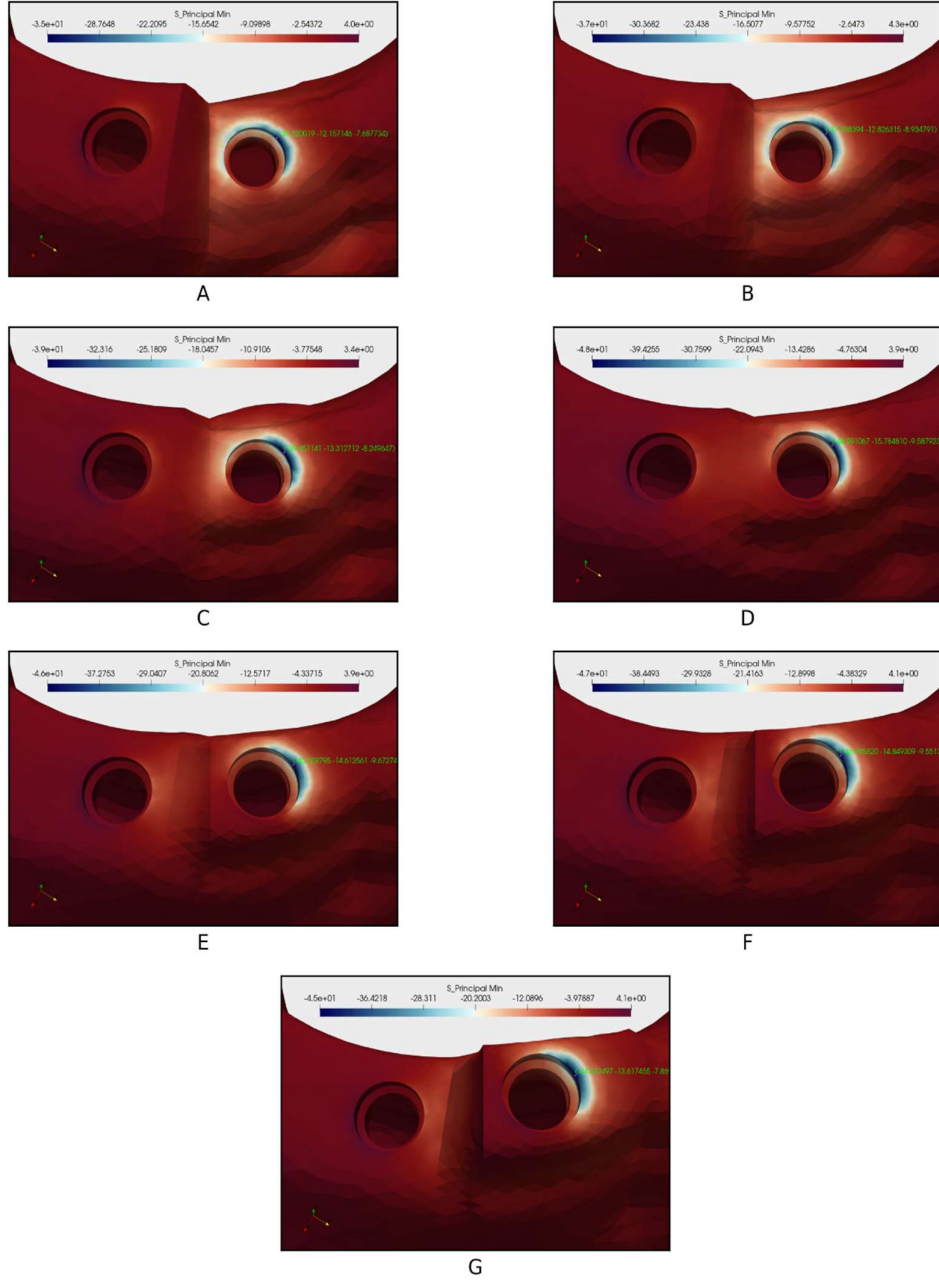


Şekil 4.10 Çalışma modellerinde en yüksek çekme tipi Gerilimler.

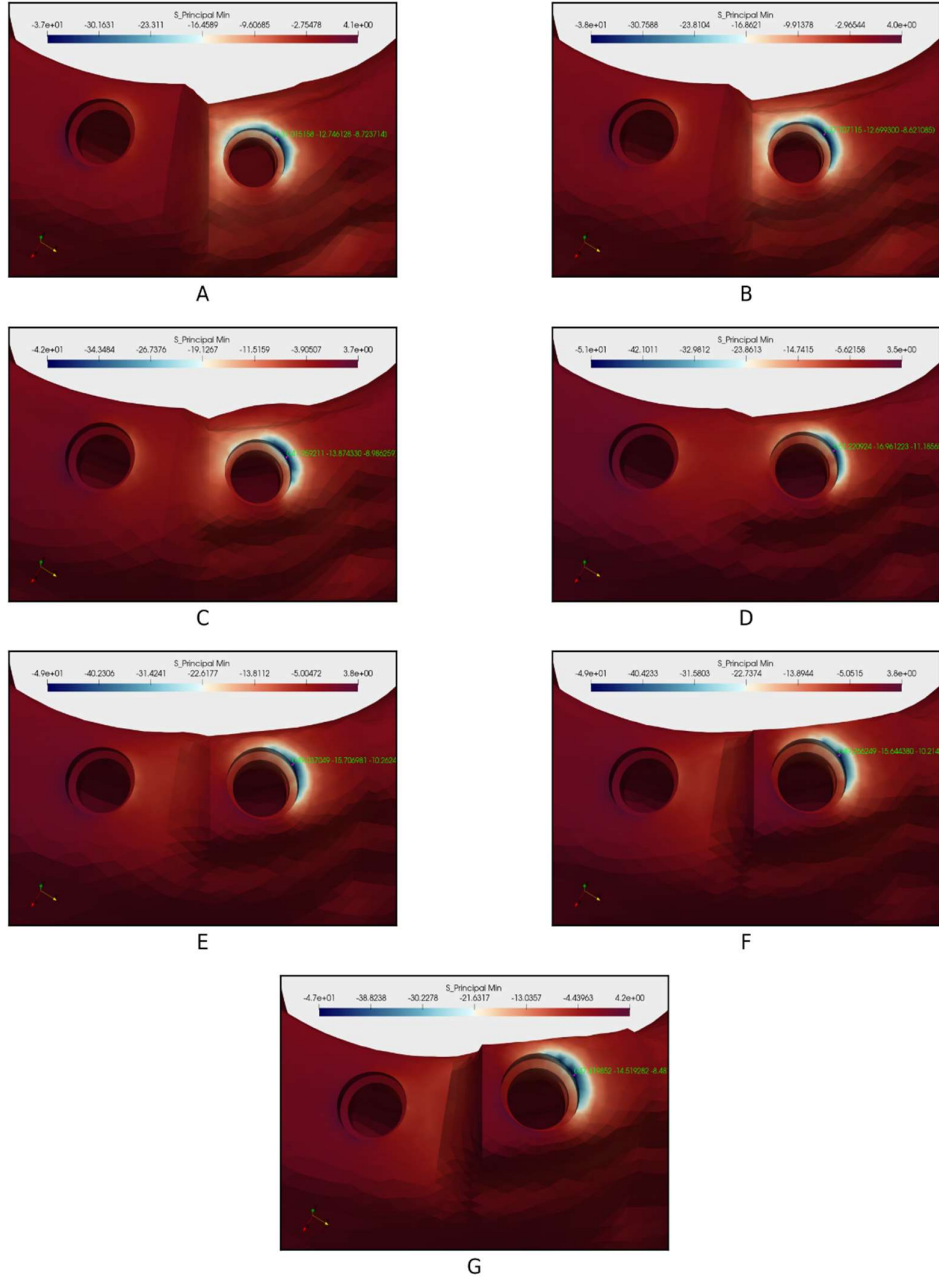
4.3. Kortikal Kemikte Oluşan sıkışma Tipi Gerilimler (Minimum Principal Stress)

Dört ana gruptan oluşan toplam 28 model üzerinde sol kantileverin distaline uygulanan yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma Tipi gerilimlerin dağılımı Şekil 4.11, Şekil 4.12, Şekil 4.13 ve Şekil 4.14 'de gösterilmiştir. Çalışma modellerindeki en yüksek sıkışma Tipi Gerilimleri Şekil 4.15'te gösterilmiştir.

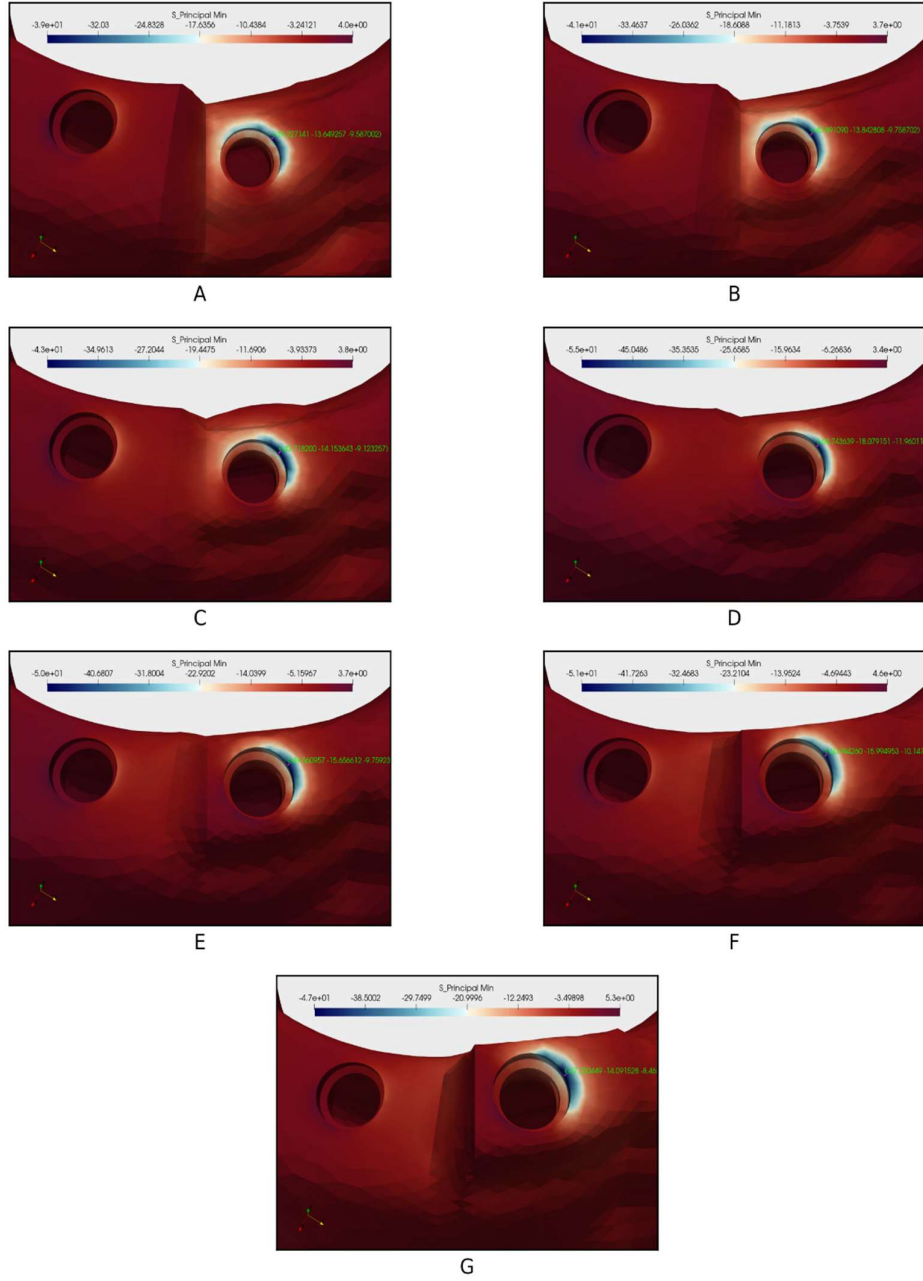
En yüksek sıkışma tipi gerilimi bütün çalışma modellerinde sol terminal implantın etrafındaki kortikal kemiğin distal kısmında bulunmuştur. Bütün ana gruplarda en yüksek sıkışma tipi gerilim, D (sol terminal implantın diğer implantlar ile aynı seviyede olan) alt grubuna iken (ortalama -49 MPa) sol terminal implant apikale doğru gittikçe gerilimin ortalama olarak yüzde yirmi ikiye kadar azaldığı görülmüştür. Sol terminal implantların daha koronalde olduğu modellerde, aynı seviyede olan modellere göre, minimum asal gerilimlerin benzer veya daha düşük olduğu saptanmıştır. Genel olarak sol terminal implantın mezialdeki implanta göre mesafesi arttıkça gerilim artmıştır.



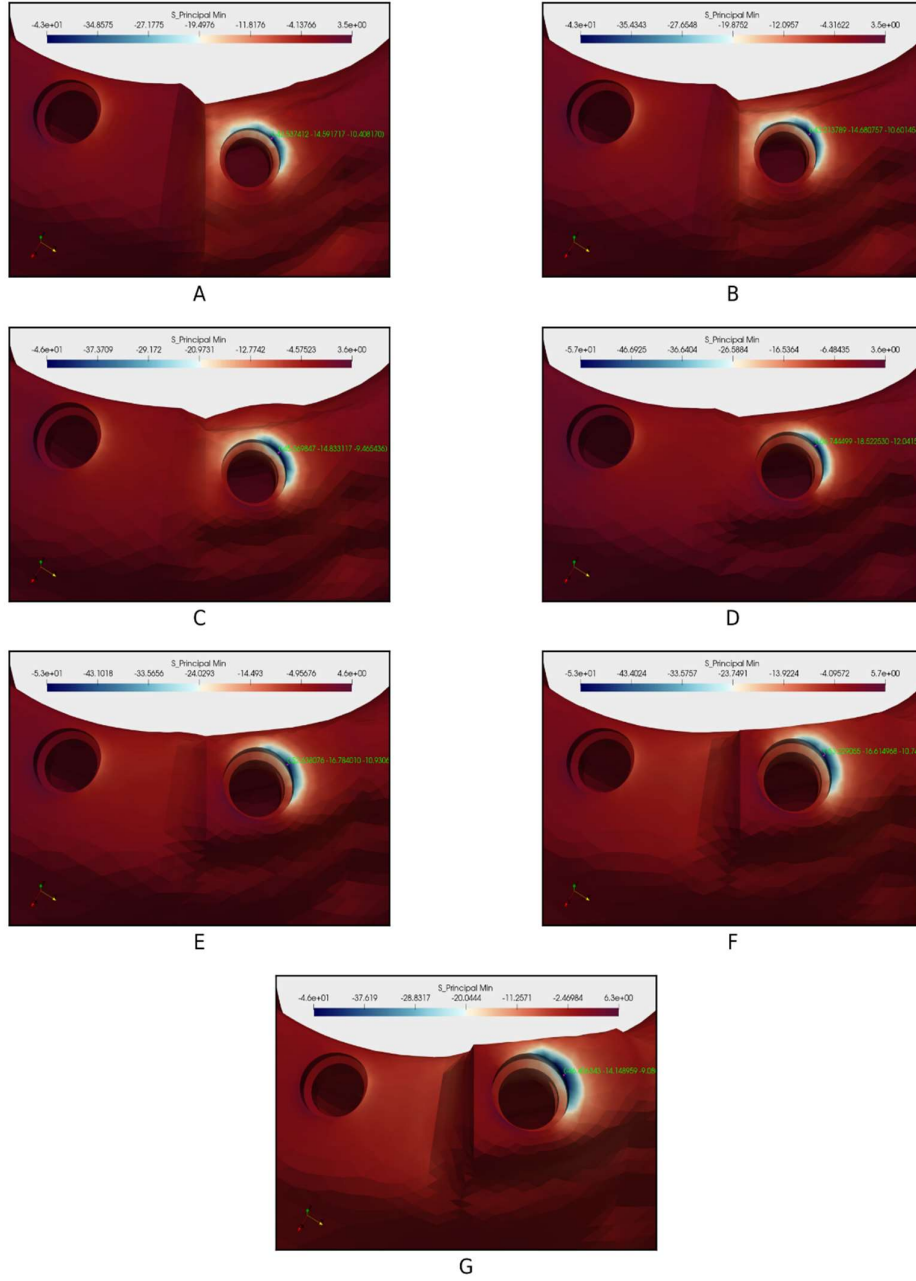
Şekil 4.11. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 3.8 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



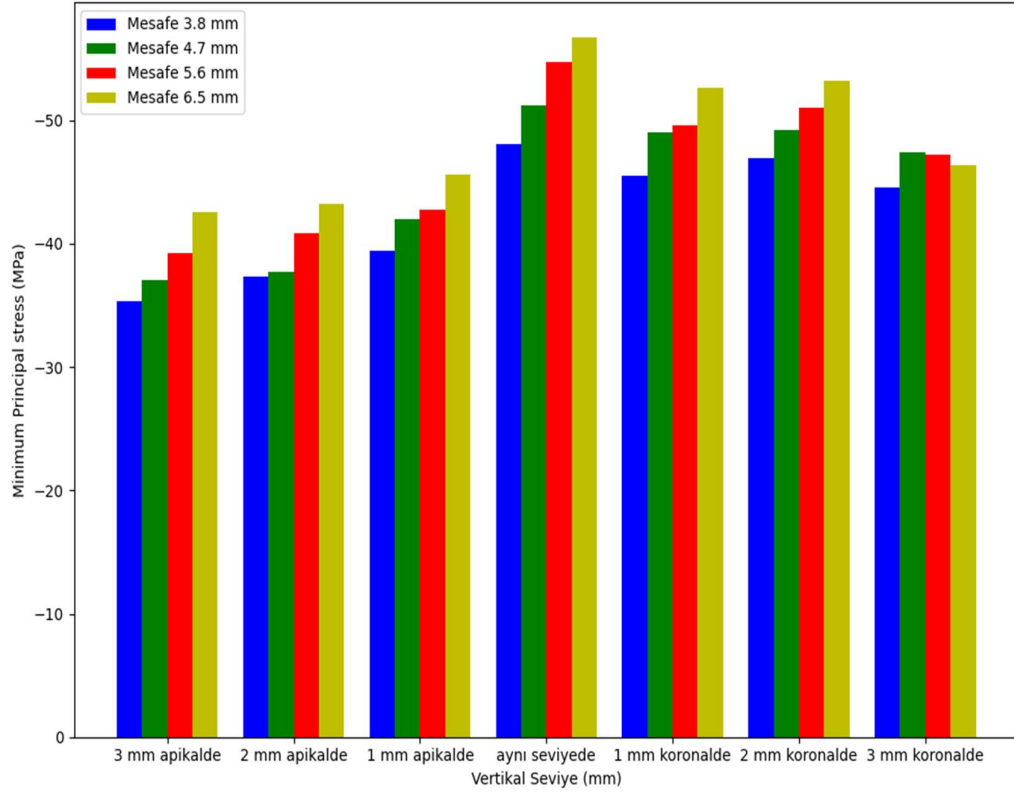
Şekil 4.12. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 4.7 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



Şekil 4.13. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın meziyalindeki implanttan mesafesi 5.6 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



Şekil 4.14. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerilimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 6.5 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.

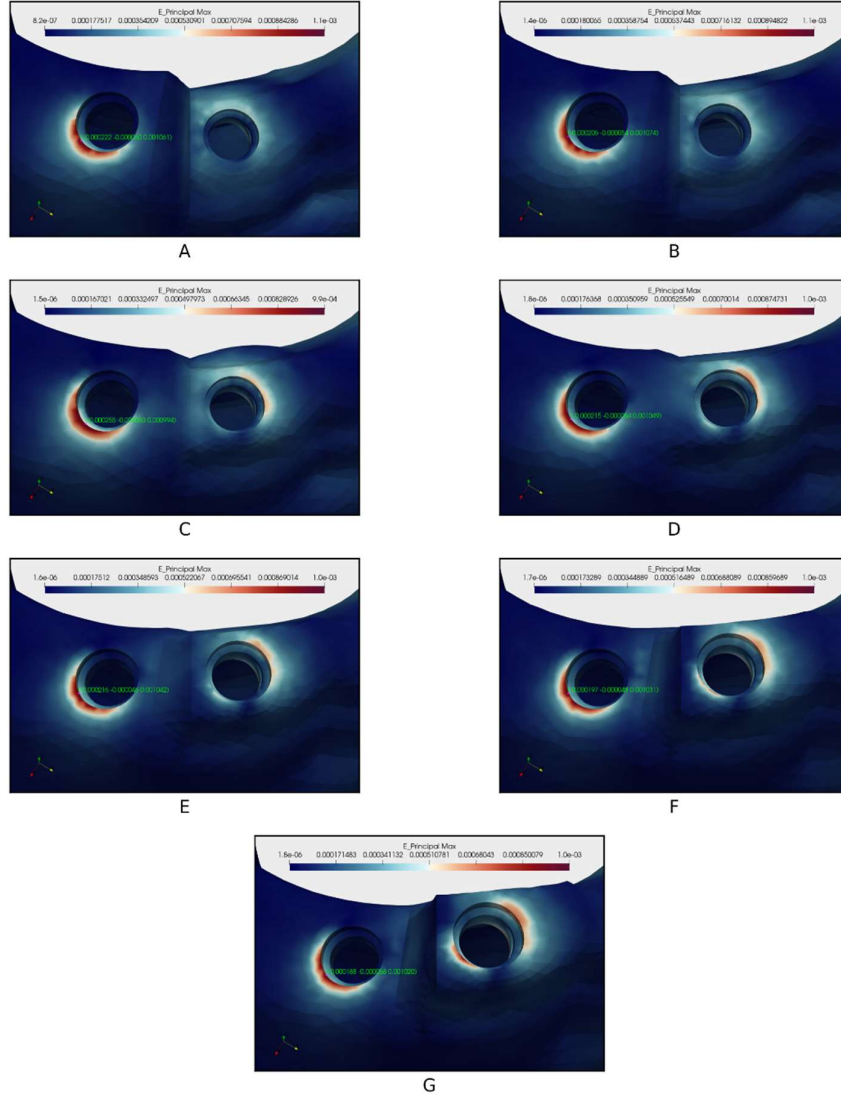


Şekil 4.15. Çalışma modellerinde en yüksek sıkışma tipi Gerilimler.

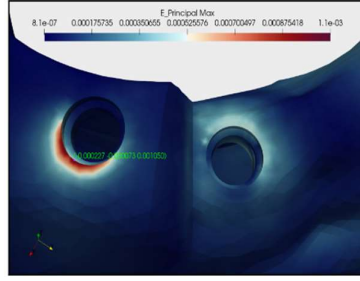
4.4. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Tipi Gerinimler (Maximum Principal Strain)

Dört ana gruptan oluşan toplam 28 model üzerinde sol kantileverin distaline uygulanan yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Çekme Tipi gerinimlerin dağılımı Şekil 4.16, Şekil 4.17, Şekil 4.18 ve Şekil 4.19 'de gösterilmiştir. Çalışma modellerindeki en yüksek Çekme Tipi gerinimler Şekil 4.20 'de gösterilmiştir.

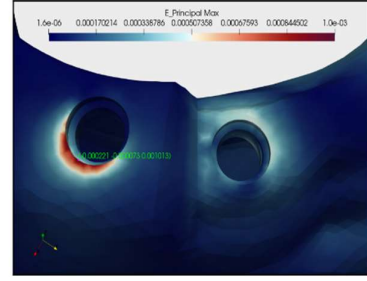
En yüksek çekme tipi gerinimi, genellikle sol terminal implantın veya komşu implantın etrafındaki kortikal kemiğin mezial kısmında bulunmuştur. Sol terminal implanta komşu implantın etrafındaki kemikteki çekme tipi gerinimi modeller arasında benzer değerler gösterirken (ortalama 0.0010) sol terminal implant koronale doğru konumlandıkça ve komşu implanttan mesafesi arttıkça etrafındaki kemikteki çekme tipi gerinimler artmıştır (maksimum 0.001578).



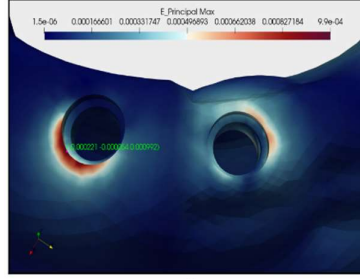
Şekil 4.16. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 3.8 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



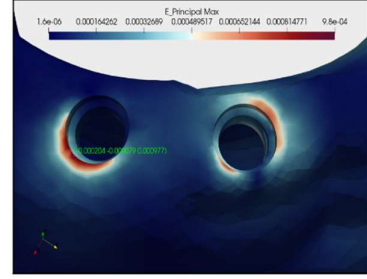
A



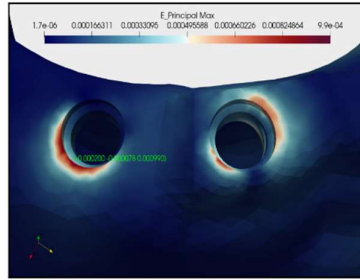
B



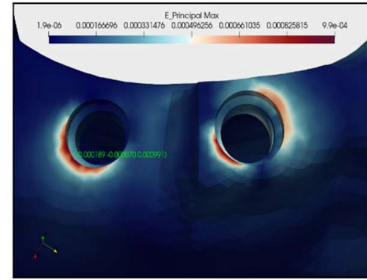
C



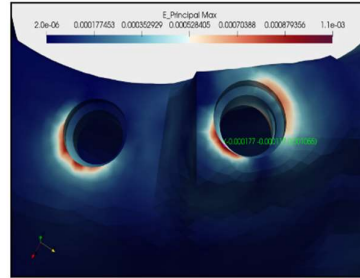
D



E

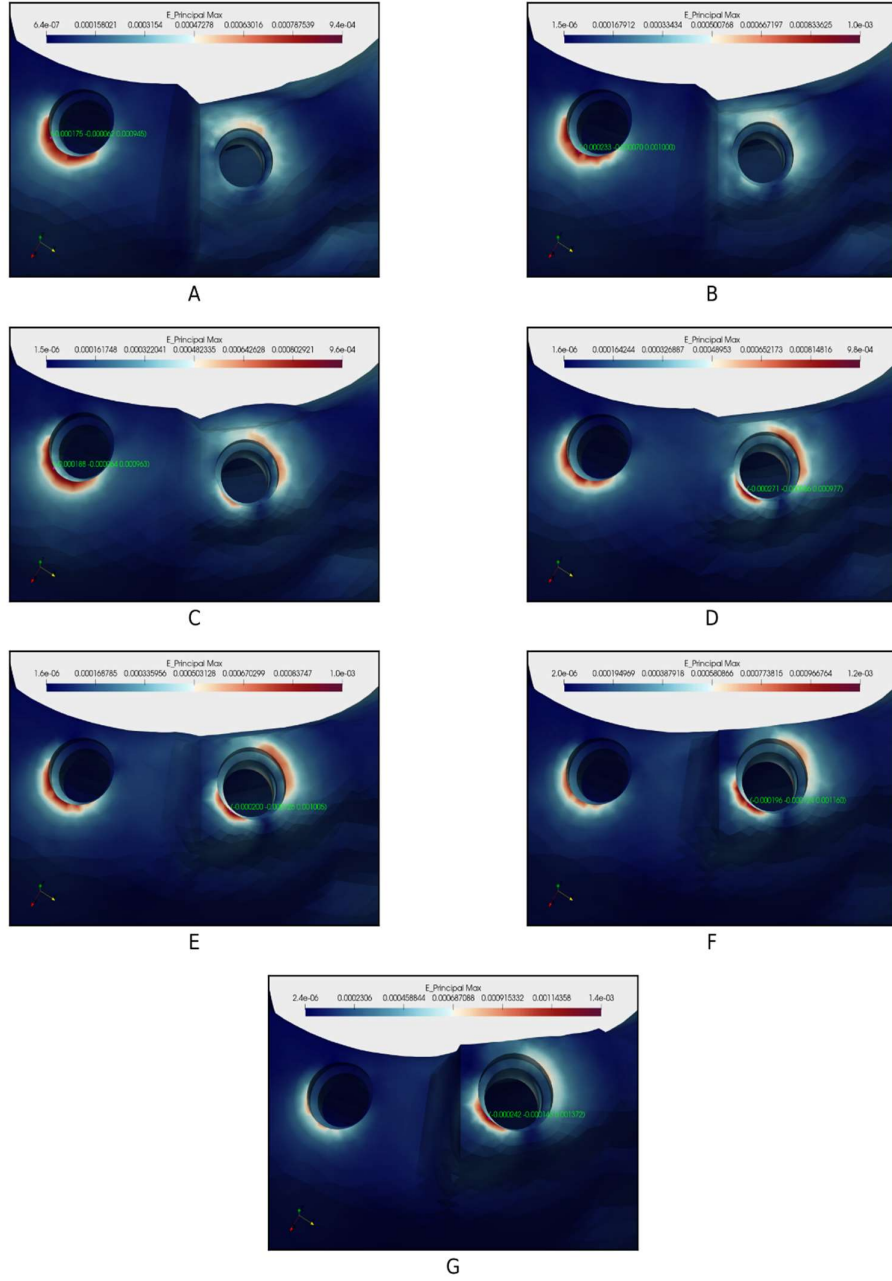


F

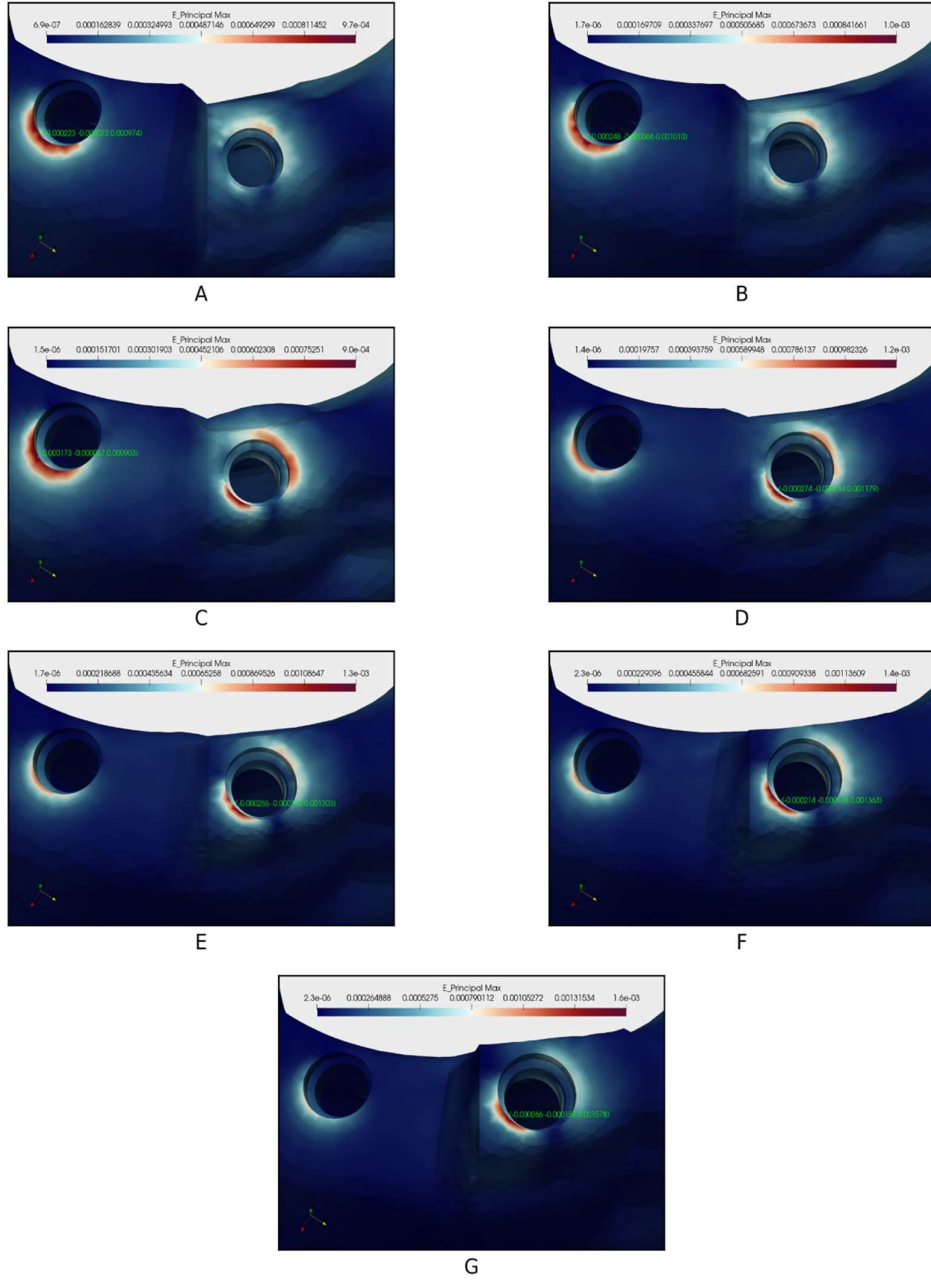


G

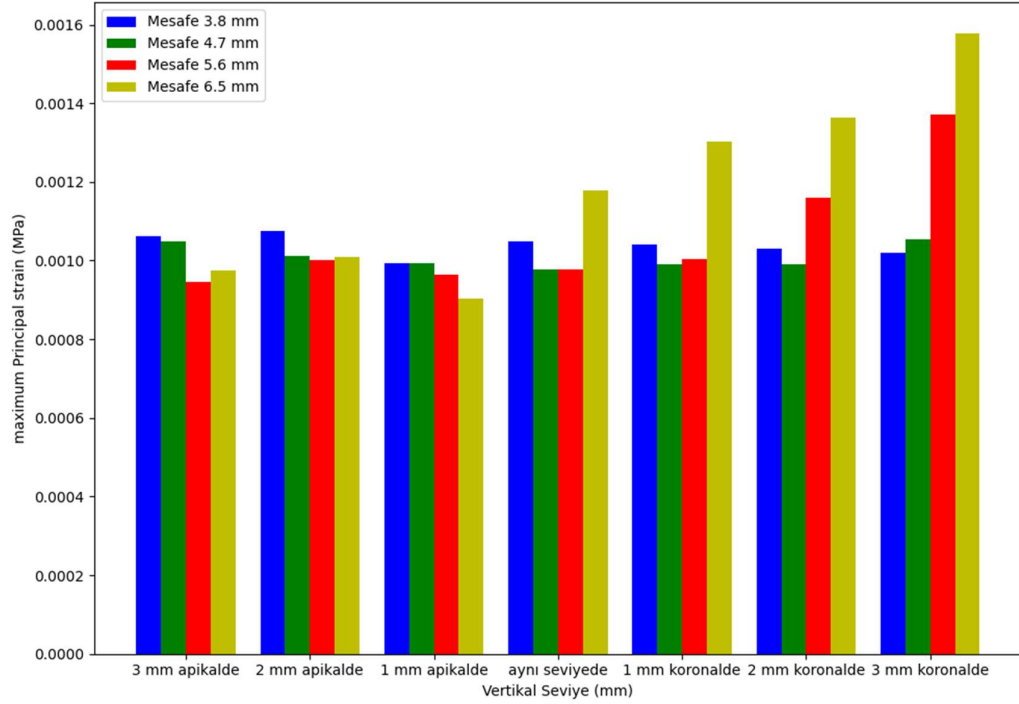
Şekil 4.17. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 4.7 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



Şekil 4.18. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 5.6 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



Şekil 4.19. Kortikal kemikte oluşan çekme tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 6.5 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.

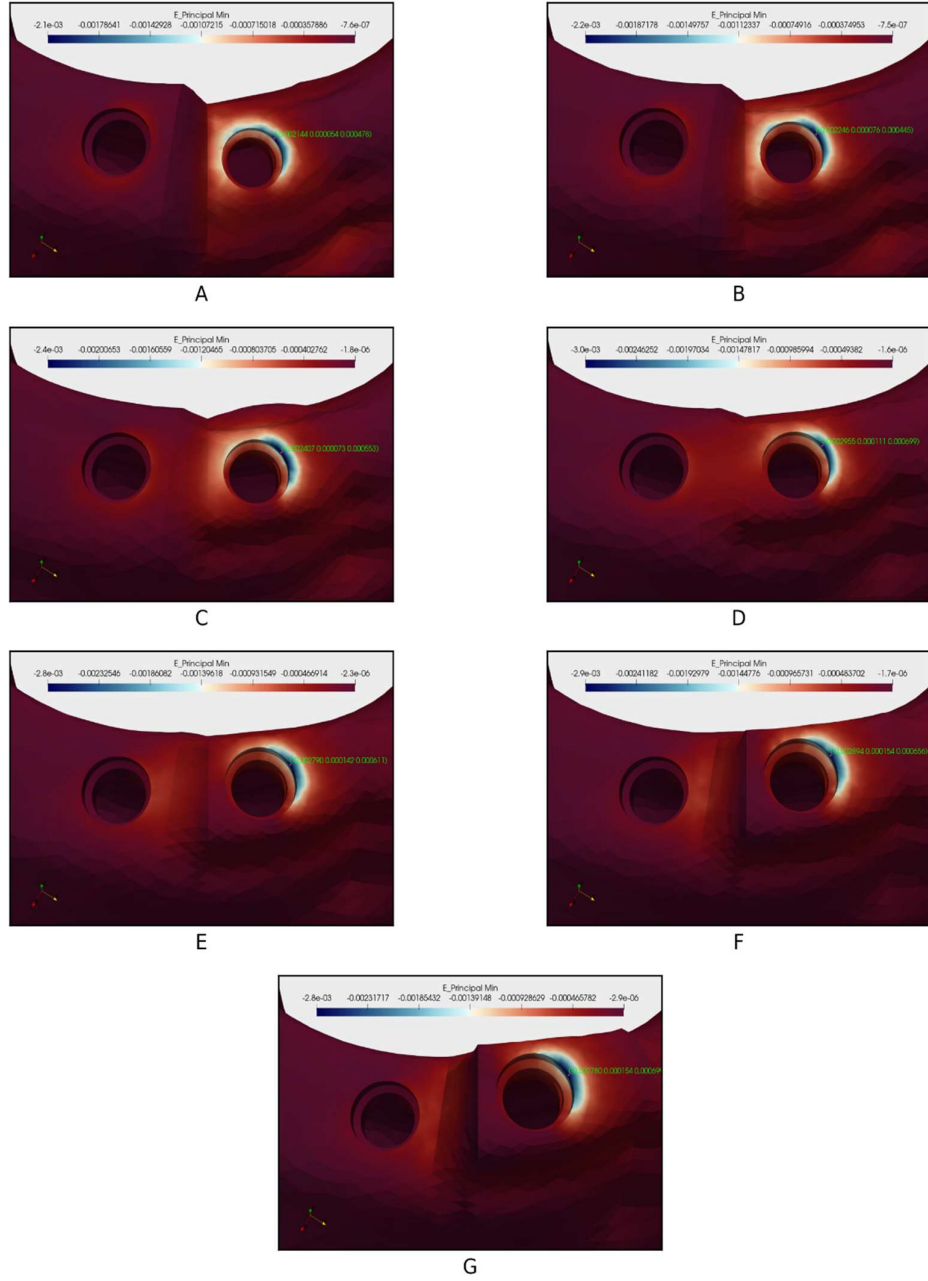


Şekil 4.20. Çalışma modellerinde en yüksek çekme tipi gerinimler.

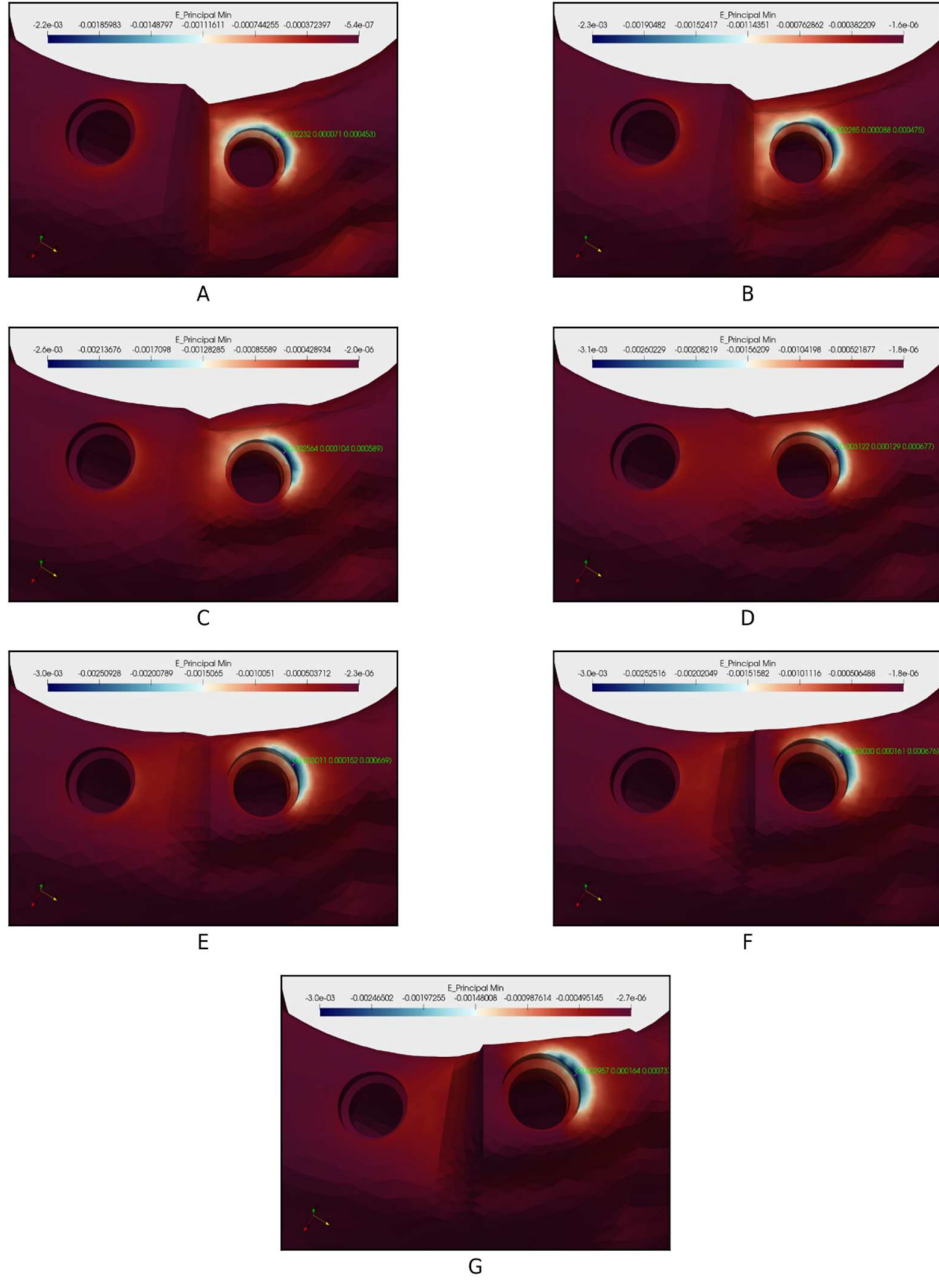
4.5. Kortikal Kemikte Oluşan sıkışma Tipi gerinimler (Minimum Principal Strain)

Dört ana gruptan oluşan toplam 28 model üzerinde sol kantileverin distaline uygulanan yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma Tipi gerinimlerin dağılımı Şekil 4.21, Şekil 4.22, Şekil 4.23 ve Şekil 4.24 'de gösterilmiştir. Çalışma modellerindeki en yüksek Çekme Tipi gerinimler Şekil 4.25 'de gösterilmiştir.

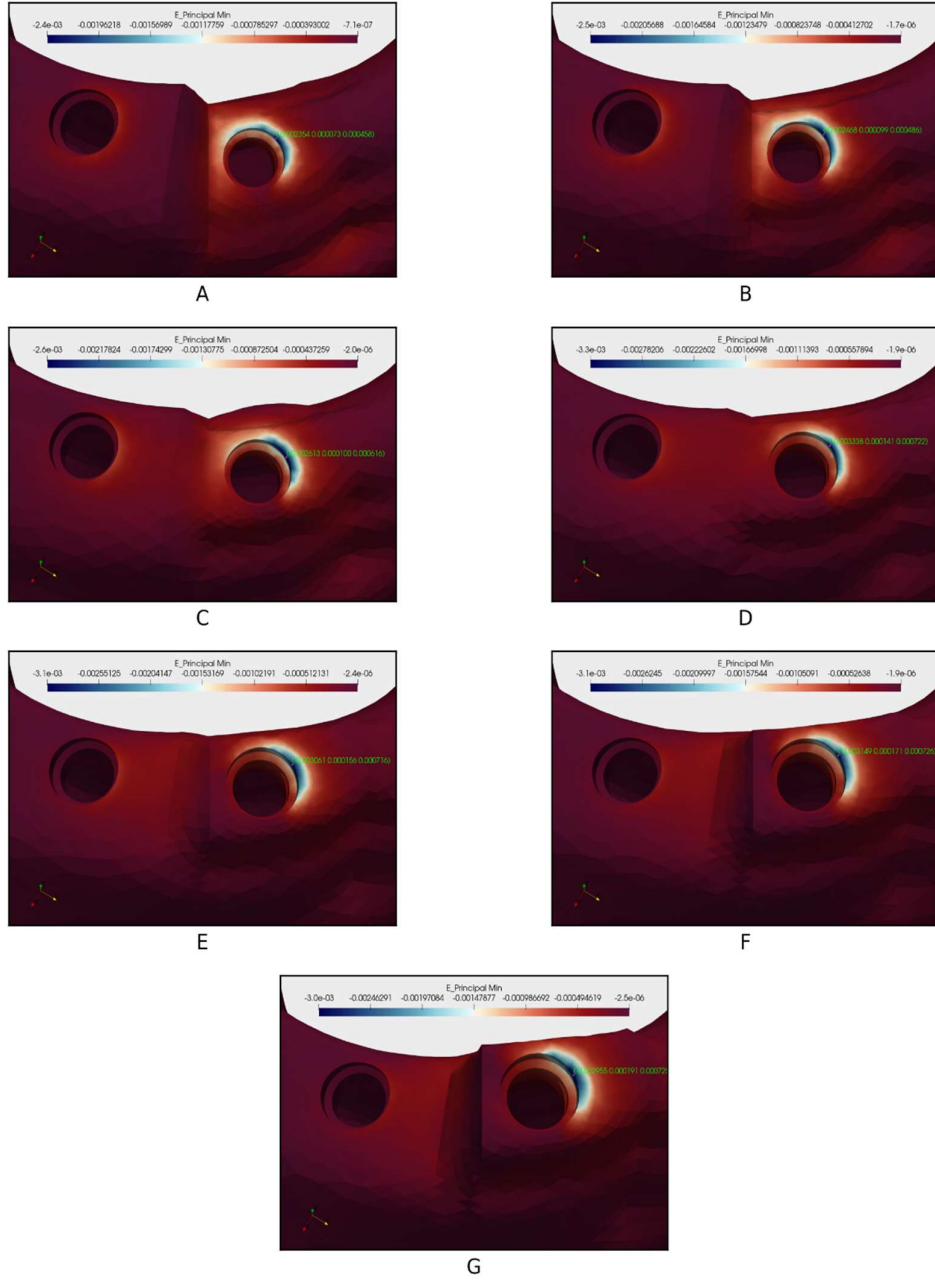
En yüksek sıkışma tipi gerinimi bütün çalışma modellerinde sol terminal implantın etrafındaki kortikal kemiğin distal kısmında bulunmuştur. Bütün ana gruplarda en yüksek sıkışma tipi gerinim, D (sol terminal implantın diğer implantlar ile aynı seviyede olan) alt grubuna iken (ortalama 0.0031) sol terminal implant apikale doğru gittikçe gerinimin ortalama olarak yüzde yirmi üç azaldığı görülmüştür. Sol terminal implantların daha koronalde olduğu modellerde, aynı seviyede olan modelle benzer veya daha düşük maksimum gerinimler saptanmıştır. Genel olarak sol terminal implantın mezialdeki implanta göre mesafesi arttıkça gerinim artmıştır.



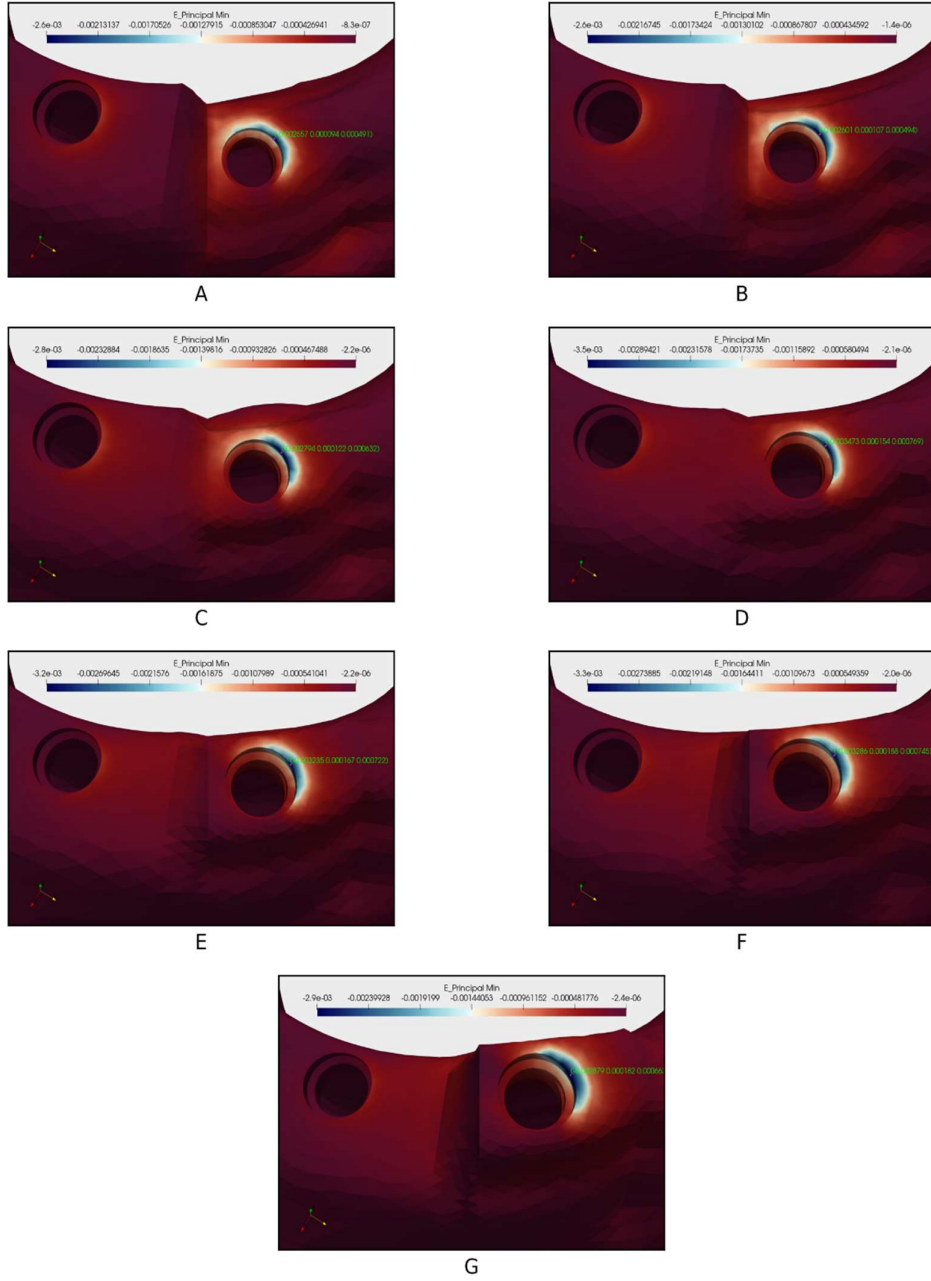
Şekil 4.21. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 3.8 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



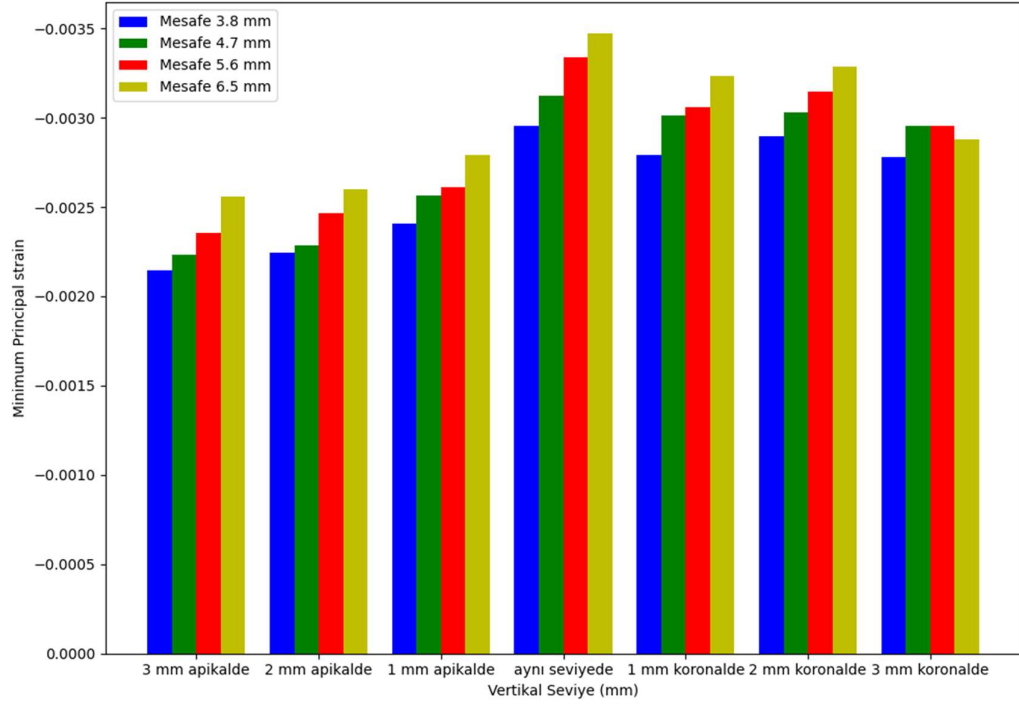
Şekil 4.22. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 4.7 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



Şekil 4.23. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın mezialindeki implanttan mesafesi 5.6 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



Şekil 4.24. Kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi gerinimler. Tüm modellerde sol terminal implantın meziyalindeki implanttan mesafesi 6.5 milimetredir. Modellerin arasındaki değişken sol terminal implantın diğer implantlara göre vertikal seviyesidir. A) 3 mm apikalde. B) 2 mm apikalde. C) 1 mm apikalde. D) aynı seviyede. E) 1 mm koronalde. F) 2 mm koronalde. G) 3 mm koronalde.



Şekil 4.25. Çalışma modellerinde en yüksek sıkışma tipi gerinimler.

5. TARTIŞMA

Tam dişsiz hastalarda implant destekli hareketli protezler, günümüzde hayat kalitesinin artması, daha etkin çiğneme kuvveti ve daha iyi retansiyon ve stabilite gibi birçok faktörden dolayı, geleneksel hareketli protezler yerine tercih edilmektedir. ^(81,82)

Alt çenede implant destekli hareketli protezlerde implant sayısını belirlemek için belirli bir kural yoktur ve bu konu halen tartışılmaktadır. ⁽⁸³⁾ Genellikle bu tedavilerde iki ila beş implant kullanılmaktadır. İmplant destekli hareketli protez planlamalarında implant sayısını belirlerken hastanın ekonomik durumu önemlidir. ⁽⁵⁾

Teoride üç veya dört implant destekli hareketli protezlerde, iki implantta olduğu gibi düz bir hat üzerinde olmak yerine aralarında açısız bir ilişki oluşur. ⁽⁸⁴⁾ Üç implant destekli hareketli protezlerde anteriorda konumlanmış implant, protezin anterior kısmının dokuya doğru gömülmesini engelleyerek indirekt retansiyon sağlayabilir. ⁽⁸⁴⁾ Bu yüzden bazı araştırmacılar üç veya daha fazla implant kullanılmasını önermiştir. ⁽⁸⁵⁾ Buna rağmen bazı araştırmalar ikiden fazla implant kullanımının daha yüksek hasta memnuniyetine sebep olmadığını öne sürmüşlerdir. ⁽⁸³⁾

Retansiyonun dışında implantlara yük uygulanmaması da önemlidir. Doğal dişlerde periodontal ligament oklüzal kuvvetlere karşı kemiği koruyan yastık görevi alır. Ama dental implantlarda periodontal ligament olmadığından yükler direkt etrafındaki kemiğe iletilir. ⁽⁵⁾

İki ve dört implant destekli mandibular hareketli protezleri karşılaştıran Visser ve arkadaşlarının ⁽⁸⁶⁾ yaptığı 5 yıllık prospektif çalışmada, implantlar yüklendikten beş yıl sonra implantların sağ kalım oranı her iki grupta 99% un üzerinde iken ortalama yıllık kemik kaybı iki implant grubunda 0.32 mm ve dört implant grubunda 0.25 mm olarak rapor edilmiştir. Çalışmada hasta memnuniyeti açısından iki grup arasında bir fark saptanmamıştır.

Mandibular implant destekli hareketli protezlerde implant sayısının etkilerini araştıran bir sistematik derleme çalışmasında, iki ve dört implant gruplarında implant sağ kalım oranının 95% ve 100% arasında değiştiği tespit edilmiştir. ⁽⁸⁷⁾

Üst çenenin dişli olduğu durumlarda, alveolar kemiğin 8 milimetreden kısa ve 3.5 milimetreden ince olduğu vakalarında, hassas mukozası olan hastalarda, yüksek kas bağlantıları olduğu hastalarda, sivri mylohyoid çıkıntılar ve artmış oklüzal kuvvet varlığında, iki implant yerine dört implant tercih edilmesi önerilmiştir. ⁽³²⁾ Overdenture tedavilerinde dört implanttan destek alınması distal uzantılı bar tutuculardan yararlanma olanağı sağlar. Ayrıca dört implant kullanılan vakalarda, tamamen implanttan destek alan RP-4 tipi protezler planlanabilir. ⁽⁵⁾ Bizim çalışmamızda distal uzantılı bar tutuculu dört implant destekli tedavi seçeneği modellenmiştir.

Dört implant destekli mandibular overdenture planlamalarında, mental foramenlerin anteriordaki kemik 5 eşit parçaya bölünüp (A-B-C-D-E), implantlar A, B, D ve E pozisyonunda konumlandırılması önerilmektedir. ⁽⁵⁾ Böylece hasta isteği veya implant başarısızlığı sebebi ile bir implant daha yerleştirmek mümkün olur. ⁽⁸⁸⁾

Kemiğin elverişsiz olduğu durumlar veya başarısız bir implantın yerine yeni bir implant yerleştirildiği durumlarda implantlar ideal pozisyonunda yerleştirilmeyebilirler. Bunu göz önünde bulundurarak, bizim çalışmamızda da mental foramenler arasındaki kemik beş eşit parçaya (A-B-C-D-E) bölünerek implantlar A, B, D ve E pozisyonlarına yerleştirildikten sonra terminal implantın komşu implantlardan farklı mesafelerinin kemikteki gerilim ve gerinimler üzerindeki etkisini değerlendirmek amacı ile, komşu implant, ideal pozisyonundan 1, 2 ve 3 milimetre meziale taşınarak da modellenmiştir. Sonuç olarak terminal implant ve komşu implantı arasındaki mesafe 3.8, 4.7, 5.6 ve 6.5 mm olmak üzere dört konfigürasyon oluşturulmuştur.

Dört implant destekli, teleskopik tutuculu mandibular hareketli protezlerde implant pozisyonunun implantlar etrafında oluşturduğu gerinim üzerindeki etkisini araştıran bir çalışmada üç ayrı akrilik çene modeli içine, birinci molar ve kanin bölgelerinde, kanin ve ikinci premolar bölgelerinde ve birinci premolar ve lateral diş bölgelerinde yerleştirilen implantlarda strain gauge yöntemi ile proteze 50 N yük uygulanarak gerinimler ölçülmüştür. Gruplar arasındaki en yüksek gerinimler, implantların ikinci premolar ve kanin bölgelerinde olduğu modelde ve en düşük gerinimler implantların molar ve kanin bölgesinde olduğu modellerde izlenmiştir. ⁽⁸⁹⁾

Yukarıdaki çalışmada, bizim çalışmadan farklı olarak terminal implant ve komşu implantın arasındaki mesafe artınca gerilimlerin azaldığı görülmüştür. Bunun sebebi bu çalışmalarda mesafe artışı distal implantların daha distale taşınarak elde edilmesinde olabilir. Bu durumda implantlar arasındaki anterior-posterior mesafe artacağından gerilimlerde azalma beklenebilir.

Mandibular implant destekli hareketli protezlerde, implant sayısı ve pozisyonunun, kemikteki gerilim üzerindeki etkilerini araştıran bir üç boyutlu sonlu eleman analizinde unilateral olarak birinci molar dişine 100 N vertikal kuvvet uygulandığı zaman, dört implant destekli gruplarda implantlar premolar ve kanin dişleri pozisyonlarında yerleştirildiğinde, kortikal kemikteki maksimum von Mises gerilimi 131.23 Mpa iken premolar ve lateral dişleri pozisyonunda yerleştirilen implantlarda bu değer 75.273 Mpa olarak hesaplanmıştır. ⁽⁸⁰⁾

Atrofik çenelere sahip tam dişsiz hastalarda başka bir tedavi seçeneği de distal implantların açılı yerleştirildiği, 4 implant üzeri sabit tedavidir (All-on-4). Üst çenede bu tedavi seçeneğini 4 implant üzeri hareketli protezler ile karşılaştıran bir çalışmada, iki yıl fonksiyondan sonra her iki tedavi seçeneğinde benzer hayat kalitesi skoru ve marjinal kemik kaybı miktarı rapor edilmiştir. Bununla birlikte 4 implant üzeri hareketli protez seçeneğinde temizliğin daha kolay olduğu ama ağrının daha fazla olduğu bulunmuştur. ⁽⁹⁰⁾

İmplant destekli hareketli protez tedavilerinde implantların aynı oklüzal seviyede olmaları tercih edilir. ⁽⁵⁾ Ama dişlerin çekilme sıraları ve bununla oluşan kemik düzensizlikleri ve kemikteki defektler gibi faktörlerden dolayı bu her zaman mümkün olmayabilir.

RP-5 tipi protezi olan iki implant tedavi seçeneklerinde, implantlar aynı vertikal seviyede olmadığında protez yüksek olan implantın üstünde rotasyon yapabileceği ve implantın üzerindeki gerilim artacağından implant başarısızlığına sebep olabileceği bildirilmiştir. ⁽⁵⁾

1 ve 3 milimetrelilik vertikal seviye farkı ile yerleştirilen iki implant destekli overdenture protezlerin implant ve çevre dokulardaki etkilerinin 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile inceleyen bir çalışmada, 1 mm seviye farkı olan modelde

en yüksek stres değerleri görülmüştür. 3 mm seviye farkı olan modelde ise aynı seviyede olan modelden daha düşük stres değerlerini rapor edilmiştir. ⁽⁹¹⁾

Farklı kemik yüksekliklerinde yerleştirilen 2 implant üzeri hareketli protezlerde stresleri üç boyutlu sonlu eleman analizi ile değerlendiren başka bir çalışmada da seviye farkı olduğu ve olmadığı durumlarda benzer stresler oluştuğunu bildirmiştir. ⁽⁹²⁾

Bizim çalışmada ise, dört implant destekli hareketli protezlerde, terminal implanttaki vertikal seviye ve mesafe farkının implant çevresindeki kemikte oluşan gerilimler üzerindeki etkisi araştırmaktır. Literatürde, daha önce dört implant destekli hareketli protezlerde implant vertikal seviye farkının etkilerini araştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bizim çalışmanın yukarıdaki çalışmalardan bir diğer farkı ise planlanan protezin RP-4 tip protez olması ve yumuşak dokudan destek almamasıdır.

Bar tutuculu implantlarda, kemiğin şekli implantların aynı seviyede yerleştirmelerine izin vermediği durumlarda laboratuvar teknisyeni barı menteşe eksenine paralel olması için modifiye edebilir. ⁽⁵¹⁾ Bizim  alışmamızda da her model için abutment boyları barın oklüzal düzleme paralel olmasını sağlayacak şekilde seçilmiştir.

Bar tutuculu implant destekli hareketli protezlerde oluşan gerilimlerde bir diğer önemli faktör, distal kantilever uzunluğudur. Distal kantilever uzunluğunu belirlerken implantlar arasındaki anterior-posterior mesafesi oldukça önemlidir. İdeal şartlarda ve düşük yükler varlığında distal kantilever anterior-posterior mesafenin 1,5 katı kadar olabilir. Daha fazla çiğneme kuvvetleri ve yüksek protezler varlığında daha kısa kantileverler planlanmalıdır. ⁽⁵⁾ Bizim  alışmamızda implantların konumu göz önünde alınarak 8 mm'lik distal kantileverler içeren bar modelleri oluşturulmuştur.

Sonlu eleman analizi biyomekanik analizlerde önemli bir araçtır. Mekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerinde etkisini invaziv olmayan bir şekilde değerlendirme olanağı sağlar. ⁽⁹³⁾ İstenen kesitlerde yapıları inceleme olanağı sağlayan bu yöntem, kolaylıkla tekrarlanabilir ve diğer biyomekanik analiz yöntemlerine göre daha az zaman gerektirir. ⁽⁹⁴⁾ Bu metot implant diş hekimliğinde birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır. ^(56,91,92)

Dental implantların mekanik davranışlarının simülasyonundaki temel zorluk, insan kemik dokusunun kuvvetlere karşı cevabının modellenmesindedir. Bunun mümkün olması için bazı varsayımlarda bulunmamız gerekir. Kemiğin mekanik özellikleri ve implant sistemi ile etkileşiminin karmaşık olmasından dolayı araştırmacılar bazı basitleştirmeler yapmak zorundadırlar. Bu varsayımların bazıları sonlu eleman analizinin doğruluğunu oldukça etkiler. ⁽⁷³⁾

Sonlu eleman analizinin karmaşık geometri ve materyalden oluşan sistemlerin incelenebilmesi, bu sistemlerin rahatlıkla modifiye edilebilmesi ve birçok alternatifin araştırılabilmesi gibi avantajları vardır. Modelleme işleminin varsayımlarının subjektif olması ve analiz sonucunun doğruluğunun bir garantisi olmaması gibi bazı kısıtlamalar da vardır ve elde edilen sonuçlar diğer yöntemler ile doğrulanması gerekir. ⁽⁷³⁾ Buna rağmen implant biyomekaniğinin değerlendirilmesinde kullanılan sonlu eleman analizlerinde sonuçların in-vitro çalışmalarda elde edilen sonuçlara yakın olduğu bildirilmiştir. ⁽⁹⁵⁾ Bizim çalışmamızda da üç boyutlu sonlu eleman analizi metodunda yararlanmıştır.

Sonlu eleman analizlerinde modelleme aşaması çok önemlidir. Dental implant biyomekaniği ile ilgili çalışmalarda modellemenin en zor kısmı canlı yapıların detaylı özelliklerinin modellenmesidir. ⁽⁷⁴⁾

Detaylı çalışmalarda özellikle tomografik tarama verilerinden elde edilenlerde, kemik oldukça gerçekçi bir şekilde modellenebilir, ama bu geometrik detay artışı daha fazla çalışma ve hesaplama süresi gerektirir. Yapılan çalışmanın kapsamına göre kortikal tabaka birkaç milimetre olarak modellenebilir veya tamamen göz ardı edilebilir. Çenelerin spesifik bir bölgesi araştırılıyorsa tüm çenenin modelini oluşturmaya gerek yoktur. ⁽⁷⁴⁾ Teixeira ve arkadaşları ⁽⁹⁶⁾ üç boyutlu mandibula modellerinin implanttan 4.2 mm'den daha fazla mezial veya disatale doğru modellenmesinin sonlu eleman analizinin doğruluğunda anlamlı etkisinin olmadığı sonucuna varmışlar. Genellikle sonlu eleman analizlerinde alt çene anterior bölgede kortikal kemik kalınlığı ortalama 2 mm olarak kabul edilir. ⁽⁹⁷⁾

Bizim çalışmamızda alt çene kemiğinin morfolojisi ile ilgili bir çalışma ⁽⁷⁸⁾ kullanılarak dişsiz alt çenenin, üçüncü büyük azı dişinin anteriorunda kalan bölümünü

içercek şekilde, uygun boyutlarda ve kortikal kemik kalınlığı ortalama 2 mm olacak şekilde modellenmiştir.

Bazı sonlu eleman analizlerinde implant basit bir silindir olarak modellenmesine rağmen implant yiv biçimi oluşan gerilimlerde etkili olabildiği rapor edilmiştir. ⁽⁹⁸⁾ sonlu eleman analizlerinde implant ve abutment arasındaki ilişkiyi simüle edilebilmesine rağmen abutmentdaki gerilim ve gerinimlerin araştırma konusuna dahil olmadığı çalışmalarda modelleme ve hesaplamayı basitleştirmek amacı ile bu parçalar birleşik şekilde modellenebilmektedir. ^(99,100,101)

Bizim çalışmamızda ilgi alanında olmadığı için bar, implant ve abutment arasındaki kontakt simüle edilmemiştir ve birbirine birleşik şekilde modellenmiştir.

Sonlu eleman analizlerinde modeller ile ilgili yükler, sabitlenmiş bölgeler ve yüzeyler arasındaki ilişkiler sınır koşulları olarak bilinmektedir. Doğru sonuçlar elde edebilmek için uygun sınır koşulları belirlemek gereklidir. Mandibula ile ilgili sonlu eleman analizlerinde, kemiğin uygulanan yüklere karşı koyabilmesi için genellikle sınır koşulları olarak sabit sınırlar tanımlanır. ⁽⁷³⁾ Mandibulanın alt sınırı tamamen sabitlenirse esnemesine engel olur ve bu durum sonuçları etkileyebilir. Bu nedenle genellikle sabit sınırlar modelin en posterior kısmı veya kondillerde tanımlanırlar. Bizim çalışmamızda da modelin en posterior kısmı tamamen sabitlenmiştir.

İmplant destekli hareketli protez kullanan hastalarda ortalama çiğneme kuvvetleri posterior bölgede 100 N olduğu rapor edilmiştir. ^(102,103) İmplant ve protetik yapılara posteriordan 100 N statik baskı kuvvetinin uygulandığı çalışmalar bulunmaktadır. ⁽¹⁰⁴⁾

Dört implant destekli hareketli protezleri, uygun şartlar (yüksek olmayan çiğneme kuvvetleri, parafonksiyonel alışkanlıkların olmadığı durumlar, uygun interark mesafesi olan hastalarda ve kare şeklinde olmayan çene kemiklerinde) varlığında tamamen implantlardan destek alınacak şekilde planlanabilir. Bu durumda protez, mukozaya direkt olarak kuvvet uygulamadığından, bazı sonlu eleman analizlerinde protez modellenmeden, kuvvetleri doğrudan bar kısmına uygulanmıştır. ^(105,106)

Bizim çalışmamızda sadece implanttan destek alan, RP-4 tip protez planlandığından ve hesaplamaları kolaylaştırmak amacı ile 100 N statik vertikal yük direkt olarak barın sol kantileverinin distal kısmına uygulanmıştır.

Klinik şartlarda implant ve kemik arasında genellikle tüm implant boyunca 100% osseointegrasyon oluşmamasına rağmen sonlu eleman analizi çalışmalarında, hesaplamaları kolaylaştırmak amacı ile genellikle implant-kemik arayüzündeki bağlantının mükemmel olduğu varsayılır. ^(79,91,107,108) Bizim çalışmamızda da implant ve kemik, tam olarak birbirine yapışmış olarak modellenmiştir.

Canlı kemiğin materyal özellikleri anizotropiktir ve homojen değildir ve bu durum gerilim ve gerinim olgularını etkiler. Buna rağmen hesaplamayı kolaylaştırmak ve basitleştirmek amacı ile genellikle materyal özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak modellenir. ^(79,91,107,108) kemiği anizotropik olarak modelleyen çalışmalar da mevcuttur. ⁽¹⁰⁹⁾

Bizim çalışmamızda kemik ve implant kompleksinin mekanik özellikleri literatürdeki bilgilerden yararlanarak izotropik ve homojen olarak modellenmiştir.

Sonlu eleman analizi çalışmalarında modelleri uygun sayıda elemanlara bölmek oldukça önemlidir. Dental implantlar ile ilgili yapılan bir sonlu eleman analizinde convergence testi optimum eleman boyutunun 0.3 mm olduğunu saptamıştır. ⁽¹¹⁰⁾

Bizim çalışmamızda kemik implant arayüzünde eleman büyüklüğü 0.2-0.3 mm olarak tasarlanmıştır. Her model ortalama yaklaşık 156000 düğüm ve 32000 tetrahedral elemandan oluşmuştur.

Dental implantlar ile ilgili yapılan sonlu eleman analizlerinde kemikteki gerilim ve gerinimleri değerlendirmek için genellikle minimum ve maksimum asal gerilimler, minimum ve maksimum asal gerinimler ve von Mises gerilimleri kullanılır.

Bonnet ve arkadaşları ⁽¹¹¹⁾ üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi ile mandibulada dört implant destekli köprü protezinde kemik anizotropisinin biyomekanik etkisini araştırmıştır. Bu çalışmada kasların fonksiyonu simüle edilmiştir ve yükler yemek materyalini simüle ederek protezin farklı bölgelerine uygulanmıştır. Kemiğin materyal özellikler hem izotropik hem de ortotropik olarak incelenmiştir. İzotropik modellerde

implant etrafındaki kortikal kemikteki en küçük minimum asal gerilim ve gerinimler terminal implantta ve sırası ile -45.2 MPa ve -3400 microstrain olarak hesaplanmıştır. Ortotropik modeller de ise bu değerler -41.7 MPa ve -2600 microstrain olduğu görülmüştür. En büyük maksimum asal gerilim ve gerinimler anterior implantta bulunmuştur. Bu değerler izotropik modellerde 4.9 MPa ve 930 microstrain iken ortotropik modellerde 5.9 MPa ve 710 microstrain olarak hesaplanmıştır. Bu çalışmada hesaplanan en büyük maksimum asal gerilimlerin, minimum asal gerilimlere oranı bizim çalışmada hesaplanan orana göre daha küçüktür. Bunun nedeni distal implantların açılı yerleştirilmesi olabilir.

Bizim çalışmamızda en büyük çekme tipi gerilim ve gerinimler sol terminal implantın en koronalde ve komşu implantın en uzakta olduğu grupta, 25.7 MPa ve 0.0016 olarak hesaplanmıştır. Sol terminal implant ve komşu implant arasındaki mesafe en az olan gruplarda, en yüksek çekme tipi gerilim ve gerinimler, yüklerin uygulandığı bölgedeki anterior implantın mezial kısmında görülmüştür ve bu bölgedeki çekme tipi gerinim ve gerilimler modeller arasında benzer değerler göstermiştir. Sol terminal implant ve komşu implant arasındaki mesafe arttıkça ve terminal implant koronale doğru yerleştikçe, terminal implantın mezial kısmındaki çekme tipi gerilim ve gerinimlerde artış gözükümüştür. Öyle ki sol terminal implantın komşu implanttan mesafesi 5.6 mm ve daha fazla olan ve sol terminal implantın komşu implantlar ile aynı seviyede veya daha koronalde konumlanan gruplarda terminal implantın etrafındaki çekme tipi gerinim ve gerilimler komşu implanttan daha yüksek değerler göstermiştir.

Çalışma grupları arasındaki en büyük sıkışma tipi gerilim ve gerinimler -56.7 MPa ve -0.0035 microstrain olmak üzere, sol terminal implant ve komşu implantın aynı seviyede olduğu ve aralarındaki mesafenin en yüksek olduğu grupta bulunmuştur. En küçük sıkışma tipi gerilim ve gerinimler bütün çalışma grupları arasında terminal implantın etrafında görülmüştür. Sol terminal implantın diğer implantlarla aynı seviyede olmayan gruplarda sıkışma gerilim ve gerinimlerin mutlak değerlerinde azalma gözükümüştür. von Mises gerilimleri, sıkışma tipi gerilim dağılımlarına benzer olgular göstermiştir. Sağ taraftaki implantların etrafında çok düşük gerilim ve gerinimler izlenmiştir.

Kemik dokusunda meydana gelen aşırı gerinimler kemik-implant arayüzünde mikro-çatlaklara oluşmasına sebep olabilirler. Pattin ve arkadaşları ⁽¹¹²⁾ kortikal kemikte çekme ve sıkışma gerinimleri için kritik hasar değerlerin 2500 ve 4000 microstrain olduğunu tespit etmiştir. Bizim çalışmamızda, kortikal kemikte oluşan bütün gerinimlerin bu değerin altında olduğu görülmüştür (maksimum değerler çekme gerinimi için 1578 microstrain sıkışma gerinimi için ise 3473 microstrain). Çiğneme kuvvetleri hastalar arasında farklılık gösterebilir ve artmış yükler altında elde edilen gerinim değerleri bu sınırları geçebilir. Ayrıca gerinimlerin bu değerlerin altında olması implant etrafındaki kemikte kesin olarak rezorpsiyon meydana gelmeyeceği anlamına gelmez.

Sonlu eleman analizin yukarıda bahsedilen bazı varsayımlar ve basitleştirmeler gerektirir ve in vivo şartları birebir taklit edemez. Bu yüzden bu çalışmanın sonuçları in vivo çalışmalar ile teyit edilmesi gerekmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- Dört implant üzeri bar tutuculu overdenture tedavilerinde, kantileverin distal kısmına uygulanan kuvvetlerde, aynı taraftaki terminal implantın daha yüksek vertikal seviyede konumlanmasının implantın çevresindeki kemikteki sıkışma tipi gerinim ve gerilimde artışa sebep olmadığı ancak terminal implant etrafındaki çekme tipi gerilim ve gerinimlerde belirgin bir artış olduğu saptanmıştır.
- Terminal implantın diğer implantlara göre daha apikalde konumlanmasının implantın çevresindeki kemikteki gerinim ve gerilimde azalmaya sebep olduğu saptanmıştır.
- Genel olarak terminal implantın komşu implanttan mesafesi arttıkça çevresindeki kemikte oluşan gerinim ve gerilim de artış görülmüştür.
- Dört implant destekli bar tutuculu hareketli protez tedavilerinde, kantileverin distal kısmına uygulanan kuvvetlerde en yüksek sıkışma tipi gerilim ve gerinim aynı taraftaki terminal implantın çevresindeki kemiğin distal kısmında görülmüştür.
- En yüksek çekme tipi gerilim ve gerinim ise terminal implant ve komşu implantın etrafındaki kemiğin mezial kısmında görülmüştür.
- Sonlu eleman analizi çalışmalarının kısıtlılıkları göz önünde bulundurarak bu çalışma, dört implant destekli bar tutuculu hareketli protez tedavilerinde, terminal implant bölgesinde kemik düzensizlikleri veya defektleri nedeniyle implantın vertikal seviyesinin ideal olmaması durumunda, kemikte aşırı gerilim ve gerinimler oluşmasına sebep olmadığını göstermiştir.
- Bu çalışmanın doğruluğunu teyit etmek için in vivo çalışmalara gerek vardır.

7. KAYNAKÇA

1. Tallgren A. The Reduction in Face Height of Edentulous and Partially Edentulous Subjects During Long-Term Denture Wear a Longitudinal Roentgenographic Cephalometric STUDY. Acta Odontol. Scand. 1966 January; 24: 195–239.
2. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: A literature review. J. Prosthet. Dent. 2001 November; 86: 468–473.
3. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: The Toronto Study. J. Prosthet. Dent. 2005 January; 93: 94.
4. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Steenberghe DV. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. J. Oral Rehabil. 1999 March; 26: 195–202.
5. Resnik R. Contemporary Implant Dentistry: Mosby; 2020.
6. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. J. Oral Biol. Craniofacial Res. 2014 September; 4: 200–203.

7. ICOI. The International Congress of Oral Implantologists. [Online].; 2017. Available from: <https://www.icoi.org/wp-content/uploads/2018/08/Glossary-of-Implant-Dentistry-3.pdf>.
8. Natali AN. Mechanics of bone tissue. In Natali AN. Dental Biomechanics.: Taylor & Francis Group; 2003. p. 2-3.
9. Datta HK, Ng WF, Walker JA, Tuck SP, Varanasi SS. The cell biology of bone metabolism. J. Clin. Pathol. 2008 March; 61: 577–587.
10. Atwood DA. A cephalometric study of the clinical rest position of the mandible. J. Prosthet. Dent. 1957 July; 7: 544–552.
11. Blum IR, McCord JF. A clinical investigation of the morphological changes in the posterior mandible when implant-retained overdentures are used. Clin. Oral Implants Res. 2004 December; 15: 700–708.
12. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. J. Prosthet. Dent. 2001 August; 86: 119–125.
13. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. Implant Dent. 1992; 1: 289–294.
14. Tallgren A. Positional Changes of Complete Dentures a 7-Year Longitudinal Study. Acta Odontol. Scand. 1969 January; 27: 539–561.
15. Karaagaçlıoğlu L, Ozkan P. Changes in mandibular ridge height in relation to aging and length of edentulism period. Int. j. prosthodont. 1994; 7(4): 368–371.

16. Kovacić I, Celebić A, Knezović Zlatarić D, Stipetić J, Papić M. Influence of body mass index and the time of edentulousness on the residual alveolar ridge resorption in complete denture wearers. *Coll. Antropol.* 2003; 27 Suppl 2: 69–74.
17. Lam RV. Contour changes of the alveolar processes following extractions. *J. Prosthet. Dent.* 1960 January; 10: 25–32.
18. Petrokovski J, Massler M. Alveolar ridge resorption following tooth extraction. *J. Prosthet. Dent.* 1967 January; 17: 21–27.
19. Petrokovski J, Sorin S, Hirschfeld Z. The residual ridge in partially edentulous patients. *J. Prosthet. Dent.* 1976 August; 36: 150–158.
20. Cawood JJ, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 1988 August; 17: 232–236.
21. McGarry TJ, Nimmo A, Skiba JF, Ahlstrom RH, Smith CR, Koumjian JH. Classification System for Complete Edentulism. *J Prosthodont.* 1999 March; 8: 27–39.
22. Misch CE, Judy KW. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *Int. j. oral implantol. clin. res.* 1987; 4(2): 7–13.
23. Misch C. Classifications and treatment options of the completely edentulous arch in implant dentistry. *Dent. Today.* 1990 October; 9(8): 26, 28–26, 30.
24. Misch CE. Bone classification, training keys to implant success. *Dent. Today.* 1989 May; 8(4): 39–44.

25. Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry. *Int. j. oral implantol. clin. res.* 1990; 7(1): 9–17.
26. Weiss CM, Judy KW. Severe mandibular atrophy—biological considerations of routine treatment with the complete subperiosteal implant. *Oral Implantol.* 1974; 4(4): 431–469.
27. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988; 3(2): 129–134.
28. Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, et al. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1996; 11(3): 291–298.
29. Wismeyer D, van Waas MA, Vermeeren JI. Overdentures supported by ITI implants: a 6.5-year evaluation of patient satisfaction and prosthetic aftercare. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1995; 10(6): 744–749.
30. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int. j. prosthodont.* 2004; 17(4): 401–410.
31. Naert IE, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A randomised clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in mandibular overdenture therapy. *Clin. Oral Investig.* 1997 June; 1: 81–88.

32. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *The J. Prosthet. Dent.* 1997 July; 78: 28–33.
33. de Grandmont P, Feine JS, Taché R, Boudrias P, Donohue WB, Tanguay R, et al. Within-subject Comparisons of Implant-supported Mandibular Prostheses: Psychometric Evaluation. *J. Dent. Res.* 1994 May; 73: 1096–1104.
34. Sposetti VJ, Gibbs CH, Alderson TH, Jagers JH, Richmond A, Conlon M, et al. Bite force and muscle activity in overdenture wearers before and after attachment placement. *J. Prosthet. Dent.* 1986 February; 55: 265–273.
35. Rissin L, House JE, Manly RS, Kapur KK. Clinical comparison of masticatory performance and electromyographic activity of patients with complete dentures, overdentures, and natural teeth. *J. Prosthet. Dent.* 1978 May; 39: 508–511.
36. Geertman ME, Slagter AP, van Waas MAJ, Kalk W. Commminution of Food with Mandibular Implant-retained Overdentures. *J. Dent. Res.* 1994 December; 73: 1858–1864.
37. Raghoobar GM, Meijer HJA, Stegenga B, Hof MAV, Oort RPV, Vissink A. Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. *Clin. Oral Implants Res.* 2000 June; 11: 195–201.
38. Humphris GM, Healey T, Howell RA, Cawood J. The psychological impact of implant-retained mandibular prostheses: a cross-sectional study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1995; 10(4): 437–444.
39. Meijer HJA, Raghoobar GM, Hof MAGME, Oort RPV. Implant-retained mandibular overdentures; compared with complete dentures a 5-years' follow-

up study of clinical aspects and patient satisfaction. *Clin. Oral Implants Res.* 1999 June; 10: 238–244.

40. Boerrigter EM, Geertman ME, Oort RPV, Bouma J, Raghoobar GM, van Waas MAJ, et al. Patient satisfaction with implant-retained mandibular overdentures. A comparison with new complete dentures not retained by implants— a multicentre randomized clinical trial. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1995 October; 33: 282–288.

41. Feine JS, de Grandmont P, Boudrias P, Brien N, LaMarche C, Taché R, et al. Within-subject Comparisons of Implant-supported Mandibular Prostheses: Choice of Prosthesis. *J. Dent. Res.* 1994 May; 73: 1105–1111.

42. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment Systems for Implant Retained Overdentures: A Literature Review. *Implant Dent.* 2006 March; 15: 24–34.

43. Alqutaibi AY, Kaddah AF. Attachments used with implant supported overdenture. *IDMJAR.* 2016; 2: 1–5.

44. Alsiyabi AS, Felton DA, Cooper LF. The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. *J Prosthodont.* 2005 September; 14(3): 184–190.

45. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J. Prosthet. Dent.* 2000 September; 84: 327–334.

46. Wismeijer D, van Waas MAJ, Mulder J, Vermeeren JIJF, Kalk W. Clinical and radiological results of patients treated with three treatment modalities for

- overdentures on implants of the ITI® Dental Implant System. A randomized controlled clinical trial. *Clin. Oral Implants Res.* 1999 August; 10: 297–306.
47. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1998; 13(2): 253–262.
48. Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. The Change in Retentive Values of Locator Attachments and Hader Clips over Time. *J Prosthodont.* 2009 August; 18: 479–483.
49. Pasciuta M, Grossmann Y, Finger IM. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.* 2005 February; 93: 116–120.
50. Schneider AL, Kurtzman GM. Restoration of Divergent Free-standing Implants in the Maxilla. *Oral Implantol.* 2002 June; 28: 113–116.
51. Shafie HR. *Dental Implant Abutments: Wiley & Sons, Incorporated, John;* 2014.
52. Oetterli M, Kiener P, Mericske-Stern R. A longitudinal study on mandibular implants supporting an overdenture: the influence of retention mechanism and anatomic-prosthetic variables on periimplant parameters. *Int. j. prosthodont.* 2001; 14(6): 536–542.
53. Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1998; 13(3): 352–357.

54. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. 10-year clinical and radiographical results. Clin. Oral Implants Res. 2004 October; 15: 560–569.
55. Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials: Elsevier - Health Sciences Division; 2018.
56. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J. Prosthet. Dent. 2001 June; 85: 585–598.
57. Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. J. Prosthet. Dent. 1983 August; 50: 255–261.
58. 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.
59. Lang NP. Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology. In.: Quintessence Publishing (IL) p. 269-365.
60. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin. Oral Implants Res. 1996 June; 7: 143–152.
61. Quirynen M, Naert I, Steenberghe DV. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark® system. Clin. Oral Implants Res. 1992 September; 3: 104–111.

62. Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1993 December; 13(6): 540–549.
63. Widera GEO, Tesk JA, Privitzer E. Interaction effects among cortical bone, cancellous bone, and periodontal membrane of natural teeth and implants. *J. Biomed. Mater. Res*. 1976 July; 10: 613–623.
64. Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ. Micromechanics of implant/tissue interfaces. *Oral Implantol*. 1992; 18(3): 220–230.
65. Glickman I, Smulow JB. Effect of Excessive Occlusal Forces upon the Pathway of Gingival Inflammation in Humans. *J. Periodontol*. 1965 March; 36: 141–147.
66. Hämmerle CHF, Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, et al. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clin. Oral Implants Res*. 1995 June; 6: 83–90.
67. Jacobs R, van Steenberghe D. Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 1993; 8(5): 549–554.
68. Stanford CM. Biomechanical and Functional Behavior of Implants. *Adv. Dent. Res*. 1999 June; 13: 88–92.
69. Teichtahl AJ, Wluka AE, Wijethilake P, Wang Y, Ghasem-Zadeh A, Cicuttini FM. Wolff's law in action: a mechanism for early knee osteoarthritis. *Arthritis Res. Ther*. 2015 September; 17.

70. Frost HM. Bone mass and the mechanostat: A proposal. *Anat. Rec.* 1987 September; 219: 1–9.
71. Frost HM. Bone' mechanostat: A 2003 update. *Anat. Rec.* 2003 November; 275A: 1081–1101.
72. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress Analysis of Porous Rooted Dental Implants. *J. Dent. Res.* 1976 September; 55: 772–777.
73. Geng J. Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry: Zhejiang University Press, Hangzhou and Springer-Verlag GbmH Berlin Heidelberg; 2008.
74. Alper B, Gultekin P, Yalci S. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry. In *Finite Element Analysis - New Trends and Developments.*: InTech; 2012.
75. Sagat G, Yalcin S, Gultekin BA, Mijiritsky E. Influence of Arch Shape and Implant Position on Stress Distribution Around Implants Supporting Fixed Full-Arch Prosthesis in Edentulous Maxilla. *Implant Dent.* 2010 December; 19: 498–508.
76. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *West China journal of stomatology.* 1999 February; 17(1): 29–32.
77. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Bilt AVD, Hof MAV, Witter DJ, Kalk W, et al. Biting and Chewing in Overdentures, Full Dentures, and Natural Dentitions. *J. Dent. Res.* 2000 July; 79: 1519–1524.

78. Quirynen M, Mraiwa N, Steenberghe DV, Jacobs R. Morphology and dimensions of the mandibular jaw bone in the interforaminal region in patients requiring implants in the distal areas. *Clin. Oral Implants Res.* 2003 May; 14: 280–285.
79. Barão VAR, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible – A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J. Biomech.* 2013 April; 46: 1312–1320.
80. 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 July; 48: 2102–2109.
81. Awad MA, Locker D, Korner-Bitensky N, Feine JS. Measuring the Effect of Intra-oral Implant Rehabilitation on Health-related Quality of Life in a Randomized Controlled Clinical Trial. *J. Dent. Res.* 2000 September; 79: 1659–1663.
82. Doundoulakis JH, Eckert S, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc.* 2003 November; 134: 1455–1458.
83. Tallarico M, Ortensi L, Martinolli M, Casucci A, Ferrari E, Malaguti G, et al. Multicenter Retrospective Analysis of Implant Overdentures Delivered with Different Design and Attachment Systems: Results Between One and 17 Years of Follow-Up. *Dent. J.* 2018 December; 6: 71.

84. Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *J. Dent.* 2013 March; 41: 241–249.
85. Mericske-Stern R, Venetz E, Fahländer F, Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: A pilot study. *J. Prosthet. Dent.* 2000 November; 84: 535–547.
86. Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJA, Batenburg RHK, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. *Clin. Oral Implants Res.* 2004 December; 16: 19–25.
87. Lee JY, Kim HY, Shin SW, Bryant SR. Number of implants for mandibular implant overdentures: a systematic review. *J. Adv. Prosthodont.* 2012; 4: 204.
88. Misch CE, Resnik R. Misch's Avoiding Complications in Oral Implantology. In.: Elsevier - Health Sciences Division; 2017. p. 593.
89. ELsyad MA, Elsaadawy MG, Abdou AM, Habib AA. Effect of different implant positions on strain developed around four implants supporting a mandibular overdenture with rigid telescopic copings. *Quintessence Int.* 2013 October; 44(9): 679–686.
90. Mumcu E, Dayan SC, Genceli E, Geckili O. Comparison of four-implant-retained overdentures and implant-supported fixed prostheses using the All-on-4 concept in the maxilla in terms of patient satisfaction, quality of life, and marginal bone loss: a 2-year retrospective study. *Quintessence Int. (Berlin, Germany : 1985).* 2020; 51(5): 388–396.

91. Ozan O, Ramoglu S. Effect of Implant Height Differences on Different Attachment Types and Peri-Implant Bone in Mandibular Two-Implant Overdentures: 3D Finite Element Study. *Oral Implantol.* 2015 June; 41: e50–e59.
92. Unsal GS, Erbasar GNH, Aykent F, Ozyilmaz OY, Ozdogan MS. Evaluation of Stress Distribution on Mandibular Implant-Supported Overdentures With Different Bone Heights and Attachment Types: A 3D Finite Element Analysis. *J. Oral Implantol.* 2019 October; 45: 363–370.
93. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J. Biomech.* 1975 January; 8: 393–405.
94. Reddy M, Sundram R, Abdemagyd HE. Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. *J. Pharm. Bioallied Sci.* 2019; 11: 85.
95. Akça K, Akkocaoglu M, Cömert A, Tekdemir I, Cehreli MC. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22(1): 101–109.
96. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J. Oral Rehabil.* 1998 April; 25: 299–303.
97. Shishesaz M, Ahmadzadeh A, Baharan A. Finite Element Study of Three Different Treatment Designs of a Mandibular Three Implant-Retained Overdenture. *Lat. Am. J. Solids Struct.* 2016 December; 13: 3126–3144.
98. Udomsawat C, Rungsiyakull P, Rungsiyakull C, Khongkhunthian P. Comparative study of stress characteristics in surrounding bone during insertion

- of dental implants of three different thread designs: A three-dimensional dynamic finite element study. *Clin. Exp. Dent. Res.* 2018 December; 5: 26–37.
99. Ebadian B, Farzin M, Talebi S, Khodaeian N. Evaluation of stress distribution of implant-retained mandibular overdenture with different vertical restorative spaces: A finite element analysis. *J Dent Res.* 2012 November; 9(6): 741–747.
 100. Fernandez MA, Subramanian N, Nawrocki M, Nawrocki A, Craighead J, Clark A, et al. Finite Element Analysis (FEA) of Palatal Coverage on Implant Retained Maxillary Overdentures. *Appl. Sci.* 2020 September; 10: 6635.
 101. Pasha AMK, Sheykhsarmast RM, Pasha SMK, Khashabi E. Influence of Treatment Plans on Stress and Deformation Distribution in Mandibular Implant-Supported Overdenture and Mandibular Bone under Traumatic Load: A 3D FEA. *J. Med. Biol. Eng.* 2021 July; 41: 543–557.
 102. Haraldson t, Jemt t, Stålblad på, Lekholm u. Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *Eur. J. Oral Sci.* 1988 June; 96: 235–242.
 103. Mericske-stern R, Assal P, Buergin W. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. A methodological study. *Clin. Oral Implants Res.* 1996 December; 7: 378–386.
 104. Porter JA, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2002; 17(5): 651–662.

105. Cicciù M, Cervino G, Milone D, Risitano G. FEM Investigation of the Stress Distribution over Mandibular Bone Due to Screwed Overdenture Positioned on Dental Implants. *Mater.* 2018 August; 11: 1512.
106. Shigemitsu R, Yoda N, Ogawa T, Kawata T, Gunji Y, Yamakawa Y, et al. Biological-data-based finite-element stress analysis of mandibular bone with implant-supported overdenture. *Comput. Biol. Med.* 2014 November; 54: 44–52.
107. Kumar PS, Satheesh KKS, John J, Patil G, Patel R. Force Transfer and Stress Distribution in an Implant-Supported Overdenture Retained with a Hader Bar Attachment: A Finite Element Analysis. *ISRN Dent.* 2013 December; 2013: 1–12.
108. Mochalski J, Fröhls C, Keilig L, Bourauel C, Dörsam I. Experimental and numerical investigations of fracture and fatigue behaviour of implant-supported bars with distal extension made of three different materials. *Biomed Tech (Berl).* 2020 December; 66: 305–316.
109. Alemayehu DB, Jeng YR. Three-Dimensional Finite Element Investigation into Effects of Implant Thread Design and Loading Rate on Stress Distribution in Dental Implants and Anisotropic Bone. *J. Mater.* 2021 November; 14: 6974.
110. Tribst JPM, de Oliveira Dal Piva AM, Rodrigues VA, Borges ALS, Nishioka RS. Stress and strain distributions on short implants with two different prosthetic connections – an in vitro and in silico analysis. *Braz. Dent. Sci.* 2017 September; 20: 101–109.

111. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge. *Med Eng Phys.* 2009 September; 31: 806–815.
112. Pattin CA, Caler WE, Carter DR. Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone. *J. Biomech.* 1996 January; 29: 69–79.



8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı		Uyruğu	
Soyadı		Tel no	
Doğum tarihi		e-posta	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise		
Lisans/Yüksek Lisans		
Uzmanlık		

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı

Yayınlar ve Bildiriler: