

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**İMLANT DESTEKLİ HAREKETLİ BÖLÜMLÜ PROTEZLERDE
ANA BAĞLAYICI VE TUTUCUNUN STRESE ETKİSİ: SONLU
ELEMEN ANALİZİ**

HAZIRLAYAN

CEREN ÖZGÜR

DOKTORA TEZİ

ANKARA - 2022

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**İMLANT DESTEKLİ HAREKETLİ BÖLÜMLÜ PROTEZLERDE
ANA BAĞLAYICI VE TUTUCUNUN STRESE ETKİSİ: SONLU
ELEMEN ANALİZİ**

HAZIRLAYAN

CEREN ÖZGÜR

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. ÖZLEM ORMAN

ANKARA – 2022

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde Ceren Özgür tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 27 / 05 / 2022

Tez Adı: İmplant Destekli Hareketli Bölümlü Protezlerde Ana Bağlayıcı ve Tutucunun Strese Etkisi: Sonlu Eleman Analizi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

.....	
.....	
.....	
.....	
.....	

ONAY

.....

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: ... / ... /

Öğrencinin Adı, Soyadı: Ceren ÖZGÜR

Öğrencinin Numarası:

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi

Programı: Doktora Programı

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı:

Tez Başlığı: İmplant Destekli Hareketli Bölümlü Protezlerde Ana Bağlayıcı ve Tutucunun Strese Etkisi: Sonlu Eleman Analizi

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 95 sayfalık kısmına ilişkin, 07 / 05 / 2022 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 18'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:.....

ONAY

Tarih: ... / ... /

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad, İmza:

.....

.....

TEŞEKKÜR

Doktoraya başladığım günden bugüne birlikte çalışabilmekten büyük mutluluk duyduğum, bilgi birikimini benimle paylaşmaktan çekinmeyerek desteğini her zaman hissetmemizi sağlayan bölüm başkanım Prof. Dr. Selim ERKUT'a,

Doktora eğitimim ve tez sürecim boyunca her zaman, her problemimde bana yardımcı olan, tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, tezimin oluşması ve sürdürülmesindeki her aşamada tecrübesini ve katkılarını benden esirgemeyen, her zaman desteğini arkamda hissettiğim, eğitim hayatım boyunca danışman hocam olmasının yanı sıra bana bir abla gibi davranan çok değerli danışman hocam Doç. Dr. Özlem ORMAN'a,

Doktora eğitimim boyunca bana her zaman hoşgörü ile yaklaşan, tecrübelerini paylaşmayı esirgemeyen ve birlikte çalışmaktan keyif aldığım Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesindeki tüm değerli öğretim üyesi hocalarıma,

Çalışma ortamımı keyifli kılan, harika anılar biriktirdiğim, birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım başta Dt. Turhan ULUTEKİN olmak üzere tüm sevgili asistan arkadaşlarıma,

Yaşamımın her döneminde karşılıksız sevgi ve emeklerini esirgemeyen, desteklerini her zaman hissettiğim, kızları olmaktan gurur duyduğum canım babam Mehmet Yaşar SEÇİNTİ'ye, canım annem Ümmü SEÇİNTİ'ye ve biricik ablam İnci Pınar BİLEN'e,

Hayatıma girdiği günden beri, sonsuz sevgisi, desteği ve sabrıyla hayatı daha anlamlı ve güzel hale getiren, hem hayat arkadaşım hem meslektaşım olan, bu zorlu süreçte benden desteğini hiç esirgemeyen sevgili eşim Ümit ÖZGÜR'e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Dt. Ceren Özgür, İmplant destekli hareketli bölümlü protezlerde ana bağlayıcı ve tutucunun strese etkisi: Sonlu eleman analizi, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2022

İmplant destekli hareketli bölümlü protezler (İDHBP), dişsiz sonlanan vakalarda hareketli bölümlü protezlerin, implant ile tutuculuğunun arttırıldığı bir tedavi yaklaşımıdır. İmplant yerleşimi ile retansiyon ve stabiliteye katkı sağlanırken, implant çevresi kemiğin korunması ve hasta konforunun artması gibi avantajları da mevcuttur. Ancak bu tarz protezlerde dişsizliğe komşu son dayanak dişte ve implant çevresinde stres oluşumu görülecektir. İDHBP’lerde ana bağlayıcı rijitliğinin ve tutucu tipi değişiminin destek dokularda oluşan stresi etkileyeceği düşünülmektedir. Çalışmamızın amacı İDHBP’lerde ana bağlayıcı ve tutucu tipi değişimi ile implant ve çevreleyen kemikte, son dayanak dişte, periodontal ligamentinde ve çevreleyen kemikte oluşan stres dağılımının incelenmesidir. Sağ, sol kesici ve kanin dişlerin mevcut olduğu çift taraflı dişsiz sonlanan bir üst çene modeli planlanmış, her iki tarafta birinci büyük azı diş bölgelerine implant yerleşimi ile İDHBP tasarlanmıştır. Ana bağlayıcı olarak U plak ve anterior posterior palatal bant (APPB), tutucu olarak Novaloc ve top başlı tutucu sistem kullanılmıştır. İki farklı ana bağlayıcı ve iki farklı tutucu tipi ile toplam dört farklı modelde 200 N vertikal ve 200 N oblik yük uygulanarak, son dayanak diş olan kanin diş, kanin dişin periodontal ligamenti ve implantta oluşan von Mises stres değerleri, diş ve implantı çevreleyen kortikal ve spongioz kemikte oluşan minimum ve maksimum principle stres değerleri ve dağılımı incelenmiştir. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir. Kullanılan ana bağlayıcılar kıyaslandığında çalışmamızın sonuçlarına göre; vertikal ve oblik yükler altında kanin dişte oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde, U plak kullanımında dişte daha çok stres oluşumu gözlenmiştir. İmplantta oluşan von Mises stres değerlerini incelendiğinde, vertikal ve oblik yükler altında APPB kullanımında implantta daha çok stres oluşumu gözlenmiştir. Kortikal ve spongioz kemikte oluşan minimum ve maksimum principle stres değerleri incelendiğinde ise ana bağlayıcılar arasında belirgin farklılık bulunmamıştır. Kullanılan tutucu sistemler kıyaslandığında çalışmamızın sonuçlarına göre; implant ve implantı çevreleyen kortikal kemikte oluşan stres değerleri Novaloc tutucu sistem kullanımında daha yüksek tespit edilirken, diş, periodontal ligament

ve çevreleyen kemikte oluşan stresler Novaloc ve top başlı tutucu sistemde belirgin farklılık göstermemektedir. Ayrıca bu çalışmanın sınırları dahilinde, oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere karşı daha yıkıcı etkiye sahip olduğu gözlenmektedir. Biyomekaniğin daha iyi anlaşılabilmesi amacıyla implant çevresindeki kemiğin mekanik özellikleri, protezleri destekleyen mukozanın özellikleri ve ağızda oluşan kuvvetler gibi, laboratuvar koşullarında taklit edilmesi zor değişkenlerin etkilerinin incelendiği uzun dönem klinik çalışmaların yapılması gereklidir.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, Hareketli bölümlü protezler, Sonlu eleman analizi

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA 20/03) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

ABSTRACT

Dt. Ceren Özgür, The effect of framework design and attachment type on stress in implant-supported removable partial denture: Finite element analysis, Baskent University Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics, PhD Thesis, 2022

Implant supported removable partial dentures (ISRPD) is a treatment approach in which the retention of removable partial dentures is increased with the implant in free end cases. While implant placement contributes to retention and stability, it also has advantages such as protecting bone around the implant and improving patient comfort. However, in such prostheses, stress formation will be seen in the final abutment teeth and adjacent implant. It is thought that rigidity of framework and change of attachment type in ISRPDs will affect stress in supporting tissues. The aim of this study was to investigate distribution of stress on the implant, bone surrounding the implant, final abutment tooth, periodontal ligament of final abutment tooth and bone surrounding the tooth with the change of the framework design and attachment type in ISRPD. Three-dimensional models of a bilateral distal extension partially edentulous maxilla containing anterior teeth were formed. The ISRPD was designed with implant placement on first molar area of both side. U plate and anterior posterior palatal band (APPB) were used as framework, Novaloc and ball attachment were used as attachment. 200 N vertical and 200 N oblique loads were applied in four different models with two different framework design and two different attachment types. Von Mises stress values and distributions in canine tooth, periodontal ligament of canine tooth and implant, minimum and maximum principle stress values and distribution in the cortical and cancellous bone surrounding tooth and implant were investigated. Three dimensional finite element stress analysis and static linear analysis were carried out with in scope of this study. Comparing the frameworks, when the von Mises stress values in the canine tooth under vertical and oblique loads were examined, more stress was observed in the tooth with the use of U plate. More von Mises stress values in implant were observed when APPB was used under vertical and oblique loads. When the minimum and maximum principle stress values in cortical and cancellous bone were examined, no significant difference was found between the frameworks. When attachment systems were compared, it was observed that stress values in implant and cortical bone surrounding implant were higher with the use of Novaloc attachment system while stresses in the tooth, periodontal ligament and surrounding

bone were not significant between attachment systems. In addition, within the limitations of this study, it was concluded that oblique forces have a more destructive effect against vertical forces. In order to have a better understanding on biomechanics, long-term clinical studies to examine the effects of variables that are difficult to imitate in laboratory conditions, such as the mechanical properties of the bone around the implant, the properties of the mucosa supporting prosthesis and the forces occurring in the mouth should be supported.

Keywords: Dental implant, Removable partial denture, Finite elemental analysis

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board (Project no: D-DA 20/03) and supported by Baskent University Research Fund.



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dişsizlik	3
2.1.1. Diş eksikliklerinde tedavi yöntemleri	3
2.2. Hareketli Bölümlü Protezler	4
2.2.1. Kısmi dişsiz arkların sınıflandırılması	4
2.2.2. Hareketli bölümlü protez yapısal elemanları.....	5
2.2.2.1. Ana (Major) bağlayıcılar	5
2.2.2.1.1. Tek palatal bant.....	7
2.2.2.1.2. Anterior posterior palatal bant.....	7
2.2.2.1.3. U plak	8
2.2.2.1.4. Tam palatal plak.....	8
2.2.2.1.5. Tek palatal bar	9
2.2.2.1.6. Anterior posterior palatal bar.....	9
2.2.2.2. Küçük bağlayıcılar	9
2.2.2.3. Destek dişlere uygulanan tutucular	9
2.2.2.3.1. Direkt tutucular	9
2.2.2.3.1.1. Çevresel kroşeler	10
2.2.2.3.1.2. Bar kroşeler.....	10
2.2.2.3.2. İndirekt tutucular.....	10
2.2.2.4. Protez kaidesi ve yapay dişler	10
2.3. İmplant Üstü Protetik Restorasyonlar	11
2.3.1. Dental implant	11

2.3.2. Osseointegrasyon	11
2.3.3. Dental implant başarı kriterleri	12
2.3.4. Alveolar kemik.....	12
2.3.4.1. Üst çene posterior bölge ile ilgili değerlendirmeler.....	15
2.3.5. İmplant endikasyonları	16
2.3.6. İmplant kontrendikasyonları	17
2.3.7. İmplant üstü protezlerin neden olduğu gerilmeler.....	17
2.3.8. İmplant destekli protez sınıflamaları.....	19
2.3.9. İmplant destekli sabit protezler	19
2.3.10. İmplant destekli hareketli protezler	20
2.3.10.1. Kullanılan tutucu tipleri.....	23
2.3.10.1.1. Bar tutucular	23
2.3.10.1.2. Top başlı tutucular	24
2.3.10.1.3. O-Ring tutucular	24
2.3.10.1.4. Locator tutucular	24
2.3.10.1.5. Stud tutucular	25
2.3.10.1.6. Magnetik tutucular	25
2.3.10.1.7. Teleskopik tutucular	25
2.3.10.2. Tutucu tipine karar vermede dikkat edilecek faktörler	26
2.3.10.3. Tutucu tipinin neden olduğu gerilmeler	26
2.3.11. İmplant destekli hareketli bölümlü protezler	26
2.4. Biyomekanik Kavramlar	29
2.4.1. Kuvvet.....	29
2.4.2. Stres (Gerilim).....	29
2.4.2. Principle (Asal) stres	30
2.4.3. Von Mises stresi	31
2.4.4. Gerinim (Strain)	31
2.4.5. Elastisite (Young) modülü	31
2.4.6. Poisson oranı	32
2.4.7. Hooke kanunu	32
2.4.7. Lineer elastik cisim.....	32
2.4.8. İzotropik cisim	33
2.4.9. Homojen cisim	33

2.5. Stres Analiz Yöntemleri.....	33
2.5.1. Sonlu eleman analizi.....	33
2.5.1.1. Ön işleme (Pre-Processing).....	35
2.5.1.1.1. Modellerin oluşturulması	35
2.5.1.1.2. Sonlu eleman ağ örgüsünün oluşturulması.....	35
2.5.1.1.3. Eleman ve düğüm noktalarının seçimi	35
2.5.1.1.4. Materyal özelliklerinin belirlenmesi.....	35
2.5.1.1.5. Yük ve sınır koşullarının belirlenmesi	35
2.5.1.2. Çözümleme (Solution).....	35
2.5.1.3. Son işleme (Post-Processing)	36
2.5.1.4. Sonlu eleman analizinin avantaj ve dezavantajları.....	36
3. GEREÇ VE YÖNTEM	37
3.1. Modellerin Oluşturulması	39
3.2. Eleman ve Düğüm Noktalarının Seçimi	42
3.3. Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi	44
3.4. Sonuçların Yorumlanması.....	45
4. BULGULAR	47
4.1. Diş, Periodontal Ligament ve Diş Çevresindeki Kemik Üzerinde Oluşan Gerilim, Sıkışma ve Gerinim Değerleri.....	48
4.1.1. Vertikal kuvvetler uygulandığında kanin diş üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi	48
4.1.2. Oblik kuvvetler uygulandığında kanin diş üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi	50
4.1.3. Vertikal kuvvetler uygulandığında kanin dişin periodontal ligamentinde oluşan von Mises stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi.....	52
4.1.4. Oblik kuvvetler uygulandığında kanin dişin periodontal ligamentinde oluşan von Mises stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi.....	54
4.1.5. Vertikal kuvvetler uygulandığında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte oluşan maximum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi.....	56

4.1.6. Oblik kuvvetler uygulandığında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte oluşan maximum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi.....	57
4.1.7. Vertikal kuvvetler uygulandığında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi.....	59
4.1.8. Oblik kuvvetler uygulandığında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi.....	61
4.1.9. Vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte oluşan maximum ve minimum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi	62
4.2. İmplant ve İmplant Çevresindeki Kemik Üzerinde Oluşan Gerilim, Sıkışma ve Gerilim Değerleri	67
4.2.1. Vertikal kuvvetler uygulandığında implant üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi	67
4.2.2. Oblik kuvvetler uygulandığında implant üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi	68
4.2.3. Vertikal kuvvetler uygulandığında implantı çevreleyen kortikal kemikte oluşan maximum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi.....	70
4.2.4. Oblik kuvvetler uygulandığında implantı çevreleyen kortikal kemikte oluşan maximum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi.....	71
4.2.5. Vertikal kuvvetler uygulandığında implantı çevreleyen kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi.....	73
4.2.6. Oblik kuvvetler uygulandığında implantı çevreleyen kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi.....	75
4.2.7. Vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında implantı çevreleyen	

spongioz kemikte oluşan maximum ve minimum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi	77
5. TARTIşMA	82
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	94
KAYNAKLAR.....	96



TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Çalışma modellerinin gruplandırılması.....	37
Tablo 3.2. Kullanılan materyallerin mekanik özellikleri	39
Tablo 3.3. Eleman ve düğüm sayıları.....	44
Tablo 4.1. Vertikal kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises stres değerleri (MPa)	48
Tablo 4.2. Oblik kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises stres değerleri (MPa)	50
Tablo 4.3. Vertikal kuvvetler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises stres değerleri (MPa)	52
Tablo 4.4. Oblik kuvvetler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises stres değerleri (MPa)	54
Tablo 4.5. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)	56
Tablo 4.6. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)	58
Tablo 4.7. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa).....	59
Tablo 4.8. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa)	61
Tablo 4.9. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)	63
Tablo 4.10. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)	64
Tablo 4.11. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa).....	65
Tablo 4.12. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa).....	66
Tablo 4.13. Vertikal kuvvetler altında implant üzerinde görülen von Mises stres değerleri (MPa)	67

Tablo 4.14. Oblik kuvvetler altında implant üzerinde görülen von Mises stres değerleri (MPa)	68
Tablo 4.15. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)	70
Tablo 4.16. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)	72
Tablo 4.17. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa)	74
Tablo 4.18. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa)	76
Tablo 4.19. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)	78
Tablo 4.20. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)	79
Tablo 4.21. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa)	80
Tablo 4.22. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen minimum principal stres değerleri (Mpa)	81

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Kennedy sınıflaması	5
Şekil 2.2. Üst çenede kullanılan ana bağlayıcı tipleri	6
Şekil 2.3. Lekholm ve Zarb'ın yapmış olduğu kemik sınıflaması	13
Şekil 2.4. Misch ve Judy'nin yaptıkları kemik sınıflandırılması	14
Şekil 2.5. Stres (gerilim) çeşitleri; A. Baskı stresi, B. Çekme stresi, C. Makaslama/Kesme stresi	30
Şekil 2.6. Von Mises stres formülü	31
Şekil 3.1. 3 Boyutlu tarama cihazı	38
Şekil 3.2. Maksilla modeli	40
Şekil 3.3. İmplant ve tutucu parça modelleri	40
Şekil 3.4. Protez modelleri	41
Şekil 3.5. Model NAPB (Novaloc tutucu, anterior posterior palatal bant)	41
Şekil 3.6. Model TAPB (Top başlı tutucu, anterior posterior palatal bant)	41
Şekil 3.7. Model NUP (Novaloc tutucu, U plak)	42
Şekil 3.8. Model TUP (Top başlı tutucu, U plak)	42
Şekil 3.9. Brick modelleme sistem elemanları	43
Şekil 3.10. Modellerin sınır koşulları görüntüsü	44
Şekil 3.11. Von Mises stres hesaplama formülü	46
Şekil 4.1. Stres değerleri skalaları	47
Şekil 4.2. Vertikal kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması	49
Şekil 4.3. Vertikal kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları – Meziobukkal görünüm	49
Şekil 4.4. Vertikal kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları – Distopalatinal görünüm	50
Şekil 4.5. Oblik kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması	51
Şekil 4.6. Oblik kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları – Meziobukkal görünüm	51

Şekil 4.7.	Oblik kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları – Distopalatinal görünüm	52
Şekil 4.8.	Vertikal kuvvetler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	53
Şekil 4.9.	Vertikal kuvvetler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları	53
Şekil 4.10.	Oblik kuvvetler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması	55
Şekil 4.11.	Oblik kuvvetler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları.....	55
Şekil 4.12.	Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	56
Şekil 4.13.	Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları	57
Şekil 4.14.	Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	58
Şekil 4.15.	Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları	59
Şekil 4.16.	Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	60
Şekil 4.17.	Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları	60
Şekil 4.18.	Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	61
Şekil 4.19.	Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları	62
Şekil 4.20.	Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongios kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	63
Şekil 4.21.	Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongios kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları	63
Şekil 4.22.	Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongios kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	64
Şekil 4.23.	Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongios kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları	64

Şekil 4.24. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	65
Şekil 4.25. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları	65
Şekil 4.26. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	66
Şekil 4.27. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları	66
Şekil 4.28. Vertikal kuvvetler altında implant üzerinde görülen von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	67
Şekil 4.29. Vertikal kuvvetler altında implant üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları	68
Şekil 4.30. Oblik kuvvetler altında implant üzerinde görülen von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	69
Şekil 4.31. Oblik kuvvetler altında implant üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları	69
Şekil 4.32. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	70
Şekil 4.33. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları	71
Şekil 4.34. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	72
Şekil 4.35. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları	73
Şekil 4.36. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	74
Şekil 4.37. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları	75
Şekil 4.38. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	76
Şekil 4.39. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları	77
Şekil 4.40. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen spongioz kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	78

Şekil 4.41. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları	78
Şekil 4.42. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	79
Şekil 4.43. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları	79
Şekil 4.44. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	80
Şekil 4.45. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları	80
Şekil 4.46. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	81
Şekil 4.47. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları	81

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

Pa	paskal
MPa	megapaskal
GPa	gigapaskal
kg	kilogram
cm	santimetre
kg/cm ²	sertlik derecesi
N	newton
%	yüzde
SEA	sonlu eleman analizi
σ	gerilme/sıkışma stresi
σ_1	maksimum principal stres
σ_3	minimum principal stres
τ	makaslama stresi
ν	poisson oranı
ϵ	birim deformasyon
ark.	arkadaşları
3D	3 boyutlu
PEEK	polieter eter keton
HBP	hareketli bölümlü protez
İDHBP	implant destekli hareketli bölümlü protez

1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde; hastaların fonksiyon, fonasyon, konfor ve estetiğini iyileştirmeye yönelik tedaviler uygulanmaktadır. Çoklu diş eksikliklerindeki geleneksel tedavi seçenekleri hareketli bölümlü protezler ve implant destekli sabit protezlerdir. Alternatif bir tedavi yaklaşımı ise hareketli bölümlü protezlerin implant ile desteklendiği güncel bir protez tipi olan implant destekli hareketli bölümlü protezlerdir. Özellikle Kennedy sınıf I ve II vakalarda, posterior bölgeye yapılan implantlarla protezin fonksiyonel ve retatif olarak daha ideal hale gelmesi sağlanmaktadır. Mevcut protezin dayanak dişlerinden biri kaybedilmiş ve yeterli diş desteği sağlanamıyorsa, eksik diş yerine implant yerleştirilerek, daha ideal bir protez yapılabilir (1). Böyle durumlarda çok tercih edilen bir tedavi yöntemi olmamasına rağmen implant üstü kron ile kroşe sayesinde retansiyon sağlanabilmektedir. Daha çok tercih edilen tedavi alternatifi ise çeşitli tutucu sistemler yardımıyla protezin overdenture haline getirilmesidir (2, 3).

Retansiyon ve stabiliteyi arttırmak amacıyla geleneksel implant destekli tam protezlerde olduğu gibi farklı tasarımlarda birçok tutucu kullanılabilmektedir (2, 4). Bunlar; magnet tutucular, top başlı tutucular, O-Ring tutucular, locator tutucular ve bar tutuculardır (2, 5). Bunlar arasından top başlı tutucular, rezilyent bir tutucu türüdür. Uygulanması kolaydır, farklı derecelerde retansiyon sağlayabilir ve ekonomiktir. Top başlı tutucuların diğer tutuculara kıyasla implantı çevreleyen kemiğe daha az stres ilettiğini ve daha çok tercih edildiğini belirten çalışmalar mevcuttur (6, 7). Novaloc tutucu sistemler piyasaya yeni sürülmüş olup, Novaloc ile ilgili yapılmış sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Novaloc tutucu sistem geliştirilirken elastik modülüsü yüksek polietilen eter keton materyalinden yararlanılmıştır. Novaloc matris tasarımında, içerisinde kısa bir kesit şeklinde boşluk bırakılarak, gelen yükler altında matrisin genişlemesi ve deformasyon oluşmadan daha uzun süre kullanılması ile matrisin retansiyonunu kaybetmemesi amaçlanmıştır (8). Bu çalışmada Novaloc ile top başlı tutucu sistemlerin karşılaştırılması planlanmıştır.

İmplant destekli hareketli bölümlü protezler, distal uzantılı vakaların (Kennedy I ve II), diş destekli (Kennedy III) vakalara dönüşümünü sağlamaya yardımcıdır (4, 9). Böylece, fonksiyon sırasında son dayanak dişe gelen potansiyel olarak zarar verebilecek sınıf I kol kuvvetinin en aza indirilmesi amaçlanmıştır (10). Ancak, tüm bu avantajlarına rağmen destek dişte ve implant yüzeyinde stres oluşumu görülebilmektedir. İmplant desteği ile distal

uzantılı vakalar diş destekli vakalara dönüştürülmeye çalışılsa da proteze gelen kuvvetlerin karşılanması ve iletilmesinde doku desteğinin de önemli olduğu düşünülmektedir. Bu tip olgularda ana bağlayıcı seçimi genellikle rijidite ve hastanın dişsiz boşluğunun yeri ve uzunluğuna göre yapılmaktadır. Sıklıkla üst çene ana bağlayıcı çeşitlerinden; U plak, anterior posterior palatal bant, tam palatal plağın kullanıldığı görülmektedir (2, 3). Rijit bir ana bağlayıcı olmayan U plak (11, 12), lateral kuvvetleri direkt dişlere iletir, rijiditeyi artırmak için kalın hazırlanır ve bu dili rahatsız edebilir, dilin en çok özgürlüğe ihtiyacı olduğu alan olan ruga bölgesini kaplar. Bu dezavantajlarına rağmen en sık kullanılan ana bağlayıcılardan biridir (13). Anterior posterior palatal bant damakta az yer kaplamasına rağmen rijit bir ana bağlayıcıdır (11), yapısal açıdan çok sağlam olması sebebiyle de sıklıkla tercih edilmektedir. Okhubo ve ark. (4) implant destekli hareketli bölümlü protezlerde dişeti kalınlığının artmasıyla implant ve mukozaya gelen streslerin azaldığını ve stresin daha iyi bir dağılım gösterdiğini ifade etmişlerdir. Bu bilgiler ışığında ana bağlayıcı tipinin rijiditesinin değişmesinin ve kuvveti dağıtmada gösterdikleri farklı özelliklerin implant ve son dayanak dişte oluşan stres üzerinde etkisi olabileceği düşünülmüştür.

Sonlu eleman analiz yöntemi; karmaşık mekanik sorunların analitik çözümlemesinde kullanılan sayısal bir yöntemdir. Diş hekimliğinde özellikle implant sisteminin kompleks yapısı sebebiyle, sonlu eleman analizi kullanılacak en uygun yöntemlerden biri olarak kabul görmektedir (14). Dental implant yapılarında oluşacak stresler sonlu eleman analizi ile hassas şekilde ölçülebilmektedir. Bu analiz yöntemi sayesinde, yapılar gerçeğe uygun olarak modele aktarılarak fiziksel özelliklerinin doğru yansıtılması ile oluşan stres değerleri hesaplanabilmektedir (15).

Çalışmamızın amacı implant destekli hareketli bölümlü protezlerde ana bağlayıcı ve tutucu tipinin; son dayanak diş olan kaninde, kanin dişin periodontal ligamentinde, diş çevreleyen kortikal ve spongioz kemikte, implantta, implantı çevreleyen kortikal ve spongioz kemikte oluşturacağı stres değerlerinin ve dağılımının sonlu eleman analizi yöntemi kullanılarak incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dişsizlik

Günümüz diş hekimliğinde öncelik kişilerin sahip oldukları doğal dişlerini mümkün olan en uzun süre korumaktır. Ancak tekrar eden çürükler, dental travmalar, doğumsal anomaliler, endodontik komplikasyonlar veya periodontal hastalıklardan kaynaklan diş kayıpları yaşanmaktadır. Bu kayıplar çiğneme verimliliğinin ve yüz estetiğinin azalmasına, ayrıca konuşma problemlerine neden olabilmektedir (16). Bu yüzden modern diş hekimliğinin ikinci amacı, hastaya kaybettiği oral fonksiyonları en üst düzeyde yeniden kazandırmaktır (17). Protetik rehabilitasyonun amacı; fonksiyonu, estetiği ve fonetiği restore etmek ve eksik dişleri tamamlamaktır (18).

2.1.1. Diş eksikliklerinde tedavi yöntemleri

Diş eksikliklerini gidermek için çeşitli tedavi yöntemleri mevcuttur. Dişsizlik, hareketli ya da sabit protezlerle tedavi edilebilmektedir, sabit tedaviler, kalan mevcut dişlere göre diş destekli köprüler, ya da implant destekli sabit restorasyonları içermektedir (19). Uygulanacak tedaviye karar verilirken mevcut dişlerin durumu, dişsiz boşluğun uzunluğu ve hastanın fonksiyonel durumunun ayrıntılı değerlendirmesi yapılmalıdır. Ayrıca, seçilen tedavi yönteminin riskleri, faydaları ve maliyetleri hastalar ile tartışılmalıdır (20).

Çoklu diş eksikliklerinde geleneksel tedavi seçeneği hareketli bölümlü protezler (HBP)'dir. HBP tedavisi minimal invazivdir, parsiyel dişsiz hastalar için uygun maliyetlidir ve kısa zamanda temin edilebilir. Estetiği sağlamak için kayıp sert ve yumuşak dokuların yerini alarak, uzun dişsiz boşlukların tedavisinde kullanılan iyi uygulamalardan biridir (21). HBP'lerle ilgili yaygın şikayetler stabilite eksikliği, minimal retansiyon, kroşelerin estetik olmayan görünümü ve yükleme sırasında gözlenebilen rahatsızlıktır. Ayrıca, dişsiz sırtta rezorpsiyon, protez tabanından gelen sabit basınç nedeniyle kademeli olarak devam edebilir (22).

Diğer bir tedavi seçeneği olan dental implantlar; eksik dişlerin tedavisini sağlamak amacıyla, çene kemiklerine yerleştirilen ve sıklıkla kullanılan materyallerdir (23, 24). İmplant destekli sabit protezler doğal diş hissi ile hastanın psikolojisini olumlu yönde etkiler,

daha az yemek sıkışması görülür, idamesi daha kolaydır ve implant çevresinde kemik kaybının önüne geçilir (25). Ancak yetersiz kemik miktarı implant yerleşimini sınırlandırmaktadır. Aynı zamanda çoklu diş eksiklikleri gerekli tedavilerin ekonomik yükünü hastalar açısından artırmaktadır.

Alternatif bir tedavi yaklaşımı olarak HBP'lerin implant ile desteklendiği güncel bir protez tipi olan implant destekli hareketli bölümlü protezler yapılabilmektedir. Bu tip protezler az sayıda ve stratejik implant yerleşimiyle, retansiyon ve stabiliteyi artırıp hasta konforunu sağlayabilmektedir (26, 27). İmplantlar, yerleştirildiği bölgede alveolar yüksekliği koruyarak protezin desteğini artırır ve dişsiz bölgede kemiğinin korunmasını sağlayabilirler (28, 29).

2.2. Hareketli Bölümlü Protezler

2.2.1. Kısmi dişsiz arkların sınıflandırılması

Araştırmalarda, diş kavsinde kaybedilen dişler ile kalan dişlerin yerleşimleri ile ilgili yaklaşık 65.000 farklı kombinasyon oluşabildiği bildirilmiştir (30). Bu yüksek farklılıklar belli bir sistem içerisinde sınıflandırma gereksinimi doğurmuştur.

Herhangi bir planlamanın kabul edilebilir olması için bazı şartlar vardır:

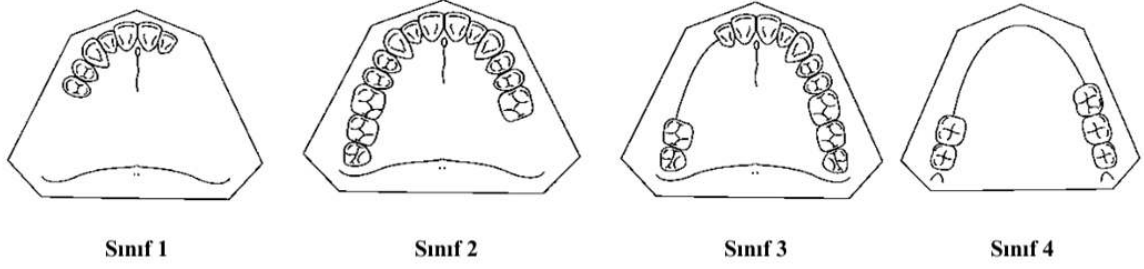
- Kısmi dişsiz arkın tipini göz önüne getirebilmeli,
- Bölümlü protezin diş destekli mi, diş-doku destekli mi olduğu ayırt edilebilmeli,
- Yapılacak planlamaya rehber olmalı,
- Evrensel olarak kabul edilebilir nitelikte olmalıdır.

Bugün yaygın şekilde kullanılan sınıflandırma sistemi, 1925 yılında Dr. Edward Kennedy'nin önermiş olduğu sınıflamadır.

Kennedy sınıflamasında dişsiz bölümler 4 ayrı sınıfta belirtilmiştir. İlave dişsiz bölgeler ise modifikasyon olarak tanımlanmıştır (30) (Şekil 2.1).

- Sınıf 1: Dişlerin distalinde yer alan her iki tarafı da içeren dişsiz bölgeler,
- Sınıf 2: Dişlerin distalinde yer alan tek taraflı dişsiz bölge,

- Sınıf 3: Mezialinde ve distalinde dişlerin bulunduğu tek taraflı dişsiz bölge,
- Sınıf 4: Dişlerin mezialinde, orta hattın her iki tarafını da içeren tek dişsiz bölgedir.



Şekil 2.1. Kennedy sınıflaması

2.2.2. Hareketli bölümlü protez yapısal elemanları

- Ana (Major) Bağlayıcılar
- Küçük (Minör) Bağlayıcılar
- Destek Dişe Uygulanan Tutucular
 - Direkt Tutucular
 - İndirekt Tutucular
- Protez Kaidesi ve Yapay Dişler (31)

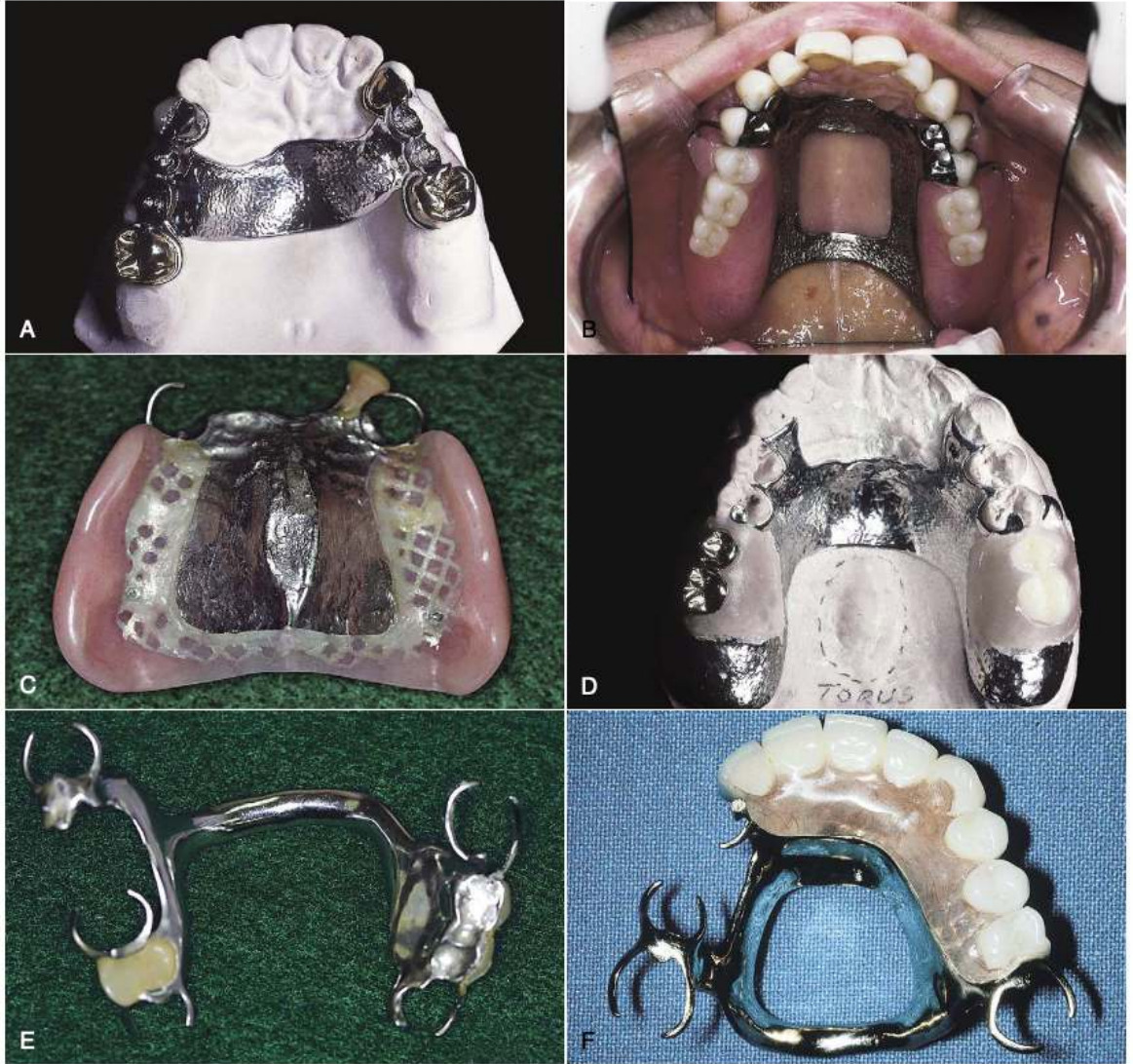
2.2.2.1. Ana (Major) bağlayıcılar

HBP'lerde, arkın iki tarafındaki elemanların birbirine bağlanmasını sağlayan protez kısımlarıdır. Ana bağlayıcılar, ağızda oluşan kuvvetlerin dokulara ve dişlere azalarak iletilmesi amacıyla rijit olmalıdır. Bu şekilde oluşan kuvvetlerin tamamı dişlere ve dokulara dengeli şekilde dağılacığından, doğal dişler üzerine gelen yükler azaltılmış olacaktır (31).

Ana bağlayıcılar, rezidüel krette kemik rezorpsiyon riskinin olduğu dokuları ve gingival dokuları kaplamazlar. Ana bağlayıcılar çenelerdeki farklılıklar sebebiyle çeşitli yapılarda ve çeşitli şekillerde üretilmektedir. (31, 32). Üst çenedeki ana bağlayıcıların dokuya oturan iç yüzeyinde, dokuya gömülmesini engellemek amacıyla stop çizgisi oluşturulur. Bu çizgi sayesinde ana bağlayıcı ile doku arasındaki adaptasyonun iyi olması sağlanarak protezin altına gıda kaçışının önüne geçilmiş olunur. Stop çizgisi, HBP'lerin yapılacağı ana modelde dişlerin gingival kenarından 6 mm uzakta, 0,5-1 mm derinliğinde ve genişliğinde bir oluk şeklinde hazırlanmaktadır (31).

Üst çenede kullanılan ana bağlayıcılar (Şekil 2.2);

- Tek palatal bant,
- Tek palatal bar,
- Anterior posterior palatal bant,
- Anterior posterior palatal bar,
- U plak,
- Tam palatal plaktır (33).



Şekil 2.2. Üst çenede kullanılan ana bağlayıcı tipleri

A. Tek palatal bant, B. Anterior posterior palatal bant, C. Tam palatal plak, D. U plak, E. Tek palatal bar, F. Anterior posterior palatal bar (33).

2.2.2.1.1. Tek palatal bant

Anterior sınırı ruga seviyesinde, posterior sınırı ise yumuşak ve sert damağın bileşiminde olmak üzere; eksik dişlerin konumuna göre değişebilen, serbest dişetini örtmeyecek şekilde tasarlanan, her yerinde genişliği eşit olan bant yapısındadır.

Tek palatal bant,

- Dişsiz boşluğun arkın her iki tarafında da simetrik olduğu Kennedy sınıf III durumlarında ve modifikasyonlarında,
- Damağın ön bölgesinin açıkta kalmasını gerektiren bazı Kennedy sınıf II modifikasyon 1 durumlarında,
- Karşıt ark stabilizasyonunu sağlayabilmek amacıyla, desteğin dişlerden sağlanması için Kennedy sınıf II ve III durumlarında kullanılabilir.

2.2.2.1.2. Anterior posterior palatal bant

Damağın anterior ve posterior bölgesinden geçen iki adet bant şeklindedir. Anteriordaki bant ruganın girintilerine ve çıkıntılarına uyumlu olacak şekilde düz ve geniş olarak tasarlanmıştır, böylece dili kısıtlamadığından konuşmayı engellememektedir. Posteriodaki bant ise anteriordakine göre daha dar ve kalın bir şekilde tasarlanmıştır, dişsiz boşluğa göre şekillendirilebilmektedir.

Anterior posterior palatal bant,

- Anterior ve posterior bölgedeki mevcut dişler arasındaki mesafenin çok olduğu modifikasyonlu Kennedy sınıf II durumlarında,
- Torus palatinus mevcudiyetinde,
- Anteriordaki diş eksikliğini desteklemek üzere Kennedy sınıf IV durumlarında,
- Damakta fazla yer kaplaması sebebiyle tam palatal plak endikasyonu olan ancak plağı tolere edemeyen hastalarda kullanılabilir.

2.2.2.1.3. U plak

Damağın anteriorunu örterek posteriora kadar uzanan, şekli at nalına benzeyen ana bağlayıcıdır. Kalınlığının 0,5 mm olması hastaya rahatsızlık vermeden kullanılabilmesine olanak sağlar. Konuşmadaki zorluğu azaltmak için damağın anteriorundaki anatomik oluşumları aynen yansıtır, kullanıldığı vakalara göre gingival marjinler açıkta bırakılacak şekilde tasarlanır.

U plak,

- Anterior dişlerin restore edilmesi gereken modifikasyonlu Kennedy sınıf I vakalarda,
- Anterior, posterior dişlerin restore edilmesi gereken vakalarda,
- Torus palatinus mevcudiyetinde,
- Anterior dişlerin periodontal desteği azalmış ve stabilizasyonu gerekiyorsa,
- Bulantı refleksi olan hastalarda, damağın posteriorunda dokuyu örtmemek amacıyla kullanılabilir.

2.2.2.1.4. Tam palatal plak

Maksimum mukoza desteğinin olduğu, sert damağın neredeyse tamamını kaplayan ana bağlayıcı tipidir. Fonksiyonel yük geniş bir alana dağılacığından, birim alana düşen yük miktarı oldukça azalır ve böylece fizyolojik olarak avantaj sağlanmış olur.

Tam palatal plak,

- Periodontal desteğin azalmış olduğu dişlerin mevcudiyetinde,
- Rezidüel kretlerde kemik rezorpsiyonunun fazla olduğu durumlarda,
- Sert damağın kubbesinin azaldığı, formunun daha düz olduğu durumlarda,
- Damak yarığı varlığında veya maksiller rezeksiyon sonrası HBP planlanan hastalarda damağın tam örtülmesinin ihtiyaç olduğu durumlarda kullanılabilir.

2.2.2.1.5. Tek palatal bar

Arkta stres dağılımı için gerekli sertliğe sahip olabilmesi amacıyla tek palatal barın yoğun bir kütleye sahip olması gerekir. Tek palatal barın etkili olabilmesi için, ark stabilizasyonu ve desteğini sağlayacak kadar rijit olmalı ve protezde merkezi olarak konumlandırılması gerekir. Mekanik olarak, bu uygulama yeterince sağlam olabilir. Ancak, hasta konforu ve damak kontürünü değiştirmesi sebebiyle uygun değildir. Tek palatal bar genellikle çok ince ve esnektir ve hastanın dil fonksiyonlarını kısıtlayarak rahatsızlık verebilir (33).

2.2.2.1.6. Anterior posterior palatal bar

Yapısal olarak, tek palatal bar ile benzer dezavantajlar sergiler. Yeterince rijit olabilmesi ve gerekli destek ve stabiliteyi sağlayabilmesi için, konnektör çok büyük olmalıdır ve böylece dil fonksiyonlarını kısıtlayabilmektedir (33).

2.2.2.2. Küçük bağlayıcılar

Küçük bağlayıcılar; tırnakların, kroşelerin, indirekt tutucuların ve dişli kaidenin, ana bağlayıcıya bağlanmasını sağlayan ve rijit olan elemanlardır. Proteze gelen basınçların dişlere, destek dişe gelen basınçların ise proteze iletilmesini sağlar (31).

2.2.2.3. Destek dişlere uygulanan tutucular

Destek dişlere uygulanan tutucular direkt ve indirekt tutucular olmak üzere iki ana başlıkta incelenir. Direkt tutucular; kron içi ve kron dışı (hassas tutucular, kroşeler) tutucuları içerir.

2.2.2.3.1. Direkt tutucular

Direkt tutucular destek dişleri sarar, HBP'lere gelen zarar verici kuvvetlere direnç gösterir, stabilite ve tutuculuk sağlar.

2.2.2.3.1.1. Çevresel kroşeler

Destek dişe oklüzalden yaklaşan kroşe sistemidir. Dişi 180 - 270 derece sararak kavrama özelliği gösterir. Bar kroşelere göre stabilizasyon ve tutuculuk açısından daha çok tercih edilirler.

2.2.2.3.1.2. Bar kroşeler

Protez kaidesinden çıkarak destek olacağı dişin andırkat bölgesine gingivalden yaklaşan kroşe sistemidir. Kroşe kolları T, I, Y kroşe olarak 3'e ayrılırlar; bu ayrım tutucu ucun şekline göre yapılır ancak hepsinin karakteristiği genel olarak aynıdır. Dişin yüzeyinde daha az metal görünmesi sebebiyle daha estetik görünümündedir, dişi daha az sarmasına rağmen fonksiyonel ve mekanik olarak etkilidir.

2.2.2.3.2. İndirekt tutucular

HBP'de rotasyona sebep olabilecek kuvvetlere karşı direnç gösteren protez elemanlarıdır. Serbest sonlanan durumlarda destek eksenini etrafında protezin rotasyonunu engellemeyi sağlar (31).

İndirekt tutucu tipleri; oklüzal ve yardımcı oklüzal tırnak, oklüzal tırnaktan çıkan kanin uzantısı, sadece kanine koyulan indirekt tutucu, Kennedy barı ve ruga desteğidir.

2.2.2.4. Protez kaidesi ve yapay dişler

Yapay dişleri taşıyan ve rezidüel krete uyumlanan metal veya akrilik protez elemanlarıdır. Proteze gelen oklüzal kuvvetlerin destek dokulara iletilmesinde görev alır. Esas fonksiyonu yapay dişlere desteklik sağlamaktır, ancak iyi planladığında protezin tutuculuğuna ve stabilizasyonuna da destek olmaktadır. Ayrıca, rezidüel kretin üzerindeki dokuda uyarım etkisi oluşturması ile stimülasyon sağlar. Fonksiyonel hareketler esnasında protez kaidesinin vertikal yöndeki hareketi destek dokularda stres oluşumuna sebep olur. Ağızdaki tüm dokular, fizyolojik limitlerdeki stresler ile bütünlüklerini korurlar. Fizyolojik limitleri aşan kuvvetler varlığında ise çene kemiğinde rezorpsiyon görülebilir (31, 34).

2.3. İmplant Üstü Protetik Restorasyonlar

2.3.1. Dental implant

İmplant kelime anlamı olarak Latince ‘in= içerisinde’ ve ‘planto=ekme, dikme, yerleştirme’ anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur. İmplantın tıbbi anlamı ‘kaybolan fonksiyonun yeniden kazandırılması amacıyla, canlı dokularda uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme’ verilen addır (35). Dental implantlar hareketli veya sabit proteze tutuculuk ve destek sağlayabilmek için mukozaya, periost tabakasının altına veya çene kemiğine yerleştirilen alloplastik materyallerdir (36). Metal, metal alaşımı veya porselen materyalleri kullanılarak üretilmektedirler (37).

İmplantasyon için çok çeşitli materyaller kullanılmıştır. 1965’de implant materyali olarak saf titanyum kullanılmaya başlanmıştır. 1967’de ise vitalliumdan “endosteal blade” implantların kullanılmaya başlanması ile modern implant diş hekimliğine giriş yapılmıştır (38).

Dental implantlar genel olarak subperiosteal, transosteal ve endosteal olmak üzere üç ana grupta incelenmektedir (39).

Transosteal ve subperiosteal implantlar tam dişsizlik durumlarında protezin ağızda kalmasını sağlamak amacıyla tasarlanmıştır. Endosteal implantlar ise alveolar veya bazal kemiğin içerisine cerrahi olarak yerleştirilen, günümüzde artık rutin olarak kullanılan dental implant şeklidir. Endosteal implantlar, blade formunda (platform) ve kök formunda (silindirik) olmak üzere iki alt gruba ayrılmaktadır. Blade implantlar kesit olarak kama veya dikdörtgen şeklinde, genellikle 2,5 mm genişliğinde, 8–15 mm derinliğinde ve 15–30 mm boyundayken, kök formunda olanlar 3–5 mm çapında ve 7–20 mm uzunluğundadır. Hastalarda yüksek başarı oranı gösteren ilk implantlar blade implantlardır. Kemikte preparasyon sırasında oluşan sıcaklığın yüksek olması ve implantların immedat yüklenmesi sebebiyle blade implantlarda daha çok sayıda problemle karşılaşılmaktadır. Bu nedenle blade implantlarda fibröz kapsül oluşumu sıklıkla gözlenmektedir (39).

2.3.2. Osseointegrasyon

Dental implantların günümüzde yaygın kullanımındaki temel felsefe osseointegrasyon kavramıdır. Branemark osseointegrasyon kavramını 1952’de başladığı çalışmaların

sonucuna göre; ışık mikroskobu altında incelendiğinde implantın yüzeyinde görülen az bir miktar canlı kemik dokusu varlığıyla tanımlamıştır (40). Daha sonra tekrar Branemark (41) 1985'te, yüklemde implantın canlı kemik dokusuyla arasında oluşan fonksiyonel ve yapısal direkt bağlantı olarak yeniden tanımlamıştır.

Zarb ve Albrektsson (42) daha sonrasında osseointegrasyonu; klinik açıdan alloplastik materyallerin kemikle oluşturduğu asemptomatik rijit fiksasyon ve bu bağlantının fonksiyonel kuvvetler altında devamı olarak tanımlamışlardır. Ayrıca Schroder ve ark. (43) osseointegrasyonu “fonksiyonel ankiloz” olarak tanımlamışlardır.

2.3.3. Dental implant başarı kriterleri

Albrektsson ve arkadaşlarının (44) tanımladıkları implant başarı kriterleri şu şekildedir;

1. Klinik olarak incelendiğinde implantta herhangi bir mobilite gözlenmemelidir.
2. Radyografik olarak değerlendirildiğinde implant çevresinde herhangi bir radyolüsent alana rastlanmamalıdır.
3. İmplantın yerleştirilmesinden sonra takip eden yıllarda 0,2 mm'den daha fazla kemik rezorpsiyonu görülmemelidir.
4. İmplantta enfeksiyon, ağrı, parestezi, mandibular kanala zarar, nöropati gibi durumlar gözlenmemelidir.
5. İlk beş yılda başarı yüzdesi minimum %85, on yıl sonra ise minimum %80 olmalıdır.

2.3.4. Alveolar kemik

Dişlerin çene kemiğine tutunduğu kemik doku alveolar kemiktir. Dış kısmında kortikal kemik, merkezinde kansellöz kemik tabakası bulunur.

Maksilla ve mandibulada yenilenme hızı oldukça fazladır, sürekli olarak yapım ve yıkım gözlenmektedir. Bu yapım ve yıkım süreci multifaktöriyeldir ve dokunun üç boyutlu yapısında sürekli değişiklikler oluşmaktadır. Diş kayıpları ile alveolar kemik geri dönüşümü olmayan bir yıkım sürecine girmektedir (45). Diş kayıpları dışında periodontal hastalıklar, sigara kullanımı, yaşın ilerlemesi ve metabolik hastalıkların mevcudiyeti ile kemik

dokusunda yıkım süreci gözlenebilmektedir (45). Kemikte görülen değişimlerin sonucu olarak alveolar kemik doku da morfolojik olarak değişmektedir. Alveolar kemik yapısının çeşitli sınıflandırmaları mevcuttur.

Lekholm ve Zarb tarafından yapılan sınıflama günümüzde en çok kabul gören sınıflamalardan biridir (41). Bu sınıflamada alveolar kemiğin şekli ve kalitesi ele alınmıştır (Şekil 2.3).

Kemiğin şekli

- A. Alveolar kemiğin çoğu mevcuttur.
- B. Krette az miktarda rezorpsiyon mevcuttur.
- C. Krette rezorpsiyon ilerlemiştir, yalnızca bazal kemik mevcuttur.
- D. Bazal kemikte bir miktar rezorpsiyon mevcuttur.
- E. Bazal kemikte ciddi rezorpsiyon mevcuttur.

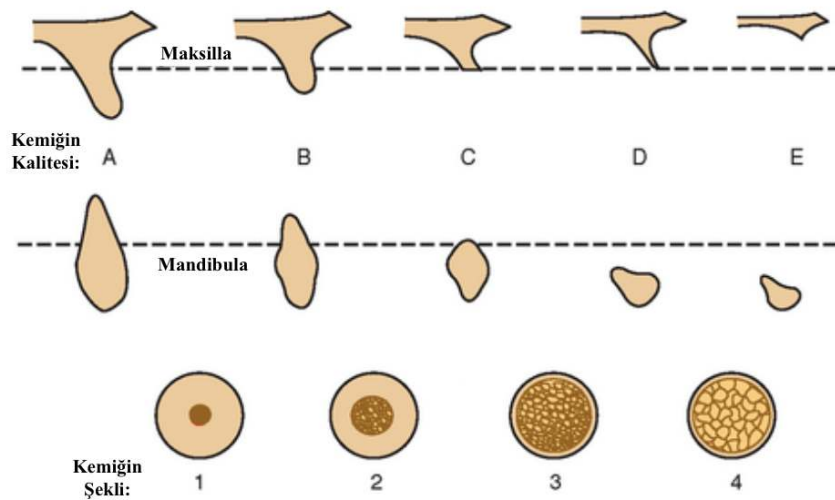
Kemiğin kalitesi

Tip I : Homojen kompakt kemik

Tip II : Yoğun kansellöz kemiği çevreleyen kalın kortikal kemik

Tip III : Yoğun kansellöz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik

Tip IV : Düşük yoğunlukta kansellöz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik

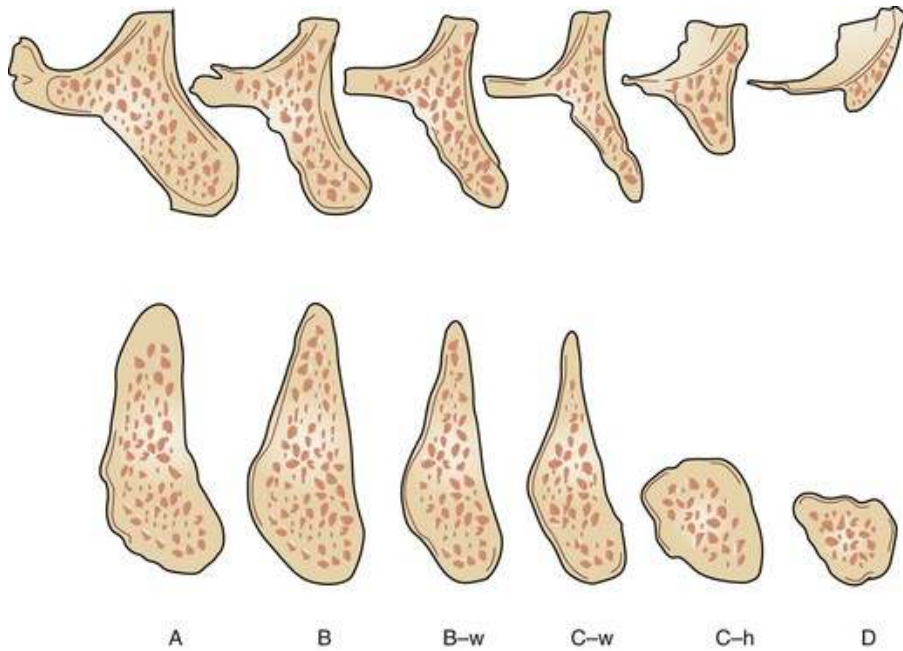


Şekil 2.3. Lekholm ve Zarb'ın yapmış olduğu kemik sınıflaması

Misch (46) tarafından yapılan sınıflama da yaygın olarak kullanılmaktadır. Tamamen kortikal içerikli kemik yapısı D1 tip kemiktir. Merkezinde yoğun kansellöz kemik bulunan, kansellöz kemiğin etrafını ince kortikal kemiğin çevrelediği kemik yapısı D2 tip kemiktir. Merkezi daha az yoğunlukta kansellöz kemikten oluşan, etrafını yine ince kortikal kemiğin çevrelediği kemik yapı D3 tip kemiktir. D3 tip kemik D2 ile oldukça benzerdir, aralarındaki ayrım histolojik olarak yapılamasa da, implant cerrahisi esnasında preparasyona karşı gösterdiği direnç aralarındaki farkı oluşturur. Yoğunluğu düşük kansellöz kemiği, ince kortikal kemik tabakanın sardığı kemik yapısı ise D4 tip kemiktir. Mineralizasyonun tamamlanmadığı kemik ise D5 tip kemiktir.

Misch (46), implant cerrahisinde kemik preparasyonu esnasında karşılaşılan direnci dikkate alarak bu sınıflamayı yapmıştır. Bu sınıflama Lekholm ve Zarb'ın (41) yapmış oldukları kemik kalitesi sınıflaması ile uyumludur. Ayrıca Lekholm ve Zarb (41) yapmış oldukları bu sınıflamalarda kemik şeklini de değerlendirmişlerdir.

Misch ve Judy'nin (47) yapmış oldukları sınıflamada ise alveolar kemik rezorpsiyonu göz önüne alınarak alveolar kemik yükseklik ve genişliğine göre sınıflandırılmıştır (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Misch ve Judy'nin yaptıkları kemik sınıflandırılması

2.3.4.1. Üst çene posterior bölge ile ilgili değerlendirmeler

Üst çene posterior bölge ağız içerisindeki en zayıf kemiktir (48). Üst çenede diş çekimlerini takiben yaklaşık olarak %60-70 oranında genişlik ve yükseklik kaybı görülmektedir. Görülen bu kemik rezorpsiyonlarının tek sebebi diş çekimi değildir; mekanik etkiler, vitaminler ve hormonlar da kemikte değişim görülmesine neden olabilmektedir (49, 50).

Üst çenede sıklıkla gördüğümüz kemik yoğunluğu D3 tip kemiktir. Anteriorda daha sıklıkla D3 tipte kemik görülürken, posteriorda D3, D4 kemik birlikte görülür. D1 yoğunluğundaki kemik neredeyse hiç bulunmaz. Kemik-implant temas alanı kemiğin yoğunluğundan doğrudan etkilenir, temas alanının az olması, kuvvetlerin kemiğe artarak iletilmesine sebep olur. Daha yoğun tipteki kemiklerde rezorpsiyon sadece krestal bölgede gözlenirken, yoğunluğu az olan kemiklerde implantın tüm gövdesi boyunca yoğun kemik rezorpsiyonu gözlenebilmektedir (40). Uygulanan yüklere kemiğin gösterdiği dayanıklılık doğrudan kemik yoğunluğu ile ilişkilidir. Kemik yoğunluğunun ve sertliğinin fazla olduğu durumlarda, yüklemeler sırasında kemiğe daha az yıkıcı tipte kuvvetler iletilmektedir (51).

Diğer bölgelerle kıyasladığımızda, üst çene posterior bölgede daha hızlı kemik rezorpsiyonu görülür. Posterior diş çekimi sonrasında maksiller sinüsler alveolar kret tepesine doğru sarkma eğilimindedir, buraya cerrahi işlem yapılacaksa öncesinde kemik greft uygulamaları gerekebilmektedir. Ayrıca hem alt çenede, hem de üst çenede de posterior bölgelerde bulunan anatomik yapılar nedeniyle yapılacak işlemler daha zorlayıcı olabilmektedir (52).

Üst çene posterior bölgedeki diş eksikliklerini gidermek için implant tedavisi düşünüldüğünde kemik kalitesinin dışında dikkat edilmesi gereken diğer bir konu ise maksiller sinüstür. Posterior dişlerin kaybı ile maksiller sinüs genişler ve posterior bölgedeki kemik yüksekliği önemli derecede azalır (40). Alveolar kemikteki problemlerin yanı sıra maksiller sinüsün birçok farklı boyutta ve şekilde olması herhangi bir cerrahi modifikasyon yapılmaksızın implant yapılmasını imkansız kılar (53). Ayrıca oklüzal kuvvetlerin üst çenenin posteriorunda yüksek olduğu göz ardı edilmemelidir. Sonuç olarak kemik yoğunluğunun az olması ve yüksek oklüzal kuvvetler, bu bölgede daha geniş çaplı implantların kullanımını gerektirir.

Widmark ve ark.'nın (54) yaptığı 5 yıllık çalışma sonuçlarına göre üst çeneye direkt yerleştirilen implantların başarısı %87 iken, greft uygulamasından sonra yerleştirilen implantların başarısı %74 bulunmuştur. Greft uygulaması yapılmadan kısa implant kullanılmak istendiğinde ise en az 7-8 milimetrelik kemik yüksekliği gerektiği unutulmamalıdır (55).

Üst çenede bulunan D3 ve D4 yoğunluğundaki kemikte oklüzal kuvvetlerin etkisini azaltmak için implant yüzey alanı artırılmalıdır. Ancak yüzey alanını artırırken daha uzun implantların kullanımı üst çene posterior bölgede mevcut olan anatomik yapılar nedeni ile ilave cerrahiler gerektirecektir. İmplantın çapındaki 0,25 milimetrelik bir artış toplam yüzeyde %5-10'luk bir artış sağlayacağından üst çene posterior bölgede daha geniş çaplı implant kullanmak daha uzun implant kullanmaya tercih edilir (40).

Üst çene posterior bölgede implant destekli protez planlandığında; maksiller sinüs tabanını yükseltme işlemi, kemik grefti, kemik rejenarasyonu gibi uygulamalarla implant yerleşimi için daha ideal kemiğin elde edilmesi hedeflenmiştir. Bu teknikler uygulandıktan sonra yapılacak implant, protetik açıdan çok daha uygun yerleşimli olacaktır (56). Ancak bu ileri cerrahi teknikler tedavi sürecini uzatırken aynı zamanda komplikasyon riskini ve tedavi maliyetini artıracığından yaygın kullanım alanı bulamamaktadır (57). Ayrıca bu tür ileri cerrahi uygulamaların uzun dönem takibinde üstünlüğü de kanıtlanmamıştır (54).

2.3.5. İmplant endikasyonları

- Tam ve kısmi dişsiz hastalarda,
- Aşırı atrofik alveolar kretileri olan total protez hastalarında,
- Çene ve yüz defekti olan hastalarda,
- HBP kullanamayan kısmi dişsiz hastalarda,
- Travmaya bağlı diş kayıpları veya kök kırıklarında,
- Sağlıklı dişlerinin aşındırılmasına olumlu bakmayan hastalarda,
- Oldukça uzun dişsiz boşluklara sahip sabit protez hastalarında,
- Zayıf kas ağız koordinasyonu olduğu durumlarda,
- Hareketli protezi psikolojik olarak kullanmayı reddeden hastalarda,
- Öğürme ve kusma refleksi olan hastalarda,
- Parafonksiyonel alışkanlıkların protez stabilitesini bozabilecek kadar ilerlemiş

- olduğu durumlarda,
- Doku toleransının düşük olduğu durumlarda,
 - Ortodontik ankraj olarak,
 - Diş agenezisinde,
 - Tek diş eksikliğinde implant uygulanabilmektedir (58).

2.3.6. İmplant kontrendikasyonları

Major kontrendikasyonlar;

- Kontrol altında olmayan sistemik hastalığı olan hastalarda,
- Gelişimin tamamlanmadığı genç hastalarda,
- İlaç ya da alkol bağımlılığı olan hastalarda,
- Şiddetli psikolojik rahatsızlığı olan hastalarda kontrendikedir.

Göreceli kontrendikasyonlar;

- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda,
- Kemik hacminin yetersiz ya da kemik kalitesinin kötü olduğu durumlarda,
- Risk taşıyan hastalarda (radyoterapi hikayesi olan, ilerlemiş periodontal problemleri olan, ciddi bruksizmi olan, sigara kullanan ve osteoporoz şüphesi olan hastalar) kontrendikedir (59).

2.3.7. İmplant üstü protezlerin neden olduğu gerilmeler

Oklüzal yükler ilk önce proteze iletilir ve daha sonrasında implantlar vasıtasıyla kemik-implant arayüzüne ulaşır. Bundan dolayı yük iletimindeki adımları etkileyen biyomekanik faktörler konusunda çalışmalar yapılmaktadır. Bu biyomekanik faktörler; uygulanan kuvvetlerin yön ve büyüklüğü, protez materyali ve tipi, implantların şekli, dağılımı ve sayısı, kemik-implant arayüzü ve kemiğin yoğunluğu gibi mekanik özelliklerdir (60).

İmplant destekli protezlere uygulanan kuvvetler yük taşıyıcı sistemin tamamında gerilmeye neden olur, implantı destekleyen kemikte ters yönde, aynı büyüklükte gerilme reaksiyonu oluşur. Kuvvetler, oklüzal yükleme esnasında neredeyse hiçbir zaman implanta paralel şekilde iletilmemektedir. Kuvvetin yükleme yerine, sıklığına bağlı olacak şekilde

kemikte bükölme momenti ve reaksiyon kuvveti oluşturacak kaldıraç kolu oluşabilmektedir (61). Etki alanı ve kuvvet arasındaki mesafe arttığında bükölme momenti de artacaktır.

İmplantlardaki kuvvet dağılımını etkileyen faktörler;

- Protez tipi, şekli ve materyali,
- İmplantların ark içindeki lokalizasyonları,
- İmplant geometrisi, çapı, sayısı, uzunluğu ve açısı,
- Üst yapının uyumu,
- Karşıt arkin durumu (doğal diş-protez),
- Proteze gelen kuvvetlerin lokalizasyonu, yönü ve büyüklüğü,
- Kemik yoğunluğu,
- Mandibula deformasyonu,
- Hastanın cinsiyeti ve yaşı,
- Besin sertliğidir (62).

Kemik biyolojisiyle ilgili yapılan çalışmalar, fazla kuvvet uygulanmasının implantlarda kayıplara neden olabileceğini bildirmektedir. Fazla yüklemeler sonucu implantı çevreleyen kemikte aşırı miktarda deformasyon görülebileceği bildirilmiştir (63). Fizyolojik limitleri aşan patolojik yüklemeler görüldüğünde, kemikte ve kemik-implant arayüzünde mikro kırıklar meydana gelebilmektedir (64).

Dental implant kullanımının artış sebepleri şu şekilde belirtilmiştir (40):

- Yaşam süresinin uzaması,
- Yaşlanmaya bağlı olarak diş kayıplarının artması,
- Tek diş implant uygulamalarının sabit protezlere kıyasla başarılı olması,
- Tam dişsizliğin anatomik sonuçları,
- Hareketli protezlerin performanslarının yetersiz olması,
- HBP tedavilerinin olumsuz etkileri,
- Yaşlanmakta olan nüfusun ihtiyaçları,
- Diş kaybının sebep olduğu psikolojik sonuçlar,
- İmplant destekli protezler sayesinde elde edilen olumlu sonuçlar,
- İmplant destekli protezlerin çok sayıda avantajının bulunmasıdır.

Öncelikle tam dişsiz arkların tedavisi amacıyla dental implantlar kullanılmaya başlamıştır. Kullanılmaya ilk başlandığı zamanlarda, mandibulada implantlar mental foramenler arasına yerleştirilerek üzerine iki tarafa uzanan distal uzantılı döküm iskelet tasarlanarak kısmi dişsiz arkların tedavisi sağlanmıştır. Tam dişsizliğin implant tedavisinde görülen başarılı sonuçlarla birlikte, diş hekimleri bölümlü dişsizliklerin tedavisinde de implant kullanmaya başlamışlardır (65).

2.3.8. İmplant destekli protez sınıflamaları

Dişsiz arklarda hareketli veya sabit protez yapımının karar aşamasında arklar arası mesafenin, karşıt arktaki dişlerin ve restorasyonların, çene ilişkilerinin göz önünde bulundurulması gerekmektedir (66).

Geleneksel bir yaklaşımla implant destekli protezlerin sınıflandırılması şu şekilde yapılabilmektedir (40);

- Sabit protez-1: Dişin sadece kronu restore edilir.
- Sabit protez-2: Kronun ve kökün bir kısmı restore edilir.
- Sabit protez-3: Kronun ve dişetinin bir kısmı restore edilir.
- Hareketli protez-4: Hareketli protezin sadece implant ile desteklenmesidir.
- Hareketli protez-5: Hareketli protezin hem implant hem de yumuşak doku tarafından desteklenmesidir.

2.3.9. İmplant destekli sabit protezler

Diş eksikliği bulunan hastaların sabit dişlere sahip olmasını sağlayan tedavi alternatifidir. Parsiyel ve tam dişsiz hastalar için endike olabilirler. Dişleri veya dişlerle birlikte destekleyici dokuları da rehabilite edebilirler. Stabilite ve retansiyonu artırırılar, hastalar için fonksiyonel ve psikolojik avantajlar sağlarlar (67). İmplant destekli protezler total dişsiz çenelerde çiğneme işlevine yardımcı olup çiğneme fonksiyonlarını artırırılar (68). İmplant destekli sabit protezlerde tedavi retansiyon ve stabiliteyi güçlendirir; artmış çiğneme, konuşma, ve yutma kabiliyeti sağlar; hasta konforu ve memnuniyetini artırır (69).

2.3.10. İmplant destekli hareketli protezler

Modern diş hekimliğinin amacı; kaybedilen fonksiyonu, konuşmayı, estetiği ve ağız sağlığını yeniden sağlamaktır. Ancak kaybedilen diş sayısı arttıkça başarıya ulaşmak aynı oranda zor olmaktadır. Günümüzde sürdürülen araştırmaların sonuçları, diagnostik aletler, tedavi planlaması, implant dizaynı, materyali ve yapım teknikleri sayesinde çok sayıda tedavisi güç vakanın rehabilitasyonunun başarı ile gerçekleştiğini göstermektedir (40).

Tam protez yapımının; estetik, fonksiyon, konuşma, psikolojik, doku bütünlüğünün ve sağlığının korunmasını içeren 5 temel amacı vardır.

Tam protez kullanımında tutuculuk ve stabilite kaybı; uzun dönem protez kullanımıyla birlikte kret rezorbsiyonu ve nöromusküler kontrolün azalmasıyla ilişkilidir. Rezorbe olan yumuşak ve sert dokuların rekonstrüksiyonunu gerektiren durumlarda implant destekli overdenture protezler endikedir (70).

İmplant destekli overdenture protezlerin, stabilite, fonksiyon, konuşma ve hasta memnuniyeti açısından başarısı birçok çalışmada gösterilmiştir (71, 72). Birçok klinik çalışmada; implant destekli overdenture protezlerin implant sağ kalımı açısından iyi bir prognoza sahip oldukları açıklanmıştır. İmplant destekli protezler geleneksel tam protezler ile kıyaslandığında literatür ve klinik deneyimler implant destekli protezin daha iyi stabilite, fonksiyon ve yüksek düzeyde memnuniyet sonuçlarını getirdiğini göstermektedir (70). Ancak uzun dönem klinik başarıyı sağlamak için gerekli olan kişisel bakım ve temizlik düzeyi konusunda endişeler mevcuttur.

İmplant destekli hareketli protezler; yapılan implant sayısına ve kullanılan tutucu şekline göre tamamen implant destekli ya da implant ve doku destekli (implant tutuculu) olabilirler.

İmplant destekli overdenture endikasyonları;

- Rezorpsiyon görülen kretlerde tam protez kullanımının sorunları azaltmadığı durumlarda,
- Sosyal ve psikolojik sebeplerle protez tutuculuğunun daha iyi olmasını isteyen hastalarda,

- Klasik tam protez kullanmayı kabul etmeyen hastalarda,
- Kemik yapısının uygun olmaması sebebiyle implant sayısının azaltılması gerektiren durumlarda,
- Hastanın genel sağlık durumunun kısa süreli cerrahi işlemleri kaldırabileceği durumlarda,
- Ekonomik faktörlerden dolayı sabit protetik tedaviyi karşılayamayan hastalarda tercih edilmektedir (73).

İmplant destekli overdenture protezlerin avantaj ve dezavantajları;

- Overdenture protezler, diğer alternatif tedavilerin uygulanamadığı ya da implant destekli sabit protetik tedavinin hijyenini sağlayamayacak hastalarda tercih edilir.
- Overdenture protezlerin daha az sayıda implant ile uygulanabilmesi, hijyenin daha kolay sağlanabilmesine olanak sağlar. İmplant destekli overdenture için kullanılan tasarım, klasik tam protezden daha az yer kaplar. Bu hijyen avantajının, gerçekten implant isteyen ancak sabit bir protezin hijyen devamlılığı için yeterli beceriye sahip olamayan hasta açısından mutlaka göz önüne alınması gerekir.
- İmplant üstü sabit protetik restorasyonlara kıyasla overdenture protezlerde daha az sayıda implantın uygulanması sayesinde ekonomik avantaj sağlar.
- İlerde sabit protetik restorasyon planlanan hastalar için geçiş protezi olarak implant destekli overdenture uygulanabilir.
- Özellikle rezorpsiyonun fazla olduğu kretlerde dudak yüksekliği az ise daha estetik sonuçlar doğurur.
- Üst krette rezorpsiyon daha fazla ise, overdenture sabit protezlere göre fonasyonun daha iyi olmasını sağlar.
- İmplant üstü sabit restorasyonlara göre daha estetik, ekonomik ve hijyenik olmasının yanı sıra yapım aşamalarının kolay olması da büyük avantaj sağlar.
- Endikasyon alanı oldukça geniştir. Çok daha az sayıda implantın uygulanmasıyla tedavi mümkün olabilir. Kemik rezorpsiyonunun çok fazla olması sebebiyle mandibular kanal posteriora implant yapılmasını imkansız kılıyorsa, bu durumlarda en iyi tedavi alternatifidir (37, 40).
- İmplant destekli overdenture protezlerin en büyük dezavantajı ise protezin hareketli olmasıdır. İmplant isteyen hastalar hareketli bir protezden çok, sabit bir protez isterler. Bu protezler implant destekli olsalar da bir miktar harekete izin

verirler. Bu tip protez hareketleri hastaları rahatsız edebilir. Sert ve yumuşak doku kaybının fazla olduğu durumlarda overdenture protezler büyük ve hacimli olabilirler.

- Yapılan protezin mukozadan da destek alması sebebiyle kullanıldıkça astarlama ihtiyacı oluşabilir. Kretlerde görülen rezorpsiyon sonucu ya da hastanın kilo alıp vermesine bağlı olarak zamanla protezin doku uyumu bozulabilir. Bu gibi durumlarda astarlama gerekir. Isırma kuvveti ve çiğneme etkinliği çok yüksek olmayabilir (40).

Sabit protezlere kıyasla implant destekli hareketli protezlerin avantajları;

Mericske-Stern'e göre (74);

- Daha az zaman harcanır.
- Hastanın dokularındaki gerilmeleri azaltır.
- Hastada oluşabilecek riskleri minimuma indirir
- Hastanın dokularında oluşabilecek riskleri minimuma indirir.
- Daha ekonomiktir.

Misch'e göre (40);

- Daha iyi estetik sağlanır.
- İmplant sayısı azalır.
- İmplant çevresi dokularda daha kolay iyileşme ve sondlamada daha az cep oluşumu meydana gelir.
- İmplantlara gelen yükler azalır.
- Hem cerrahisi hem protetik ve laboratuvar aşamaları daha ucuzdur.

Ayrıca protezler gece çıkartılabilir, böylece nokturnal parafonksiyonlardan korunulabilir, uzun dönemde tedavi komplikasyonları kolayca düzeltilebilir ve bakımı kolaydır.

Dezavantajları;

- Takıp çıkarılan bir protez olması hastanın motivasyonunu düşürebilir,

- İmplant üstü sabit protezlerden daha ucuz olsalar da konvansiyonel protezlere göre artmış maliyetleri vardır,
- Çiğneme basıncı ve stabilizasyon konvansiyonel protezlere göre artmış olsa da sabit protezler kadar etkili değildir,
- Hareketli protezleri takmadıkları zaman özellikle genç hastalar için estetik sorunlar oluşabilir,
- Kapladıkları alan genişledikçe hastalar için kullanımı zorlaşabilir (40).

Hareketli protezlerin implant ile desteklendiği durumlarda farklı tutucu tipleri kullanılmaktadır, tutucuların sayısı ve protezin rotasyon eksenini nasıl etkilediği kuvvet dağılımı ile doğrudan ilişkilidir (75).

2.3.10.1. Kullanılan tutucu tipleri

İmplant destekli hareketli protezlerde, implant ile protez arasında hassas bağlantı yapısında bir tutucu sistem aracılığı ile bağlantı sağlanmaktadır. Tutucu sistemlerin şekli, yapısı, retansiyonu ve esneklikliği değişiklik göstermektedir.

2.3.10.1.1. Bar tutucular

Barlı sistemlerin üst çenede, oval kretlerde, kısmi rezeksiyon yapılan vakalarda, alt çenede kretteki kemik kaybının fazla olduğu durumlarda, retansiyonun ve stabilitenin yetersiz olduğu protezlerde uygulanması endikedir. İnteroklüzal mesafenin çok az olduğu, ekonomik bütçesi yeterli olmayan hastalarda, ağız hijyeninin iyi sağlanamayacağı düşünülen çok yaşlı ve engelli hastalarda kontrendikedir. Retansiyon ve stabilite açısından bir avantaj sağlarken, öte yandan dezavantajları, maliyetinin yüksek olması, yapım aşamalarının karmaşık ve zor olması, plak birikimine neden olması, yapımlarının teknik beceri ve klinik tecrübe gerektirmesidir. Barlı tutucuların el becerisi zayıflamış hastalarda veya oral hijyen motivasyonu şüpheli olan bireylerde kullanımı önerilmez (76, 77).

Bar tutuculu overdenture’larda, gelen yükler geniş protez kaidesi ve bar aracılığıyla çene kemiğine iletilerek, implantlara gelen yükler paylaşılır. Maksilla ve mandibulaya uygulanan bar ataçmanlar, dökümle ve / veya hazır yapılmış malzemelerden elde edilmektedir (76).

2.3.10.1.2. Top başlı tutucular

En popöler hassas bağlantı sistemlerinden biri olan top başlı tutucular kullanımı en kolay tutucu tipidir. Bar tutuculara göre ağızda daha az yer kaplar, daha fazla doku desteğine ihtiyaç duyar ve daha ekonomiktirler. Hastanın mevcut total protezini değiştirmeye ihtiyaç yoksa sadece tutuculuğu arttırmak için implant yerleştirilecek ise en uygun tercihlerden biridir (40). Top başlı tutucu sistemlerde, protez bileşenleri için alanın yetersiz olması sebebiyle protezlerin aşırı konturlu olması, oklüzal dikey boyutun yükselmesi, tutuculara komşu yapay dişlerde kırılmaların ve / veya çatlamaların oluşması, tutucu klipslerin protezden ayrılması gibi sebeplerle genel hasta memnuniyeti olumsuz yönde etkilenebilmektedir (78).

2.3.10.1.3. O-Ring tutucular

Polimerden yapılmış ortası delik yuvarlak formda dişi parçası sayesinde devrilme kuvvetlerine karşı direnç göstermektedir. O-ring tutucuların dizaynı ve kullanımın kolay olmasının yanı sıra farklı aç ve derecede üstün tutuculuk sağlamaları nedeniyle diğer tutucu sistemlere alternatif olarak kullanılmaktadırlar. O-ring tutucular, magnet tutuculara kıyasla tutuculuk ve stabilizasyon açısından daha iyidirler (79). Yapılan çalışmalara göre O-ring tutucular dental implantlar arasındaki 30 dereceye kadar aç sapmasını tolere edebilmektedir (80, 81).

2.3.10.1.4. Locator tutucular

Locator ataçmanlar implantların boy ve çaplarına uygun şekilde metal tutucuda bulunan siyah plastik, şeffaf, mavi, yeşil, pembe ve kırmızı renklerde olmakla birlikte farklı tutucu kuvvetine sahip sistemlerden oluşmaktadır. Locator tutucuların ikili tutma sistemi özelliği nedeniyle diğer atamanlara kıyasla tutuculuk açısından daha avantajlıdır (82).

İntervalveoler mesafenin yetersizliği, oklüzal dikey boyuttaki artışlar, aşırı konturlu protezlerde, tutuculara komşu yapay dişlerde kırılmaların ve / veya çatlamaların olduğu durumlarda locator tutucular tercih edilebilir. Çift tutucu sistemi sayesinde daha iyi dayanak protez bağlantısı sağlar. Çeşitli dişeti yüksekliği seçeneği ile hekime alternatif çözüm

sunmaktadır. 40 dereceye kadar açılanmaya izin verir ve aşınan parçaların değiştirilmesi kolaydır (83).

2.3.10.1.5. Stud tutucular

Stud tutucular küre şeklinde, dişi ve erkek parçadan oluşarak, erkek parça kopinge veya posta lehimlenmiş, dişi parça ise protez kaidesine gömülmüş şekilde bu iki parça sayesinde tutuculuk sağlanmaktadır. Stud tutucular esnemez özelliği nedeniyle, kontrollü minimum hareketlere izin verecek şekilde tasarlanmış parçalara da sahiptir. Genellikle bu tür tutucu sistemleri ağızda bulunan dişlerin sayısının az olduğu veya implant varlığında overdenture protezlere tutuculuk ve stabilizasyon sağlamak amacıyla tercih edilirler (84). Kullanımları oldukça kolaydır.

2.3.10.1.6. Magnetik tutucular

Magnet tutucu sistemler iki bileşene sahiptir. Magnetik parça protezin içerisinde yer alırken, diğer parça implantın üzerinde bulunan magnetik olmayan metalden oluşmaktadır (85). Magnet tutucu sistemin kullanıldığı protezler, protezin giriş yolundan bağımsız olarak uygulanabilmektedir. Açılı yerleştirilmiş implantlar varlığında da kullanılabilir. Bu üstün özelliklerinden dolayı tek başlarına ya da başka tutucu sistemlerle birlikte kullanılabilir. Top başlı ve barlı sistemlerle kıyaslandığında ise tutuculuğunun daha az olduğu belirtilmiştir (86, 87).

2.3.10.1.7. Teleskopik tutucular

Teleskop tutuculu restorasyonlarda, dayanak dişlerin az miktarda eğim farklılığı, tutucunun primer yapısı ile çözülebilir, tutucunun sekonder yapısı ise protez içerisinde kalmaktadır (88). Teleskopik tutucular proteze gelen lateral çıkarıcı kuvvetlere karşı horizontal stabilizasyon sağlamaktadır. Takılıp çıkartılmasının kolay olması, özellikle motor fonksiyonların azaldığı yaşın ilerlediği hastalar açısından büyük avantaj sağlar (89).

2.3.10.2. Tutucu tipine karar vermede dikkat edilecek faktörler

Diş hekimlerinin tedavi sırasında zor karar verdiği durumlardan birisi kullanılacak hassas tutucu seçimidir. Karar verirken:

- Hastanın oral hijyeni,
- Alveoler kret şekli (ovoid, üçgen, kare),
- Hastanın anatomik koşulları (Maksilla mandibula ilişkisi, karşıt ark dentisyonu, arklar arası mesafe),
- Kretteki rezorpsiyon miktarı,
- Dayanak sayısı ve kretteki dağılımı,
- Biyomekanik etkenler,
- Hastanın psikolojik durumu, yapılacak tedaviden beklentileri,
- Hastanın ekonomik koşulları göz önünde bulundurulmalıdır.

2.3.10.3. Tutucu tipinin neden olduğu gerilmeler

Fonksiyon sırasında implant destekli hareketli protezlere etkiyen kuvvetler; rezidüel kret, dayanak ve implantları çevreleyen alveolar kemiğe iletilmektedir. Dayanak üzerine yerleştirilen tutucu parçalara gelen kuvvetlerin, implantlarda herhangi bir başarısızlığa sebep olmaması oldukça önemlidir (90). Tutucu sistem seçimi yapılırken kemiğin korunması için oklüzal yüklerin dengeli şekilde iletildiği sistemlerin tercih edilmesine dikkat edilmelidir (73).

Tutucuların kuvvet iletimindeki etkisinin incelendiği in vitro (73, 87), in vivo (6, 91) ve SEA (92, 93) çalışmaları top başlı tutucuların rezidüel kretlerde arkin her iki tarafında kuvvetin dengeli dağılımı ile daha iyi stabilize sağladığını belirtmektedirler.

2.3.11. İmplant destekli hareketli bölümlü protezler

HBP'nin retansiyon ve stabilizasyonu için yeterli diş veya doku desteğinin olmadığı durumlarda, implant destekli hareketli bölümlü protezler (İDHBP) uygulanabilmektedir (9). Özellikle Kennedy sınıf I ve II vakalarında, posterior bölgeye yapılan implantlarla HBP'nin fonksiyonel ve retatif olarak daha ideal hale gelmesi sağlanmaktadır. Mevcut protezin dayanak dişlerinden biri kaybedilmiş ve yeterli diş desteği sağlanamıyorsa, bu eksik diş yerine implant yerleştirilerek, daha ideal bir HBP yapılabilir (1). Böyle durumlarda

çok tercih edilen bir tedavi yöntemi olmamasına rağmen implant üstü kron ile kroşe sayesinde retansiyon sağlanabilmektedir. Daha çok tercih edilen tedavi alternatifi ise top başlı, locator, bar gibi çeşitli tutucular yardımıyla HBP'nin overdenture bir protez haline getirilmesidir (2, 3).

HBP'lerin implant ile desteklenmesi ile; protezin retansiyonunun artması, bu sayede lateral ve vertikal yer değiştirmenin sınırlanması, çiğneme kuvvetlerinin protez ve dişler üzerinde orantılı dağılımı, protezin altındaki dişsiz krette meydana gelen rezorpsiyonun azalması ve protez için gereken kroşe sayısının azalması gibi klinik faydaları olacağı bildirilmiştir (94). Son zamanlarda yapılan prospektif klinik çalışmalar, İDHBP'nin çiğneme kapasitesini ve hasta memnuniyetini artırabileceğinden, Kennedy sınıf I ve II vakalarında geleneksel HBP'ye tercih edilebileceğini önermektedir (22, 95). De Freitas ve ark. (96) İDHBP'ler ile ilgili yazdıkları derlemede; HBP implant ile desteklendiğinde, fonksiyon ve rahatlık bakımından avantaj sağlayacağını rapor etmişlerdir. Benzer şekilde Bortolini ve ark. (97) İDHBP'lerin uzun dönem sonuçlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, implant ile desteklenen HBP'lerin hasta memnuniyetini arttırdığını bildirmişlerdir. Fonksiyonel olarak çiğneme etkinliği, İDHBP'de, geleneksel HBP'ye kıyasla oldukça fazladır (98). Ayrıca rezorpsiyon nedeniyle interoklüzal mesafenin fazla olduğu vakalarda, yeterli uzunlukta ve uygun pozisyonda implant yerleşimi için onlay greftlere ihtiyaç duyulabilir. Bu durum oldukça invaziv cerrahi prosedürleri içerir. Bu tür vakalarda İDHBP uygulamaları, implantların stratejik yerleşimi ile planlanan tedavide ekstra cerrahi işlemlerin gereksinimi azaltarak hasta konforunu arttırırken, maddi açıdan da avantaj sağlayabilmektedir (26, 27).

İDHBP'de, implant konumunun kuvvet dağılımında önemli bir rol oynayabileceği ve tedavinin klinik seyrini etkileyebileceği için hem klinik hem de in vitro çalışmalarda tartışma kaynağı olmuştur (2-5, 99). Protezin stabilitesini artırmak için ideal implantın distalize pozisyona (ikinci molar) veya orta pozisyona (birinci molar ve ikinci premolar) yerleştirilebileceği klinik ve in vitro çalışmalarda iddia edilmiştir (2, 4, 22). Ancak, yerleştirilecek implantın ideal pozisyonu ile ilgili henüz fikir birliğine varılamamıştır.

Kennedy sınıf I ve II vakalarında, posterior bölgeye yapılacak implant ile HBP'nin retansiyonuna katkı sağlanacak, ayrıca proteze sağlanacak posterior destek ile çiğneme etkinliği de olumlu yönde etkilenecektir. Ayrıca modifikasyonsuz Kennedy sınıf II vakalarında İDHBP tercih edilebilmektedir (100). Kennedy sınıf III vakalarında, posterior

ve anterior dayanak dişler arasındaki mesafe uzun olduğunda protezde stabilizasyon problemleri yaşanabilmektedir. Böyle durumlarda uzun dişsiz boşluk implant ile desteklenerek stabilizasyona katkı sağlanırken retansiyon da artırılabilir (2). Kennedy sınıf IV vakalarında, ön bölgede uzun dişsiz boşluk varlığında ise stabilizasyon ve retansiyon açısından, İDHBP planlanması, hastanın konforunu artırarak protezin kullanılabilir olmasını sağlamaktadır (2).

Alveol kret desteğini kaybeden, kalan dişlerin dayanak olarak kullanıldığı travma vakalarında, mevcut kemiğe uygun şekilde yerleştirilecek implantlarla, retansiyon ve stabilizasyon sağlanarak destek dişlere gelen yükler azaltılacaktır (100).

Protez planlamaları dışında, hasta isteği doğrultusunda da İDHBP endikasyonu verilebilir. Bulantı problemi olan hastalar çoğunlukla damak kısmını tam örten bir bağlayıcı istememektedirler. Böyle durumlarda İDHBP uygulanarak, daha az dokudan destek alan bir bölümlü protez yapılabilir. Estetik beklentisi yüksek olup ön bölgede kroşe istemeyen hastalarda ise anteriorda kalan doğal dayanak dişin posterioruna yapılacak bir implant, kroşe ihtiyacını ortadan kaldıracaktır (100).

Bortolini ve ark. (97) İDHBP endikasyonlarını şu şekilde belirtmişlerdir:

- Kanin dişin eksik olduğu ya da sadece kanin dişin mevcut olduğu Kennedy sınıf I ve II vakalar,
- Doğal dişlerin deforme olduğu Kennedy sınıf I ve II vakalar,
- Uzun dişsiz boşluğun mevcut olduğu tek taraflı Kennedy sınıf III vakalar,
- Uzun dişsiz boşluğun mevcut olduğu Kennedy sınıf IV vakalar,
- Sabit veya bölümlü protez kullanmayı kabul etmeyen hastalar,
- Damağı tam kapatan protezi kullanmayı reddeden hastalar,
- Estetik sebeplerden kroşe istemeyen hastalar,
- Sağlıklı ancak periodontal desteği azalmış dişlerin mevcudiyeti,
- Mevcut bölümlü protezin retansiyonundan şikayetçi olan hastalar.

Grossman ve ark. (2) İDHBP klinik rehberini şu şekilde belirtmişlerdir:

- Distal uzantılı vakalarda implantlar ikinci azı dişleri bölgesine yerleştirilir.

- İleride sabit restorasyonun bir seçenek olması, son dayanak dişlerin zayıf olması veya hastanın kroşe görünmesinden endişe etmesi durumunda implantlar son dayanak dişe yakın yerleştirilir.
- Kennedy Sınıf IV vakalarında implantlar mediale yerleştirilir.
- Gerekirse kısa veya dar çaplı implantlar kullanılır.
- İmplantlar üzerinde rezilient ataçmanlar kullanılır.
- Basit bir HBP tasarlanır; tırnak yuvaları ve geleneksel HBP'ye benzer giriş yolu kullanılır.
- Maksiller ark için rijit ana bağlayıcı tasarımını kullanılır.
- Hasta uyumu zor ise mandibular lingual falanj kısaltılır.
- Fonksiyonel yük altında protez tabanına retantif unsurlar eklenir.
- Hastaya kontrol randevuları planlanır.

2.4. Biyomekanik Kavramlar

2.4.1. Kuvvet

Maddelerde, fiziksel özellik ya da harekette değişikliğe neden olabilen etkiye kuvvet denir. Büyüklüğü, tipi, süresi, magnifikasyonu ve yönü olan vektörel bir niceliktir. Birimi Newton (N) olarak ifade edilmektedir (101).

2.4.2. Stres (Gerilim)

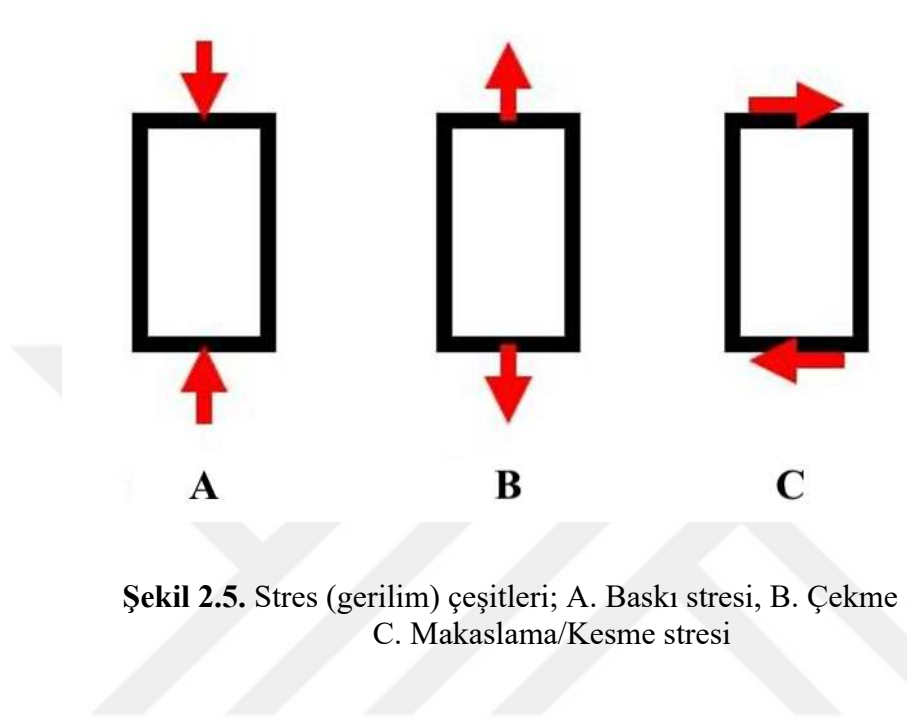
Bir cisme kuvvet uygulanması ile, o kuvvet ile cisimde eşit şiddette ancak zıt yönde direnç oluşumu görülmektedir. Kuvvet uygulanan cisim üzerinde bu direnç dağılır. Dağılan bu dirence stres adı verilir; böylece birim alana uygulanan kuvvet stres olarak tanımlanır. Birimi Pascal (Pa) olarak ifade edilmektedir (102).

Formülü “Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A)” şeklindedir.

Cisme bir yönden kuvvet geldiğinde, cisimde iç gerilmeler oluşur. 3 farklı tipte stres oluşur, bunlar da baskı, çekme ve makaslama stresi olarak adlandırılır (101) (Şekil 2.5).

- a. Baskı stresi: Molekülleri birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı düzlemde farklı yönde iki kuvvetin uygulanması ile oluşan gerilmedir.

- b. Çekme stresi: Molekülleri birbirinden uzaklaştırmaya zorlayan, aynı düzlemde farklı yönde iki kuvvetin uygulanması ile oluşan gerilmedir.
- c. Makaslama stresi: Cisimde zıt yönlerde etki eden eşit ve karşıt kuvvet çiftleri olan kesme kuvvetleri sebebiyle oluşan gerilmedir.



Şekil 2.5. Stres (gerilim) çeşitleri; A. Baskı stresi, B. Çekme stresi, C. Makaslama/Kesme stresi

Normal stresler “ σ ”, kesme stresleri ise “ τ ” sembolü ile ifade edilirler. Cisimde 3 kuvvet çoğunlukla aynı anda görülür ancak genellikle bir kuvvet daha baskındır. Bu stres tipleri birleşik stresler olarak adlandırılır (103).

2.4.2. Principle (Asal) stres

Üç boyutlu bir elemanda, makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşan en yüksek stres değeridir. Maksimum, ara, minimum asal stres olacak şekilde üçe ayrılmaktadır. Maksimum principle stres; oluşan en büyük pozitif değerdir, çekme stresini ifade eder. Minimum principle stres ise oluşan en küçük negatif değerdir ve baskı stresini ifade eder. Cisim, uygulanan kuvvetlerden mutlak değeri büyük olanın etkisi altındadır, bu şekilde elemanın baskı ya da çekme stresi altında olduğu belirlenir. “ σ_1 ” en büyük pozitif değeri, “ σ_2 ” ara değeri, “ σ_3 ” en küçük değeri göstermektedir (104). Bu değerler arasındaki sıralama ise şu şekildedir:

$$\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$$

2.4.3. Von Mises stresi

Çekilebilir materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı şeklinde tanımlanmaktadır. üç asal stres değeri kullanılarak von Mises gerilmesi formülize edilmektedir (104) (Şekil 2.6).

$$\sigma' = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2}$$

Şekil 2.6. Von Mises stres formülü

2.4.4. Gerinim (Strain)

Uygulanan kuvvetle cismin boyutunda oluşan değişimin cismin orijinal boyutuna oranıdır (102). Gerinim, yüzde ile ifade edilir. Kuvvet uygulanması sonucunda bütün cisimlerde elastik ya da plastik deformasyon gözlenmektedir. Uygulanan kuvvetin ortadan kalkması ile cismin eski haline dönebilmesi durumu elastik gerinim olarak adlandırılırken, kuvvet ortadan kalktığında cisimde görülen şekil değişikliği, kırılma veya kopma plastik gerinimi ifade etmektedir (105).

Gerilim ve gerinim tamamen birbirinden farklı kavramlar olduğu halde, cisimde gerilim oluştuğunda, gerinim de oluşmaktadır. Gerilim kuvvetin yön ve büyüklük değerlerini içerirken, gerinim büyüklük kavramıdır (106).

2.4.5. Elastisite (Young) modülü

Young modülü olarak da tanımlanabilen elastisite modülü; gerilimin gerinime oranıdır. Değer büyüdükçe cismin rijiditesi artmaktadır. Birimi Pascal (Pa) olarak ifade edilmektedir (102).

Cisim üzerine uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra, cismin ilk durumuna dönme yeteneği elastisite olarak tanımlanmaktadır. Elastisite yeteneği olan cisimler ise elastik cisimler adlandırılmaktadır (107).

Oransal limit veya altındaki stres değerin, gerinim değerine oranı ile elde edilen Young modülü sabit bir orandır. Kg/cm² ile ölçülür, her maddenin kendine ait bir değeri mevcuttur ve cisimlerin sertliğini belirtmektedir. Çalışmalarda birimi sıklıkla Gigapascal (GPa) olarak kullanılmaktadır (102).

2.4.6. Poisson oranı

Elastik sınırlar dahilinde aksiyel ve lateral gerinim değerleri arasındaki oran Poisson oranı olarak adlandırılmaktadır (108, 109). Cismin birim boyunda oluşan enine deformasyonun, boyuna deformasyona oranıdır ve “V” ile ifade edilir.

Formülü $V = - \epsilon_2 / \epsilon_1$ şeklindedir.

ϵ_1 : boyuna birim deformasyon

ϵ_2 : enine birim deformasyon

Bu değer; tüm materyaller için -1 ile 0,5 arasında farklılık gösterir ve ayırt edicidir (110).

2.4.7. Hooke kanunu

Cisimde oluşan uzama miktarının çekme kuvvetine oranını ifade etmektedir. Kuvvet ile oluşan uzama arasındaki bu bağlantı Hooke tarafından 1678 yılında $\gamma = PL/AE$ şeklinde formülize edilmiştir (107).

γ : uzama miktarı

P: uzamayı sağlayan kuvvet

l: uzunluk

A: kesit alanı

E: Young modülü

2.4.7. Lineer elastik cisim

Cismin üzerine kuvvet uygulanması ile izlenen deformasyonun, gerinim ile doğru orantılı olarak değiştiği cisimleri ifade eder.

2.4.8. İzotropik cisim

Uygulanan kuvvetin yönünden bağımsız olmak üzere, cismin her bölgesinde aynı fiziksel özelliği göstermesidir (102).

2.4.9. Homojen cisim

Her noktasında mekanik özelliğin aynı olduğu cisimleri ifade etmektedir.

2.5. Stres Analiz Yöntemleri

Cisme gelen kuvvetlerin, cisim üzerinde oluşan stresi nitelik ve nicelik olarak analiz etmesini amaçlayan ve pratik uygulamalardan önce, cismin dayanımını ölçmeye ve önlemler almaya yardımcı olan analiz yöntemleridir (104, 111).

Stres analiz yöntemlerinin dış hekimliğinde kullanımları şu şekildedir (104):

- Gerilimölçer analiz yöntemi
- Radyoteleometri ile kuvvet analiz yöntemi
- Holografik interferometre analiz yöntemi
- Termografik kuvvet analiz yöntemi
- Fotoelastik analiz yöntemi
- Kırılğan vernikle kaplama yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

2.5.1. Sonlu eleman analizi

Sonlu eleman analizi (SEA); 1960'ların başlarında, uzay ve havacılık endüstrisinde, kütle taşımacılığı, sıvı akışı, ısı transferi ve elektromagnetik konularındaki yapısal sorunları çözmek amacıyla geliştirilmiştir (14). Matematikçiler çemberin çevresi uzunluğunu bulabilmek için çember etrafına poligonlar çizerek, poligonların sayısı arttıkça çemberin gerçek çevre uzunluğuna daha yakın bir değere ulaşıldığını gözlemlemiştir. Böylece günümüzde SEA'da kullanılan alt birim sayıları arttıkça elde edilen sonuçların gerçeğe daha yakın olması sağlanmaktadır (112, 113). Güncel SEA 1956'da (114) uçak mühendisliği alanında ilk kez kullanılması ile birçok çalışma alanına girmiş ve 1973 yılında ilk defa Farah

ve ark. (115) tarafından dental yapılarda kullanılmıştır. İmplant diş hekimliğinde sonlu eleman analizlerinin kullanımı ilk defa 1976 yılında Weinstein ve arkadaşlarının (116) çalışmalarıyla başlamıştır. 1980 yılından bu yana implantta ve implantı çevreleyen kortikal ve spongioz kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi amacıyla kullanımı yaygınlaşmıştır. (14).

SEA'nın uygulanması, bütün bir yapının küçük parçalara bölünerek analitik modellenmesidir. Bu yöntem, daha basit alt gruplara ayrılan karışık yapıların, gruplarının ayrı ayrı hesaplanmasıyla uygulanmaktadır. İn vitro ya da in vivo ortamda analizi zor olan implant-kemik-protez kompleksinin arayüzlerindeki çözümlerin daha kolay olması sağlanır (14).

Modellemede, noktalar birleşerek düğümleri, düğümler birleşerek ağ yapılarını oluşturur. Ağ yapı, cismin kuvvete cevabını belirleyen yapıdır. Düğüm noktaları ise oluşan streslerin yansıtılmasını sağlar. Modelleme işleminden sonra eleman adı verilen, düğüm noktalarından birbirine bağlanan daha basit geometrik şekiller oluşur. Elemanlardan her biri için kuvvet ayrı değerlendirilir, bundan dolayı analizin hassasiyetini artırmak için eleman sayısının da fazla olması gerekir. SEA yönteminde, çizgisel, 2 ve 3 boyutlu elemanlar kullanılmaktadır (111).

Model analizi yapılabilmesi için gereken bazı veriler; materyalin young modülü, poisson oranı, cismin boyutu, geometrisi, koordinatları, uygulanan kuvvet, sınır koşulları ve analiz tipidir (111).

SEA'da; farklı yükleme koşullarında modellerde yapılan analizler sonucunda aksiyal, asal ve eşdeğer gerilimler, deformasyon ve yer değiştirme değerleri gibi verilere ulaşılabilir. Bu veriler, incelenen materyallerin mekanik özellikleri dikkate alınarak değerlendirilir. Kemik gibi kırılğan materyaller için önemli olan değer asal gerilim değerleridir. Sünek materyaller ve implant materyali olan titanyum için önemli olan değer ise von Mises stres değerleridir. Ayrıca von Mises stres değerleri tüm yapıda oluşan stresler hakkında genel bir fikir vermektedir (111).

SEA için birçok yazılım mevcut olmasına rağmen, en yaygın kullanılan temel uygulama ön işleme (pre-processing), çözümleme (solution), son işleme (post-processing)

olmak üzere 3 aşamada gerçekleştirilmektedir.

2.5.1.1. Ön işleme (Pre-Processing)

Geometrik modelin ve ağ yapısının hazırlanarak problemin analizine uygun hale getirilmesi amacıyla yapılan işlemlerdir. 5 basamaktan oluşmaktadır.

2.5.1.1.1. Modellerin oluşturulması

Öncelikle problemin geometrik yapısı oluşturulmaktadır. Yapı, program üzerinde veya uygun programlar ile hazırlandıktan sonra analiz programına aktarılarak oluşturulabilmektedir.

2.5.1.1.2. Sonlu eleman ağ örgüsünün oluşturulması

Önceden belirlenen alt birimlere yapının bölünmesidir. Oluşturulan alt birim sayıları problemin oluşturacağı sonuçları etkiler.

2.5.1.1.3. Eleman ve düğüm noktalarının seçimi

Yapının şekline, yapılan analizin türüne uygun olarak yapılan eleman ve düğüm noktalarının seçilmesi, problemin çözümlenmesinde doğrudan etkilidir.

2.5.1.1.4. Materyal özelliklerinin belirlenmesi

Yapıya ait Poisson oranı, genleşme katsayısı ve elastisite modülü değerleri problem sonucunu etkileyecektir.

2.5.1.1.5. Yük ve sınır koşullarının belirlenmesi

Problem tanımına uygun olacak şekilde, uygulanacak olan sınır ve yük koşullarının belirlenmesidir.

2.5.1.2. Çözümleme (Solution)

Uygulanacak sınır ve yük koşulları belirlenen modelin, oluşturulmuş olan alt birimler ile

kurulan denklemin eşleştirilerek çözümlenmesi ve sonuçların ortaya çıkması aşamasıdır.

2.5.1.3. Son işleme (Post-Processing)

Problemin çözümü sonucunda sağlanan veriler sayesinde ikincil değerler hesaplanmaktadır. Düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile genleşmeler, genleşmeler ile gerilmeler hesaplanabilmektedir.

2.5.1.4. Sonlu eleman analizinin avantaj ve dezavantajları

SEA sayesinde karmaşık geometriye sahip olan cisimler değerlendirilebilmektedir. SEA hem matematiksel hem fiziksel temele sahip bir analiz yöntemidir. Çözüm bölgeleri alt birimlere bölünerek farklı sonlu elemanlar kullanılabilmekte, böylece daha hassas ölçümler yapılabilmektedir. Böylece diğer sayısal yöntemlere kıyasla daha kullanışlı ve esnek hale gelmektedir. SEA homojen olmayan, anizotropik, non-lineer, sıcaklığa ve zamana bağlı değişim gösterebilen materyal özelliklerinin bulunduğu sistemlerde de kullanılabilir. SEA ile değişken, sürekli ve süreksiz yükler değerlendirilebilmektedir. Kuvvetin büyüklüğü, uygulama noktası, yönü gibi değişkenler kolaylıkla değiştirilebilir ve analiz tekrar tekrar yapılabilmektedir. Bunlara ek olarak SEA'nın non-invaziv bir yöntem olması da önemli avantajlarındandır.

Tüm bu avantajlarının yanı sıra SEA yönteminin bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Materyal özelliklerinin iyi tanımlanmadığı durumlarda; temas problemleri, kırılma, çatlama, non-lineer materyal davranışı gibi durumlar meydana gelerek problemin çözümünü anlamsız kılabilir. Hatasız sonuç elde edilebilmesi için, materyal özelliklerinin çok iyi belirlenmesi ve alt birimlerin doğru şekil ve geometride oluşturulması gerekmektedir. Analizin yapılabilmesi için büyük hafızalı bilgisayarlara, fazla zamana ihtiyaç duyulmaktadır. Modelin doğru oluşturulabilmesi için mesleki bilgi, tecrübe ve iyi değerlendirme yeteneğine sahip uzmanlar tarafından yapılması gerekmektedir. Analizin doğru yapılabilmesi için ise gerçeğe yakın matematiksel model sisteminin olması sağlanmalıdır. Analiz sonuçlarını yorumlamak uğraştırıcı ve zordur (117).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA 20/03) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir. Bu araştırma, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda sağ, sol kesici ve kanin dişlerin mevcut olduğu, sağ ve sol 1. molar dişler pozisyonuna 2 adet implant yerleştirilmiş kısmi dişsiz bir üst çene modeli tasarlanmıştır. Anterior posterior palatal bant ve U plak olmak üzere iki farklı ana bağlayıcı, Novaloc ve top başlı olmak üzere iki farklı tutucu sistem kullanılarak 4 farklı protez tasarımı planlanmıştır (Tablo 3.1). Planlanan modellerde 5 ve 6 numaralı dişlerin kasp tepelerinden toplam 200 N vertikal ve oblik kuvvetler uygulanarak son dayanak diş olan kanin dişlerde, kanin dişlerin periodontal ligamentinde, çevre kortikal ve spongioz kemikte, implantta ve implant çevresindeki kortikal ve spongioz kemikte oluşan stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelenmiştir. Araştırma üç boyutlu SEA yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışma modellerinin gruplandırılması

	Kullanılan ana bağlayıcı	Kullanılan tutucu
Model NAPB	Anterior posterior palatal bant	Novaloc
Model TAPB	Anterior posterior palatal bant	Top başlı
Model NUP	U plak	Novaloc
Model TUP	U plak	Top başlı

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenerek daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve SEA işlemi amacıyla Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi mevcut olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, ABD) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 3.1. 3 Boyutlu tarama cihazı

VRMesh yazılımı ile modeller geometrik olarak oluşturulmuş, yapılacak analizler için,.stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., ABD) yazılımına aktarılmıştır. 3D modelleme programları için.stl formatı evrensel değer taşımaktadır..stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanabilmesi sayesinde programlar arası aktarma işlemleri yapılırken bilgi kaybının önüne geçilebilmektedir. Algor yazılımıyla uyumlu hale dönüştürüldükten sonra oluşturulan modelin hangi çeneye ait olduğunu, oluşturulan tüm yapıların materyali yazılıma tanıtılmalıdır. Modelleri oluşturan yapıların hepsine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastisite modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3.2).

Programda katı cisim özellikleri lineer elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir. Üç boyutlu SEA'nın bilgisayarda çözümünde takip edilen aşamalar;

- Ön işleme
 1. Modellerin oluşturulması
 2. Ağ örgüsünün oluşturulması
 3. Eleman ve düğüm noktalarının seçimi
 4. Materyal özelliklerinin belirlenmesi
 5. Yüklerin ve sınır koşullarının belirlenmesi
- Çözümleme
- Son işleme

Tablo 3.2. Kullanılan materyallerin mekanik özellikleri

Materyal	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal kemik	13700	0.30
Spongioz kemik	1370	0.30
Mukoza	680	0.45
Diş	18600	0.31
Periodontal ligament	68.9	0.45
İmplant, top başlı abutment, housing	103400	0.35
Top başlı tutucu lastik	2400	0.39
Novaloc abutment, housing (Ti grade 5)	113800	0.342
Novaloc matris (PEEK)	3675	0.36
Cr-Co alaşımı	20690	0.35
Akrilik diş, akrilik rezin	8300	0.28

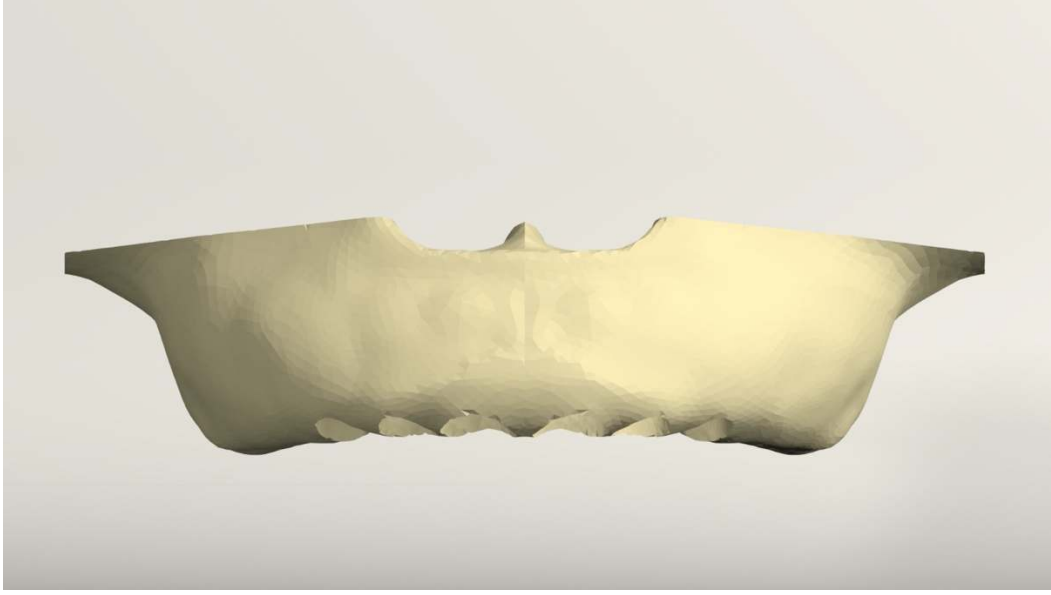
3.1. Modellerin Oluşturulması

Çalışmada temin edilen fantom maksilla modeli, implant, protez ve alt yapı parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcı yardımıyla taranmıştır.stl formatındaki modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) yazılımına gönderilmiştir. Rhino yazılımında Boolean yöntemiyle implant, kemik dokuları, protez ve parçaları arasında uyumlama yapıldıktan sonra kuvvet aktarımı sağlanmıştır.

VR Mesh yazılımında modellerin boyutları ve topografik özellikleri ile ilgili düzenlemeler yapılmıştır.

Çalışmamızda kullanılmak üzere U şeklinde orta genişlik ve uzunluktaki alveol kemiği seçilmiştir. Bilgin ve ark.'larının (118) alveol kretin genişlik ve uzunluk değerlerini tanımladıkları çalışmalarından orta değerler seçilerek, alveol kret genişliği 6 mm olarak yüksekliği ise 25 mm olarak modellenmiştir.

Ayrıştırma işlemleri yapıldıktan sonra “3D Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model elde edilerek kemik dokusu modellenmiştir (Şekil 3.2).



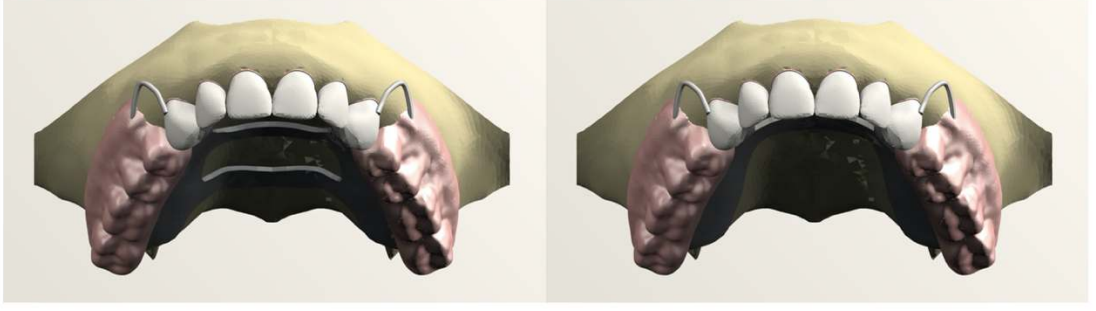
Şekil 3.2. Maksilla modeli

Kemik dokudan offset yöntemiyle spongioz kemik elde edildikten sonra gereken uyumlamalar yapılarak kuvvet aktarımı sağlanmıştır.

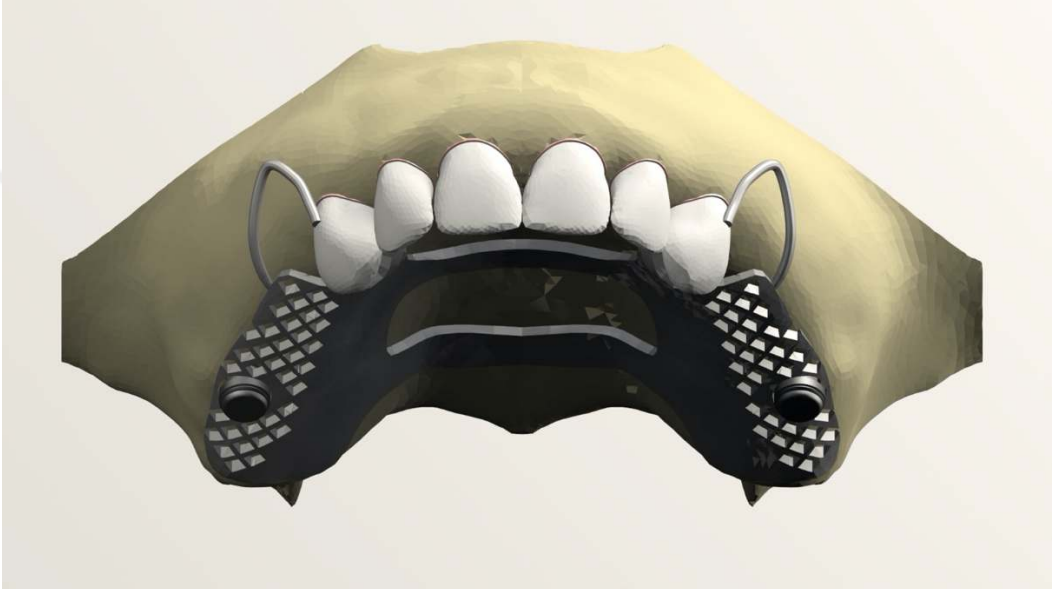
Maksillada kortikal ve spongioz kemik, diş, periodontal ligament, protez, mukoza, implant, Novaloc ve top başlı sistemler gerçek morfolojilerini yansıtacak biçimde modele taşınmıştır (Şekil 3.3 - Şekil 3.8). Oluşturulan modeller Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlanmıştır.



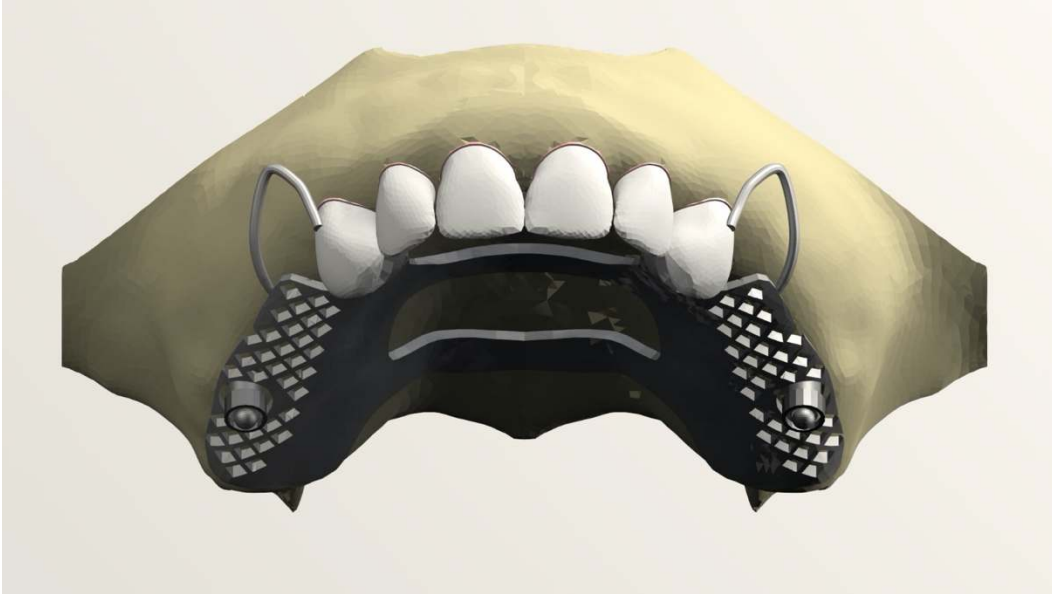
Şekil 3.3. İmplant ve tutucu parça modelleri



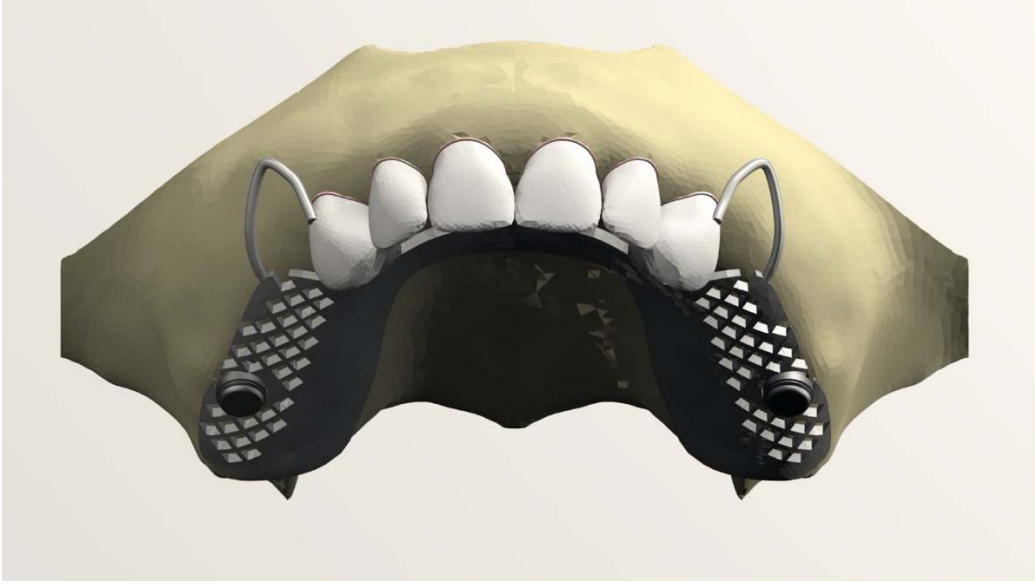
Şekil 3.4. Protez modelleri



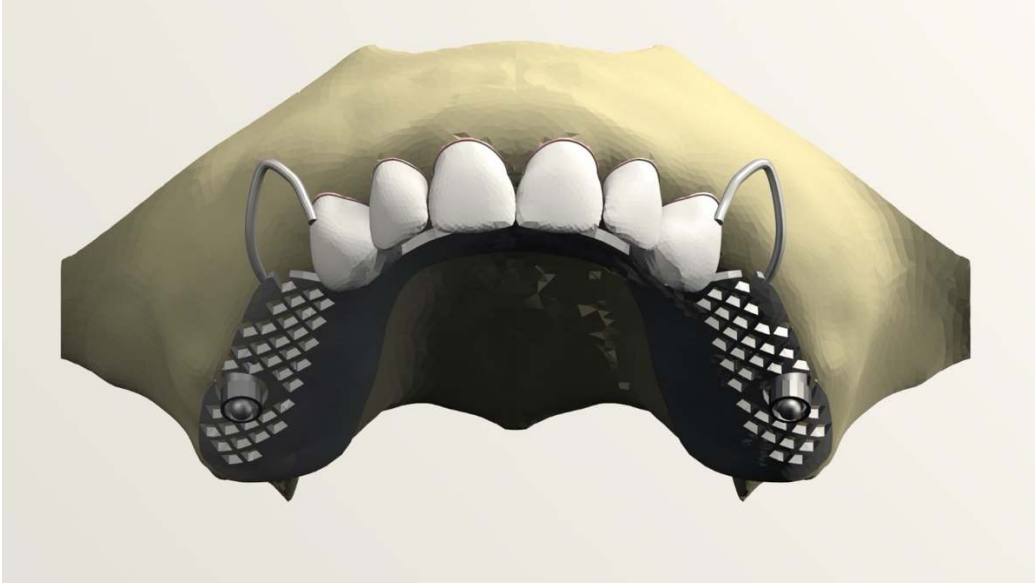
Şekil 3.5. Model NAPB (Novaloc tutucu, anterior posterior palatal bant)



Şekil 3.6. Model TAPB (Top başlı tutucu, anterior posterior palatal bant)



Şekil 3.7. Model NUP (Novaloc tutucu, U plak)



Şekil 3.8. Model TUP (Top başlı tutucu, U plak)

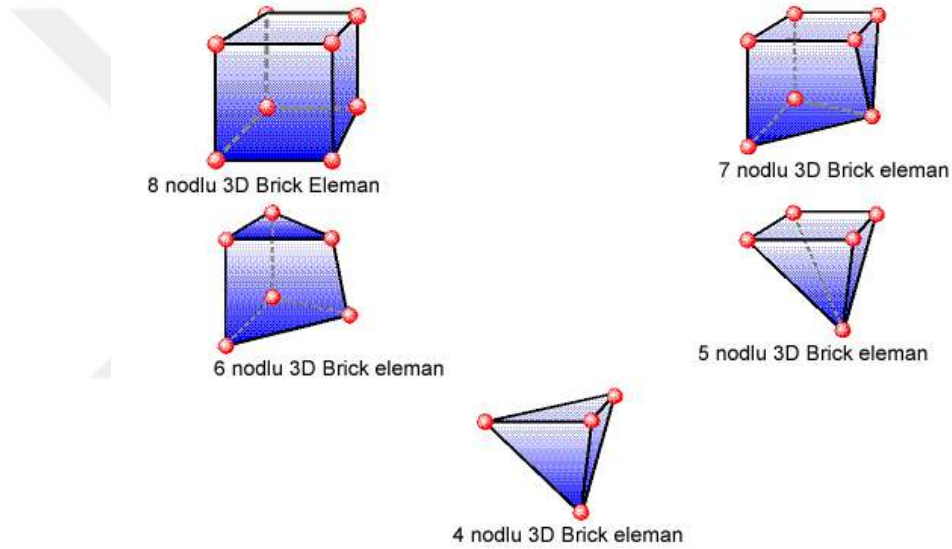
3.2. Eleman ve Düğüm Noktalarının Seçimi

VR Mesh yazılımında hazırlanan modeller, Algor yazılımına.stl formatında yüzey verisi olarak yüklenmiştir. Analizlerinin yapılabilmesi için Algor yazılımında içi dolu şekilde ağ yapısının oluşturulması gerekmektedir.

Ağ yapısı oluşturulması işleminde, modeller mümkün olduğunca 10 düğüm noktalı elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerin yapı merkezine yakın bölgelerinde gerektiğinde

yapının tamamlanabilmesi amacıyla daha az sayıda düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ve en iyi kalitede ağ yapısı oluşturularak hesaplamayı kolaylaştırmaya çalışılmıştır. Çalışma modellerimizde bulunan, analiz işlemini zorlaştırabilecek dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılıp düzenli hale getirilmiştir.

Modellerimiz Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele dönüştürülmüştür. Bu katı modelleme sisteminde, Fempro modelde mümkün olduğunca 8 nodlu elemanlar kullanılmaktadır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlar söz konusu olduğunda 7, 6, 5 ve 4 nodlu elemanlar kullanılmaktadır (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Brick modelleme sistem elemanları

Tüm modellerin homojen, lineer ve izotropik materyaller olduğu varsayılmıştır. Bir materyalin homojenliği, mekanik özelliklerinin her yapı elemanında benzer olduğunu göstermektedir. Materyalin lineer olması, yapının deformasyon veya geriniminin uygulanan kuvvetler altında orantılı olarak değişmesini göstermektedir. Bir materyalin izotropik olması ise, yapı elemanının materyal özelliklerinin her yönde aynı olduğu durumu tanımlamaktadır.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi amacıyla programın izin verdiği ölçüde, seçilen çene kemiği modeli boyutları göz önünde tutularak mümkün olan en fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Çalışmadaki tüm senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan düğüm ve

eleman sayıları Tablo 3.3'te belirtilmiştir.

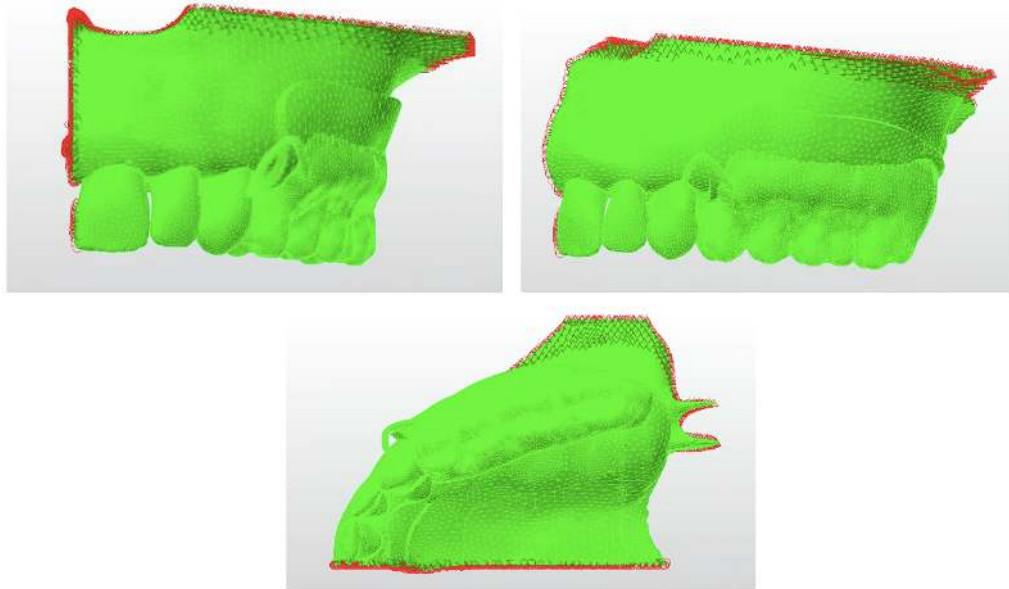
Tablo 3.3. Eleman ve düğüm sayıları

Modeller	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Model NUP	369427	96240
Model TUP	255381	58156
Model NAPB	354550	92752
Model TAPB	257279	67676

3.3. Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Rhino'da modellemeler yapıldıktan sonra 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılmıştır.

Model çene kemiğinin üst kısmından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Ayrıca, orta ekseninden de X simetri verilmiştir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Modellerin sınır koşulları görüntüsü

5 numaralı dişten 4 noktadan 25 N (25x4) toplamda 100 N vertikal ve 45 derece bukkal-lingual yönde oblik kuvvet, 6 numaralı dişten 8 noktadan 12.5 N (12.5x8) toplamda 100 N vertikal ve 45 derece bukkal-lingual yönde oblik kuvvet olmak üzere toplamda 200 N vertikal ve oblik kuvvet uygulanmıştır.

2 farklı tutucu sistemi (Novaloc ve top başlı) ve 2 farklı ana bağlayıcı tasarımı (anterior posterior palatal bant ve U plak) kullanılarak oluşturulan toplam 4 farklı modele, 2 yönde kuvvet (vertikal ve oblik) uygulanarak; 8 adet SEA gerçekleştirilmiştir.

3.4. Sonuçların Yorumlanması

SEA sonucunda elde edilen veriler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamaların yapılmasıyla ortaya çıkması sebebiyle istatistiksel analiz yapılamamaktadır. Değerlendirmeleri yaparken önemli olan nokta, kesit görüntülerinin, düğümlerde oluşan stres miktarlarının ve dağılımlarının doğru değerlendirilmesi ve hassas bir şekilde yorumlanmasıdır.

SEA sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stres değerini verebilmektedir. Hangi stresin değerlendirileceğine karar vermek önemlidir ve elde edilen streslerin hangi kriterler ile kıyaslanacağını bilmesi gerekmektedir. Kuvvet uygulamaları sonucunda oluşan stresler normal (σ) ve kesme stresleri (τ) olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır.

Bir birim üç boyutlu stres elemanının x, y ve z düzlemlerine bir birim normal ve iki birim kesme stresi etki etmektedir. Kesme stresleri, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, üç normal stres ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanmaktadır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere ‘Principle Stres’ denir. Principle stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak üçe ayrılır. Genelde ‘ σ_1 ’ en büyük pozitif değeri, ‘ σ_3 ’ en küçük negatif değeri ve ‘ σ_2 ’ ise ara değeri göstermektedir. Bu değerleri sıralayacak olursak; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : Minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler maksimum principal (gerilme tipi) stresleri, eksi değerler ise minimum principal (sıkışma tipi) stresleri belirtmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde, hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır.

Kırılgan materyalleri değerlendirmek için principal stres değeri önemlidir. Maksimum principle stres değeri, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit ya da daha büyük değerde olduğunda, minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit ya da daha büyük değerde olduğunda başarısızlık oluşmaktadır.

Von Mises tipi stresler, çekilebilir materyaller (metal gibi) için, deformasyon başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. 3 principle stres değeri kullanılarak hesaplanmaktadır (Şekil 3.11).

$$\sigma_{\text{Mises}} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2}{2}} = \sigma_{\text{yld}}$$

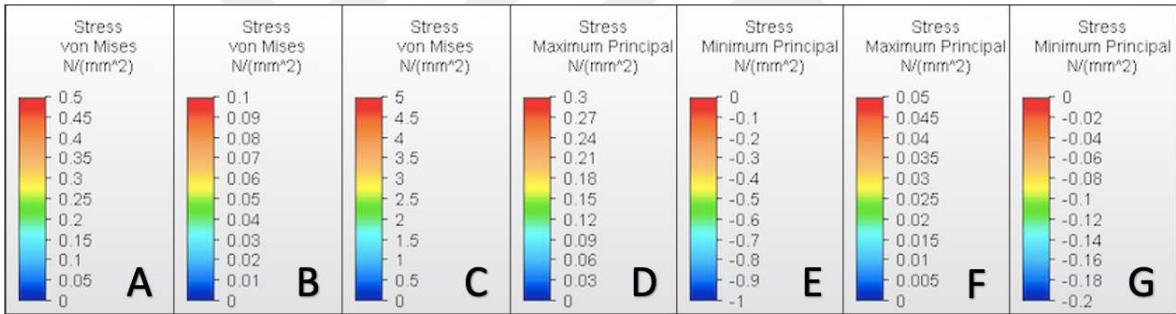
Şekil 3.11. Von Mises stres hesaplama formülü

Von Mises stres değeri implant materyalinde oluşan stres değerlerinin değerlendirilmesinde principal stres değerlerinden daha anlamlıdır. Dolayısıyla implant üzerinde oluşan von Mises stres değerleri titanyumun gerilme dayanıklılığını geçerse başarısızlık olur. Ayrıca von Mises stres değerleri stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda sağ, sol kesici ve kanin dişlerin mevcut olduğu sağ, sol 1. molar dişler pozisyonuna implant yerleştirilmiş üst çene modeli tasarlanmıştır. Anterior posterior palatal bant ve U plak olmak üzere iki farklı ana bağlayıcı tipi, Novaloc ve top başlı olmak üzere iki farklı tutucu sistem kullanılarak 4 farklı protez çeşidi planlanmıştır. Planlanan modeller üzerine oblik ve vertikal kuvvetler uygulanarak son dayanak diş olan kanin dişlerde, kanin dişlerin periodontal ligamentinde, çevre kortikal ve spongioz kemikte, implantta ve implant çevresindeki kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler SEA yöntemi kullanılarak karşılaştırılmıştır.

Çalışma sonucunda elde edilen görüntülerde her renk, bir değer aralığını temsil etmektedir ve bu değer aralıkları görüntülerin üzerindeki mevcut skalalarda belirtilmektedir. Renkler stres yoğunlukları ile doğru orantılı olarak değişmektedir (Şekil 4.1.).



Şekil 4.1. Stres değerleri skalaları; A. Kanin diş von Mises stresi skalası; B. Kanin diş periodontal ligament von Mises stresi skalası; C. İmplant von Mises stresi skalası; D. Kortikal kemik maksimum principal stresi skalası; E. Kortikal kemik minimum principal stresi skalası; F. Spongioz kemik maksimum principal stresi skalası; G. Spongioz kemik minimum principal stresi skalası

Maksimum principal stres (gerilme tipi) ve von Mises stres değerleri pozitif değerler iken; minimum principal (sıkışma tipi) stres değerleri negatif değerlerdir. Bu değerler karşılaştırılırken, değerlerin mutlak değerleri dikkate alınmalıdır (118).

SEA sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenerek yorumlanmaktadır. Bu analiz, üç boyutlu yapılar bilgisayar ortamında matematiksel modele dönüştürülerek yapılmaktadır.

Çiğneme esnasında dişlerin oklüzal yüzeylerine gelen kuvvetleri taklit eden oblik ve

vertikal kuvvetler sonucunda mevcut modellerde, spongioz ve kortikal kemikte sıkışma ve gerinim görüleceğinden maksimum ve minimum principle stres değerleri; diş, periodontal ligament ve implantta ise çekilebilir ve dövülebilir materyallerde daha güvenli sonuç veren von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır.

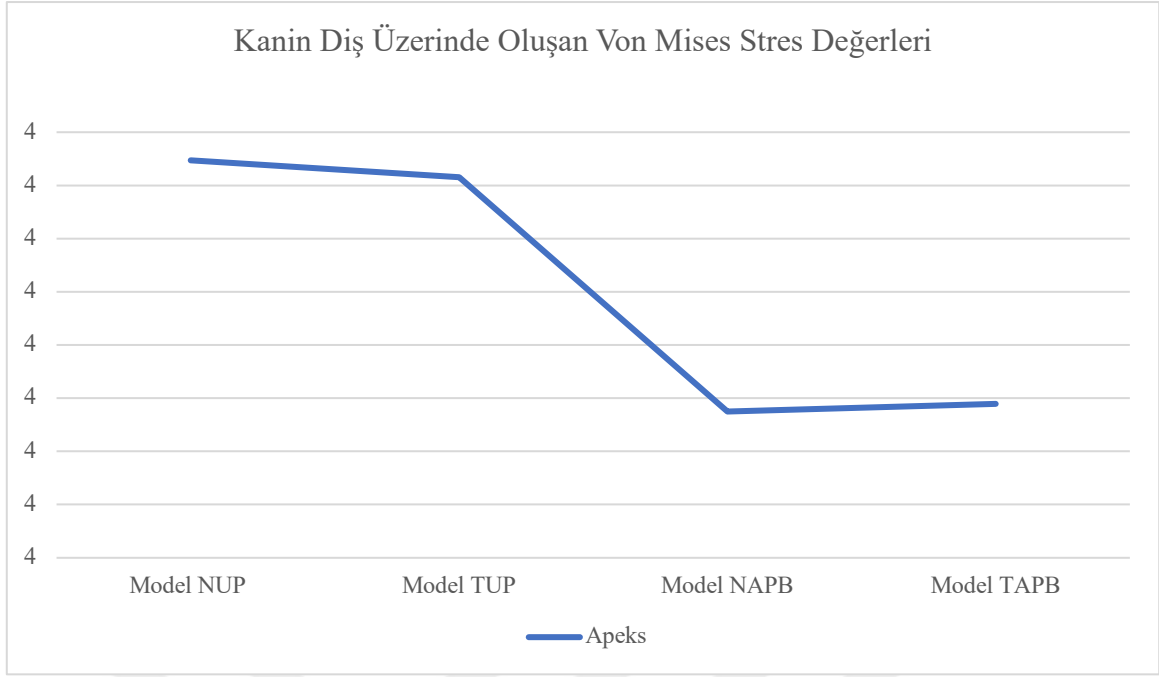
4.1. Diş, Periodontal Ligament ve Diş Çevresindeki Kemik Üzerinde Oluşan Gerilim, Sıkışma ve Gerinim Değerleri

4.1.1. Vertikal kuvvetler uygulandığında kanin diş üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan vertikal yükler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises tipi stres değerleri Tablo 4.1 ve Şekil 4.2’de belirtilmiştir. Kanin diş üzerinde oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model NUP’ta kanin dişin apeksinde 4.273578 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model NAPB’de 4.037482 MPa olarak ölçülmüştür. Hem Novaloc hem top başlı tutucu sistem varlığında, APPB kullanımına kıyasla U plak kullanıldığında dişe daha fazla kuvvet gelmektedir. Hem APPB hem U plak varlığında, kullanılan tutucu sistem değiştiğinde kanin dişe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir.

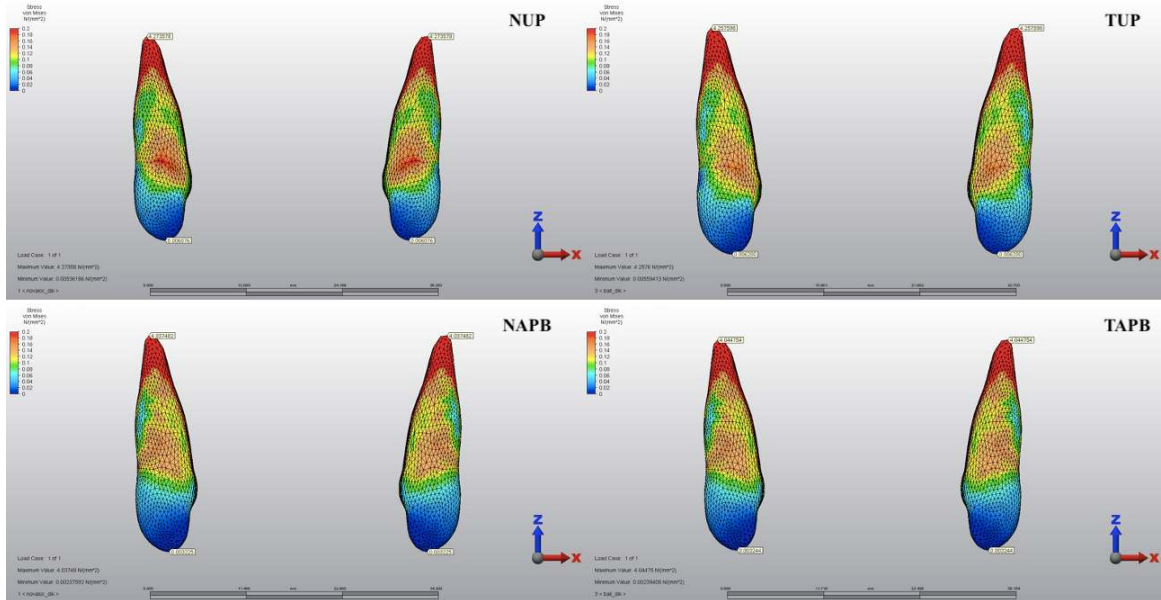
Tablo 4.1. Vertikal kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises stres değerleri (MPa)

Modeller	Apeks
Model NUP	4.273578
Model TUP	4.257598
Model NAPB	4.037482
Model TAPB	4.044754

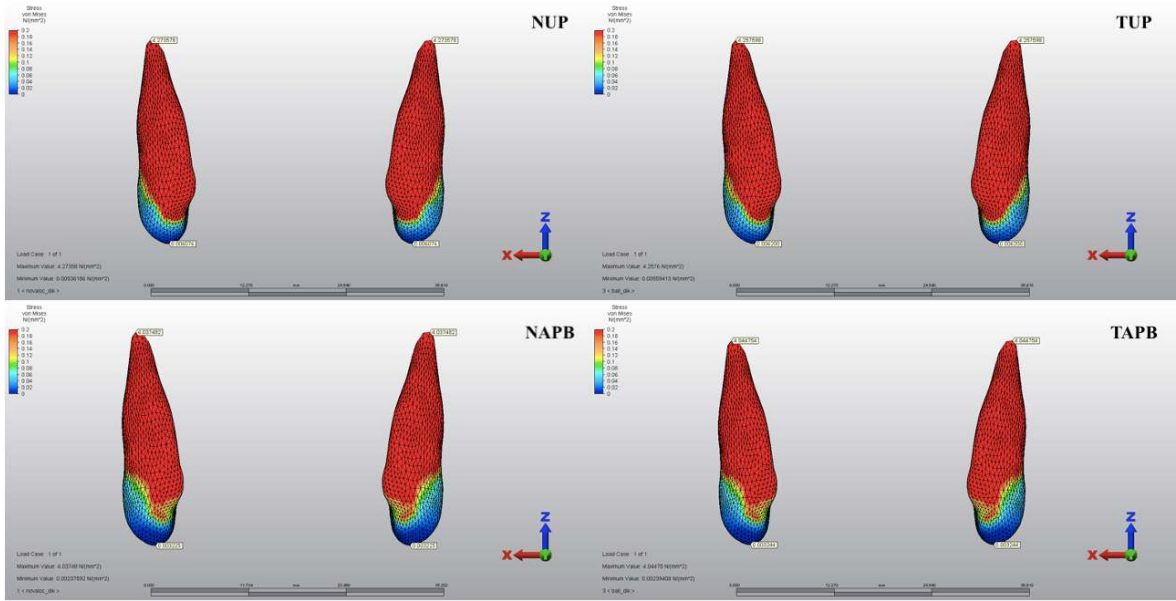


Şekil 4.2. Vertikal kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması

Tüm modellerde kanin dişin distaline mezialinden daha fazla kuvvet gelmektedir. Kanin diş üzerinde görülen von Mises tipi stres birikimleri Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'te belirtilmiştir.



Şekil 4.3. Vertikal kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları – Meziobukkal görünüm



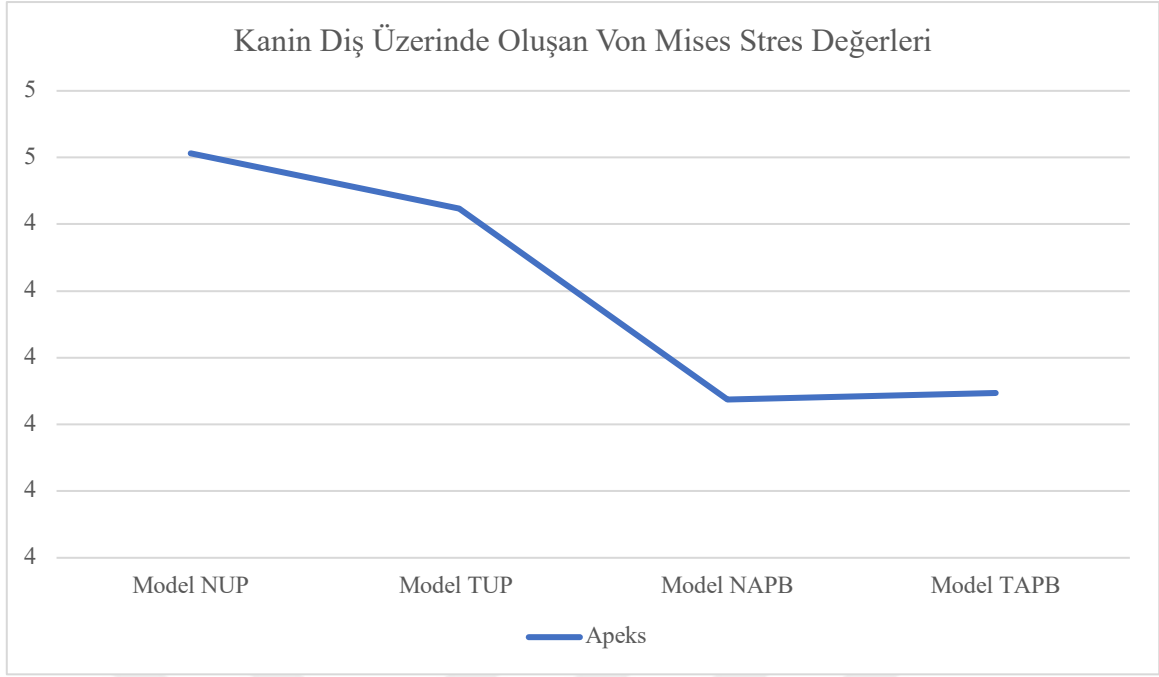
Şekil 4.4. Vertikal kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları – Distopalatinal görünüm

4.1.2. Oblik kuvvetler uygulandığında kanin diş üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan oblik yükler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises tipi stres değerleri Tablo 4.2 ve Şekil 4.5'te belirtilmiştir. Kanin diş üzerinde oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model NUP'ta kanin dişin apeksinde 4.506322 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model NAPB'de 4.137278 MPa olarak ölçülmüştür. Hem Novaloc hem top başlı tutucu sistem varlığında, APPB kullanımına kıyasla U plak kullanıldığında dişe daha fazla kuvvet gelmektedir. Hem APPB hem U plak varlığında, kullanılan tutucu sistem değiştiğinde kanin dişe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir.

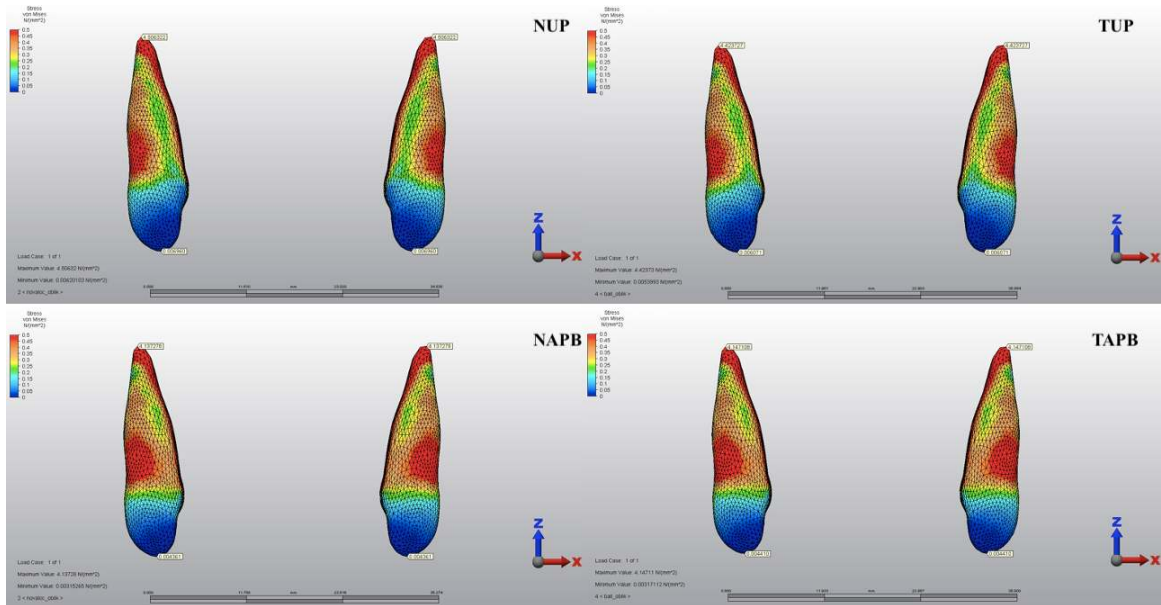
Tablo 4.2. Oblik kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises stres değerleri (MPa)

Modeller	Apeks
Model NUP	4.506322
Model TUP	4.423727
Model NAPB	4.137278
Model TAPB	4.147108

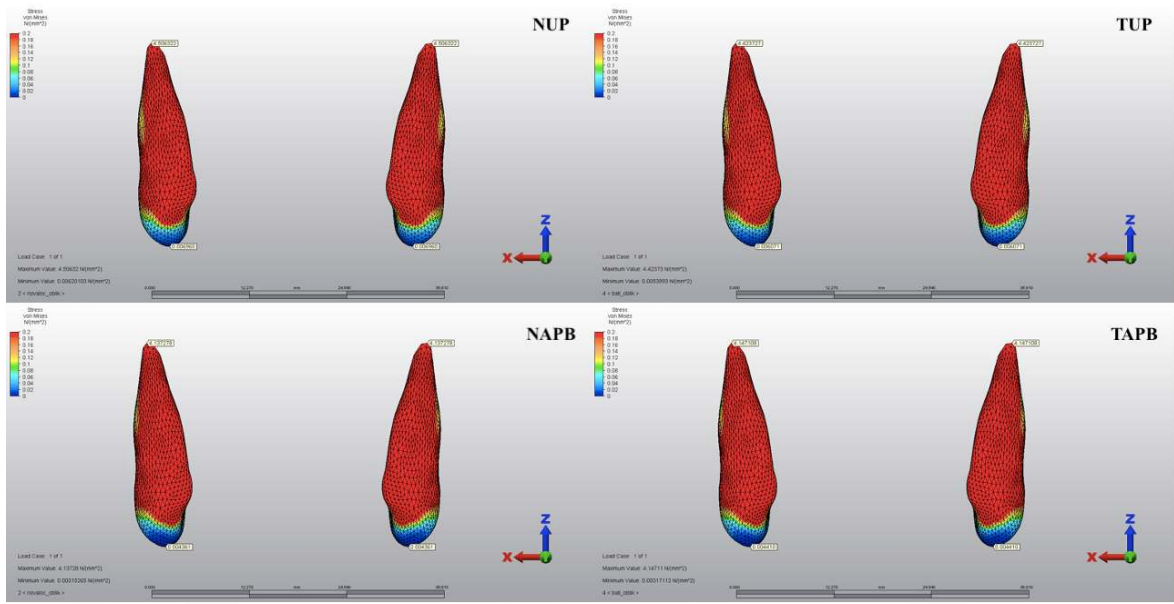


Şekil 4.5. Oblik kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması

Tüm modellerde kanin dişin distaline mezialinden daha fazla kuvvet gelmektedir. Kanin diş üzerinde görülen von Mises tipi stres birikimleri Şekil 4.6 ve Şekil 4.7’de belirtilmiştir.



Şekil 4.6. Oblik kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları – Meziobukkal görünüm



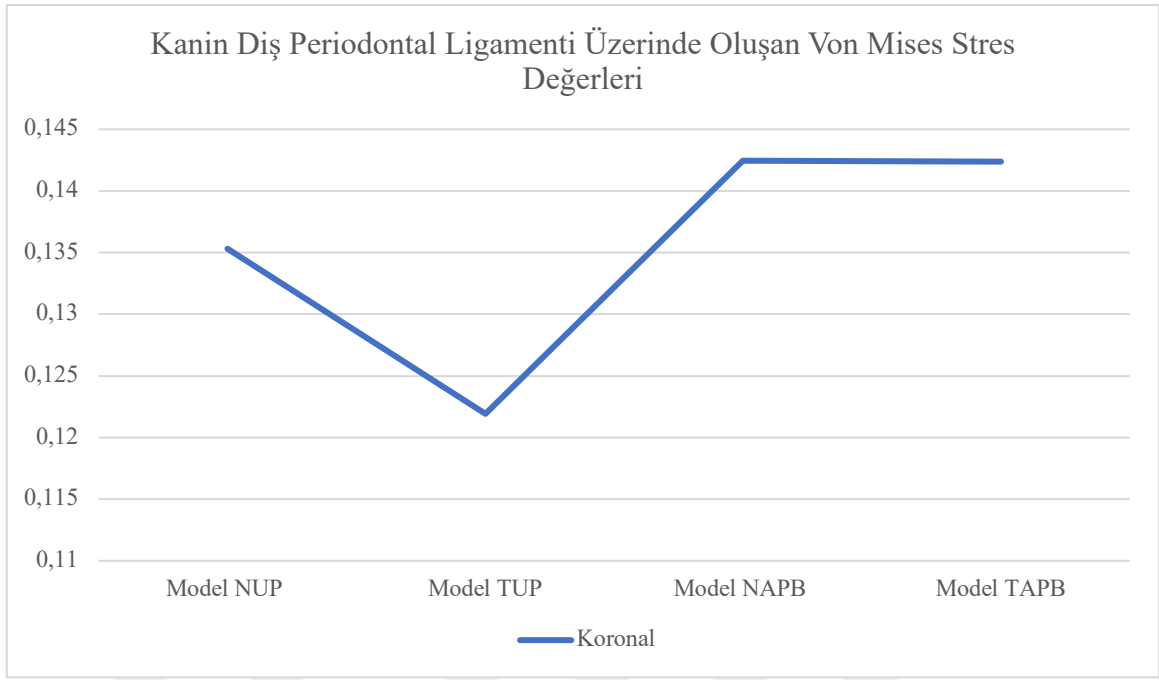
Şekil 4.7. Oblik kuvvetler altında kanin diş üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları – Distopalatinal görünüm

4.1.3. Vertikal kuvvetler uygulandığında kanin dişin periodontal ligamentinde oluşan von Mises stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan vertikal yükler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises tipi stres değerleri Tablo 4.3 ve Şekil 4.8’de belirtilmiştir. Kanin diş periodontal ligamenti üzerinde oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model NAPB’de kanin dişin periodontal ligamentinin koronalinde 0.142453 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model TUP’ta 0.121921 MPa olarak ölçülmüştür. Hem Novaloc hem top başlı tutucu sistem varlığında, ana bağlayıcı değiştiğinde kanin diş periodontal ligamentine gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir. Hem APPB hem U plak varlığında, kullanılan tutucu sistem değiştiğinde kanin diş periodontal ligamentine gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir.

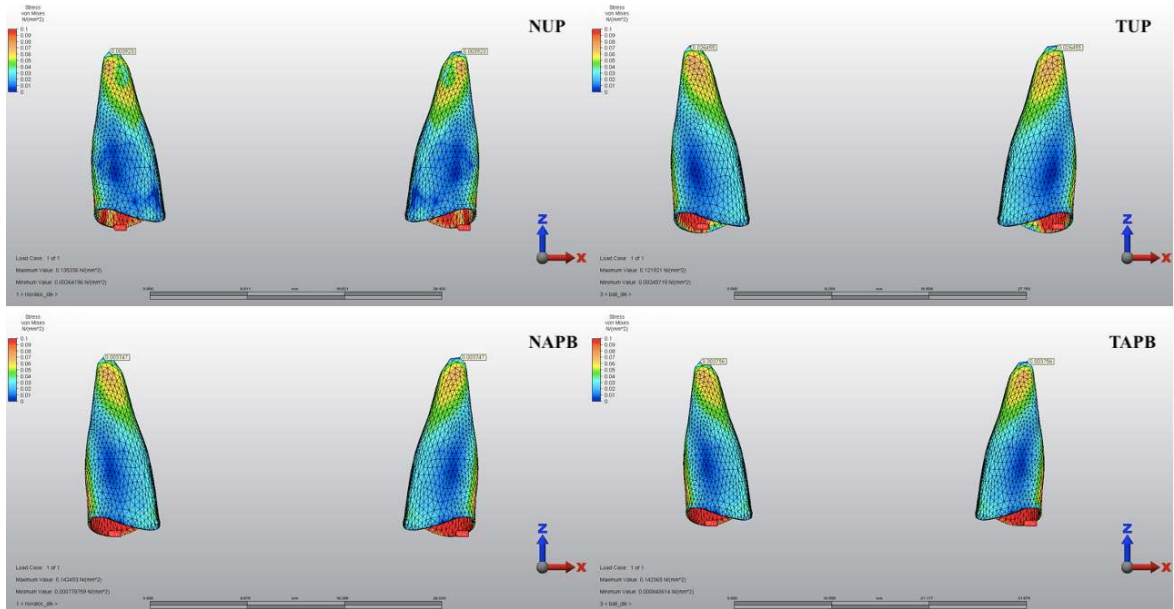
Tablo 4.3. Vertikal kuvvetler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises stres değerleri (MPa)

Modeller	Koronal
Model NUP	0.135336
Model TUP	0.121921
Model NAPB	0.142453
Model TAPB	0.142365



Şekil 4.8. Vertikal kuvvetler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması

En yüksek kuvvet tüm modellerde periodontal ligamentin distaline gelmektedir. Kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises tipi stres birikimleri Şekil 4.9’da belirtilmiştir.



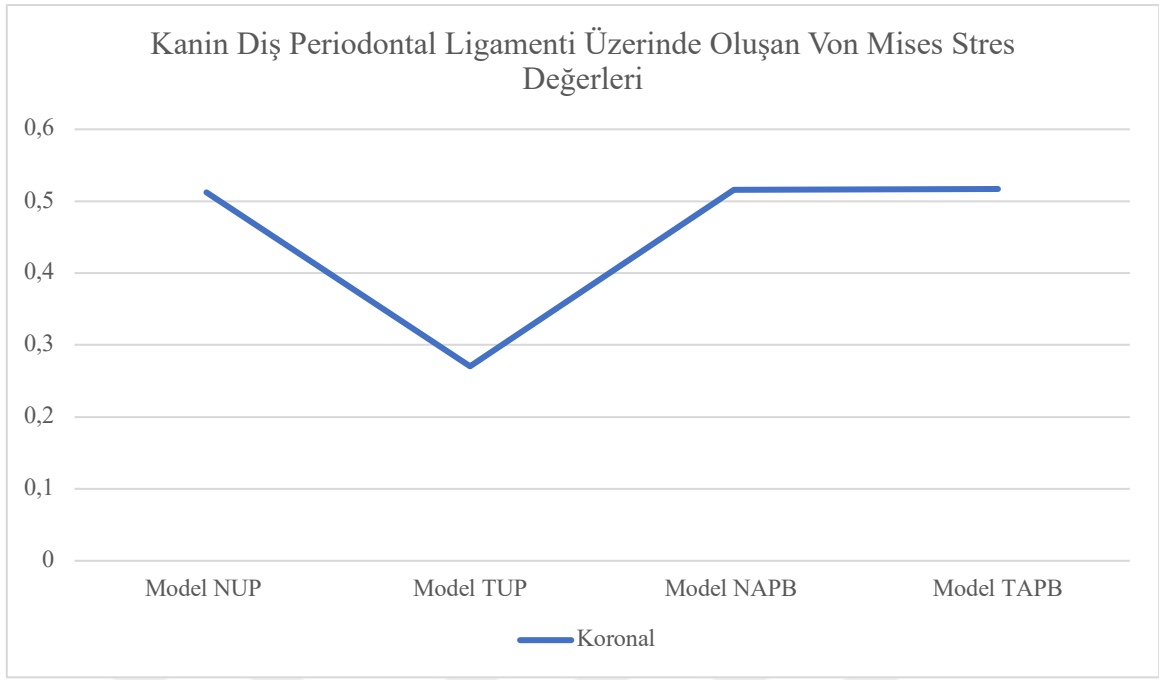
Şekil 4.9. Vertikal kuvvetler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları

4.1.4. Oblik kuvvetler uygulandığında kanin dişin periodontal ligamentinde oluşan von Mises stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan oblik yükler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde oluşan von Mises tipi stres değerleri Tablo 4.4 ve Şekil 4.10'da belirtilmiştir. Kanin diş periodontal ligamenti üzerinde oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model TAPB'de kanin dişin periodontal ligamentinin koronalinde 0.517012 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model TUP'ta 0.270452 MPa olarak ölçülmüştür. Novaloc tutucu sistem varlığında, ana bağlayıcı değiştiğinde kanin diş periodontal ligamentine gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir. Top başlı tutucu sistem varlığında, U plak kullanımına kıyasla APPB kullanımında kanin diş periodontal ligamentine daha fazla kuvvet gelmektedir. Ana bağlayıcı olarak U plak varlığında tutucu sistemler arasından top başlı sistem kullanıldığında periodontal ligamentin koronaline daha az kuvvet gelirken, anterior posterior palatal bant varlığında her iki sisteme gelen kuvvetlerde belirgin farklılık yoktur.

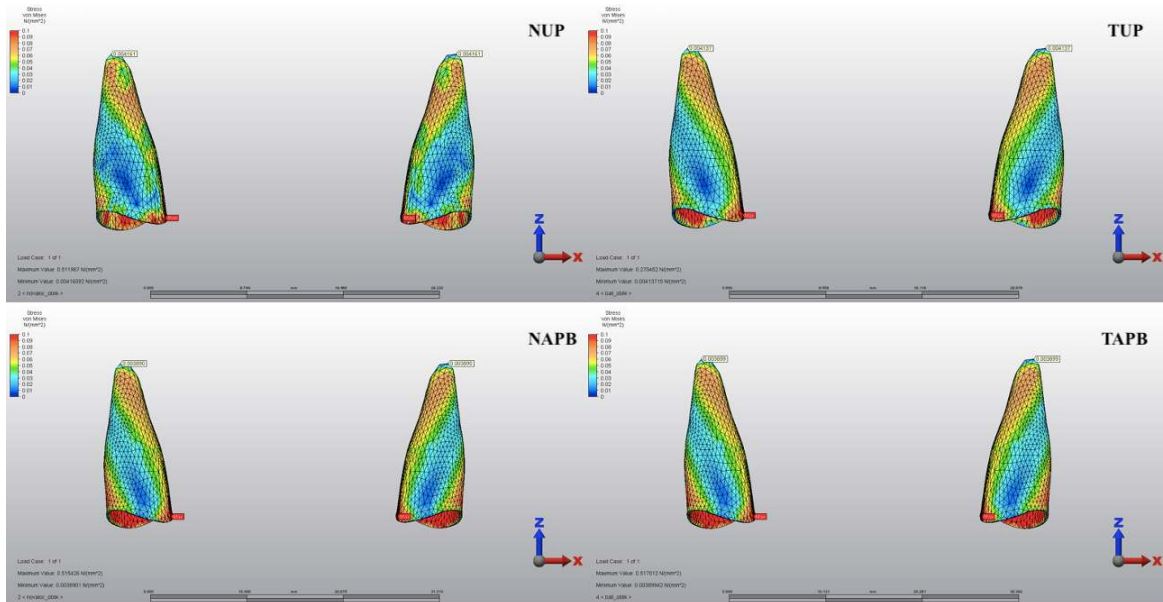
Tablo 4.4. Oblik kuvvetler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises stres değerleri (MPa)

Modeller	Koronal
Model NUP	0.511987
Model TUP	0.270452
Model NAPB	0.515426
Model TAPB	0.517012



Şekil 4.10. Oblik kuvvetler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması

En yüksek kuvvet tüm modellerde periodontal ligamentin mezialine gelmektedir. Kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises tipi stres birikimleri Şekil 4.11’de belirtilmiştir.



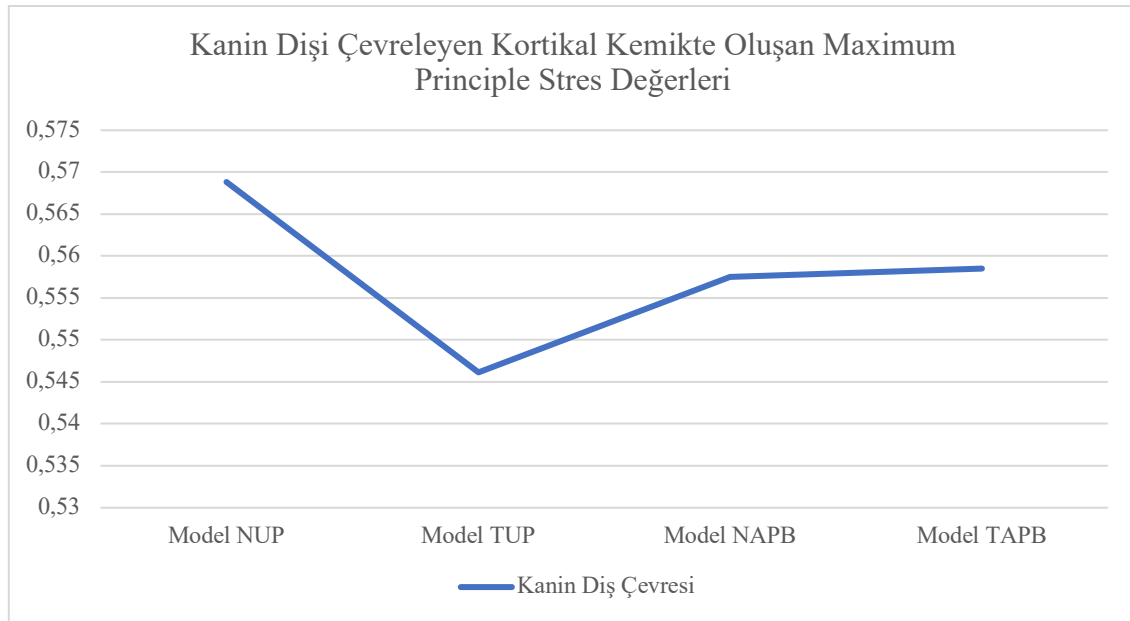
Şekil 4.11. Oblik kuvvetler altında kanin diş periodontal ligamenti üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları

4.1.5. Vertikal kuvvetler uygulandığında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte oluşan maximum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan vertikal yükler altında kortikal kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerleri Tablo 4.5 ve Şekil 4.12’de belirtilmiştir. Kanin diş soketinin çevresinde kortikal kemikte oluşan maximum principal stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model NUP’ta 0.568831 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model TUP’ta 0.546136 MPa olarak ölçülmüştür. Hem Novaloc hem top başlı tutucu sistem varlığında, ana bağlayıcı değiştiğinde kanin diş soketi etrafındaki kortikal kemiğe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir. Hem APPB hem U plak varlığında, tutucu sistem değiştiğinde kanin diş soketi etrafındaki kortikal kemiğe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir.

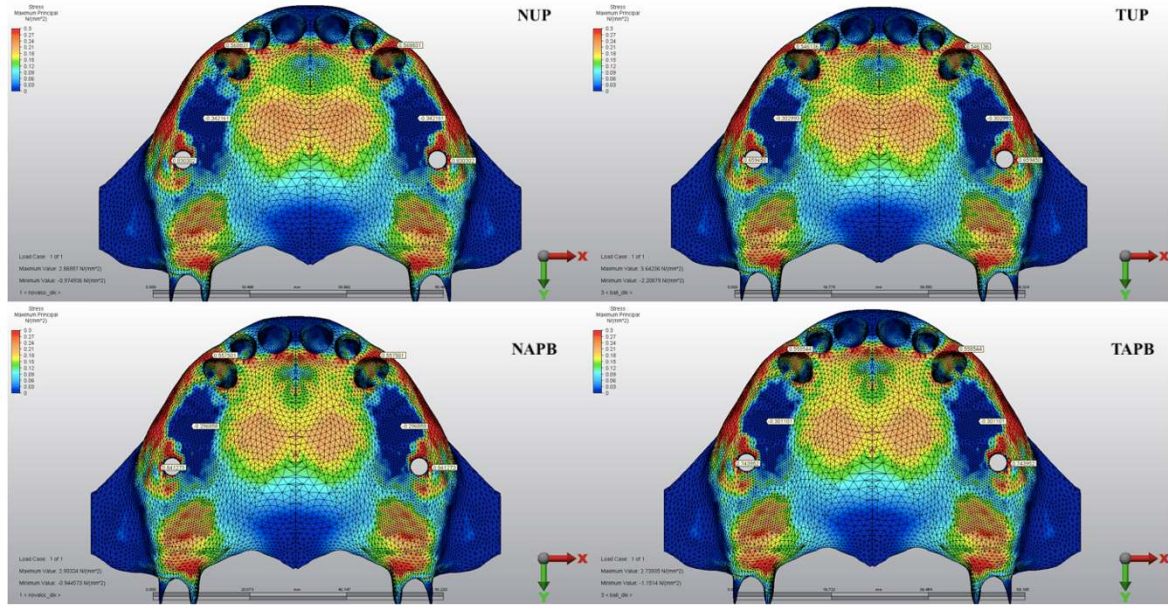
Tablo 4.5. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	Kanin Dişi Çevreleyen Kortikal Kemik
Model NUP	0.568831
Model TUP	0.546136
Model NAPB	0.557501
Model TAPB	0.558544



Şekil 4.12. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması

En yüksek kuvvet tüm modellerde kanin dişin boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğe gelmektedir. Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte görülen maksimum principle stres birikimleri Şekil 4.13'te belirtilmiştir.



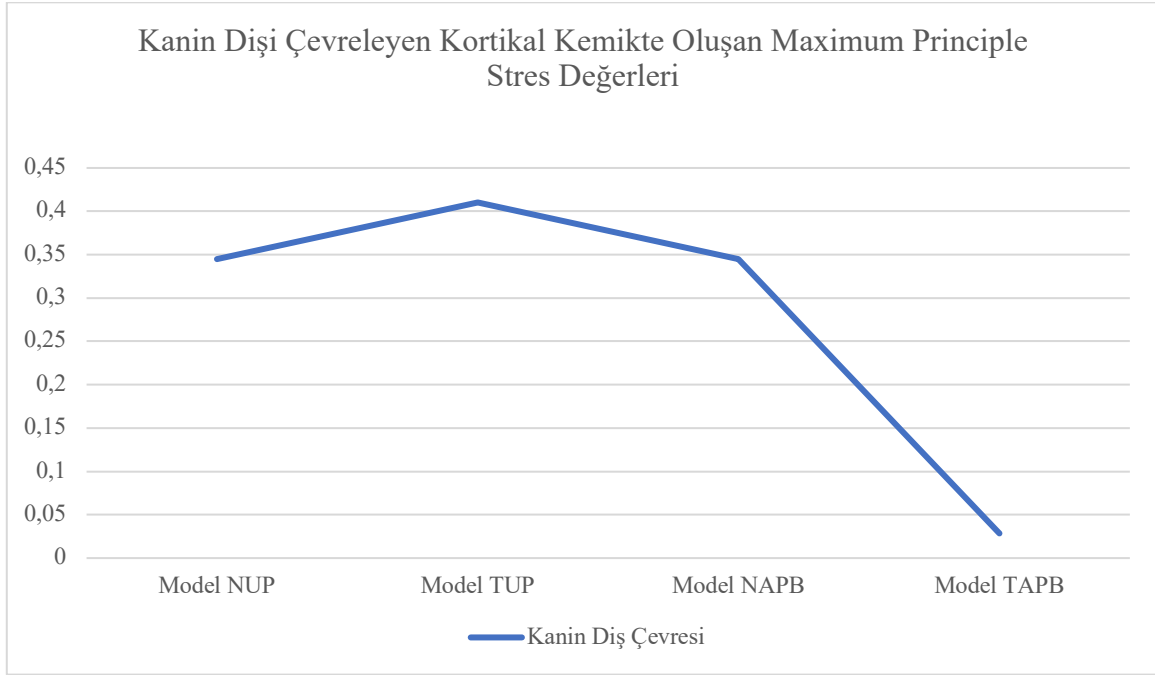
Şekil 4.13. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları

4.1.6. Oblik kuvvetler uygulandığında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte oluşan maximum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan oblik yükler altında kortikal kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerleri Tablo 4.6 ve Şekil 4.14'te belirtilmiştir. Kanin diş soketinin çevresinde kortikal kemikte oluşan maximum principal stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model TUP'ta 0.410188 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model TAPB'de 0.028451 MPa olarak ölçülmüştür. Novaloc tutucu sistem varlığında, ana bağlayıcı değiştiğinde kanin diş soketi etrafındaki kortikal kemiğe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir. Top başlı tutucu sistem varlığında, APPB kullanımına kıyasla U plak kullanımında kanin diş soketi etrafındaki kortikal kemiğe daha fazla kuvvet gelmektedir. Ana bağlayıcı olarak APPB varlığında tutucu sistemler arasından top başlı sistem kullanıldığında kanin diş soketinin etrafındaki kortikal kemiğe daha az kuvvet gelirken, U plak varlığında her iki sisteme gelen kuvvetlerde belirgin farklılık yoktur.

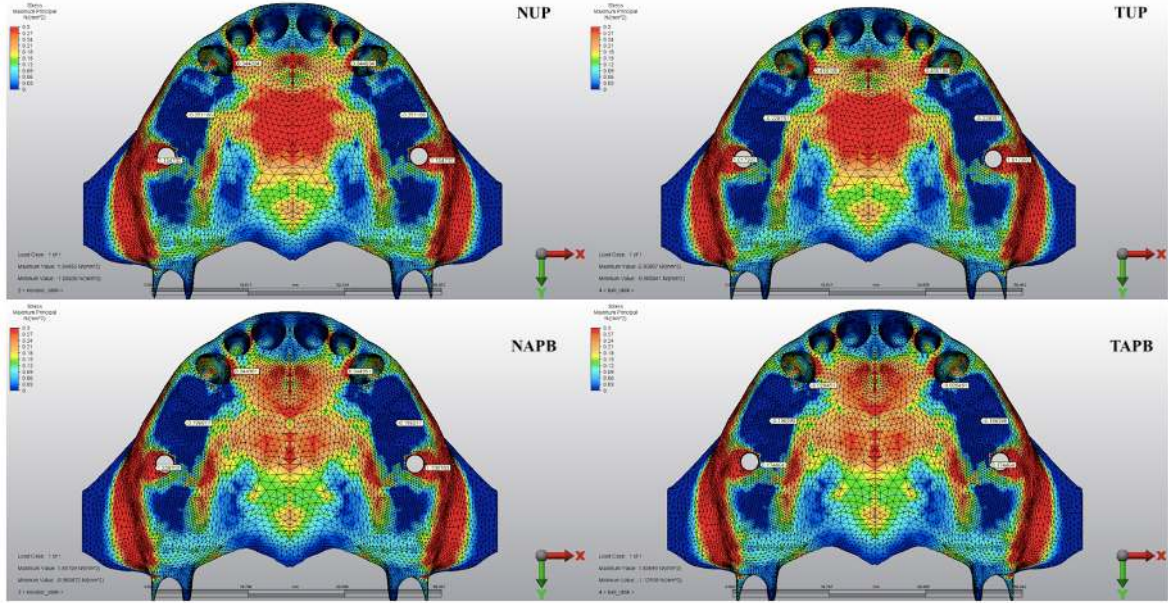
Tablo 4.6. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	Kanin Dişi Çevreleyen Kortikal Kemik
Model NUP	0.344834
Model TUP	0.410188
Model NAPB	0.344981
Model TAPB	0.028451



şekil 4.14. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması

En yüksek kuvvet tüm modellerde kanin dişin boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğe gelmektedir. Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte görülen maksimum principle stres birikimleri şekil 4.15'te belirtilmiştir.



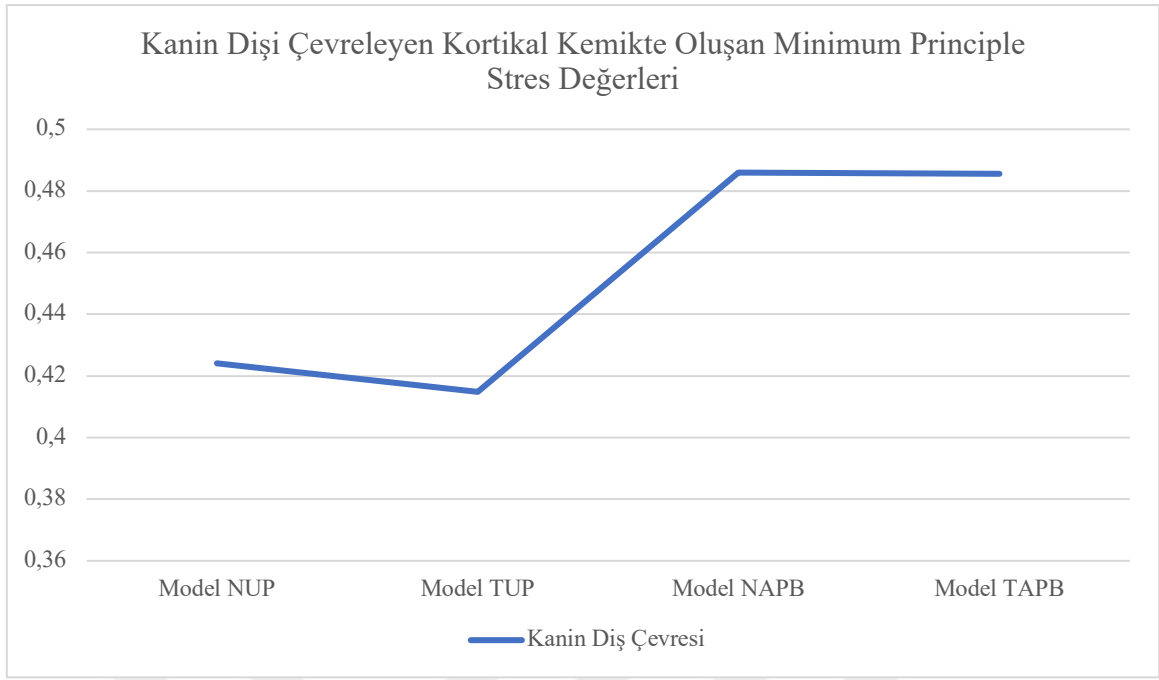
Şekil 4.15. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları

4.1.7. Vertikal kuvvetler uygulandığında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan vertikal yükler altında kortikal kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerleri Tablo 4.7 ve Şekil 4.16'da belirtilmiştir. Kanin diş soketinin çevresinde kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model NAPB'de 0.485959 MPa olarak ölçülmüştür. Model TUP'ta 0.414818 MPa olarak ölçülmüştür. Hem Novaloc hem top başlı tutucu sistem varlığında, ana bağlayıcı değiştiğinde kanin diş soketi etrafındaki kortikal kemiğe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir. Hem U plak hem APPB varlığında, tutucu sistem değiştiğinde kanin diş etrafındaki kortikal kemiğe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir.

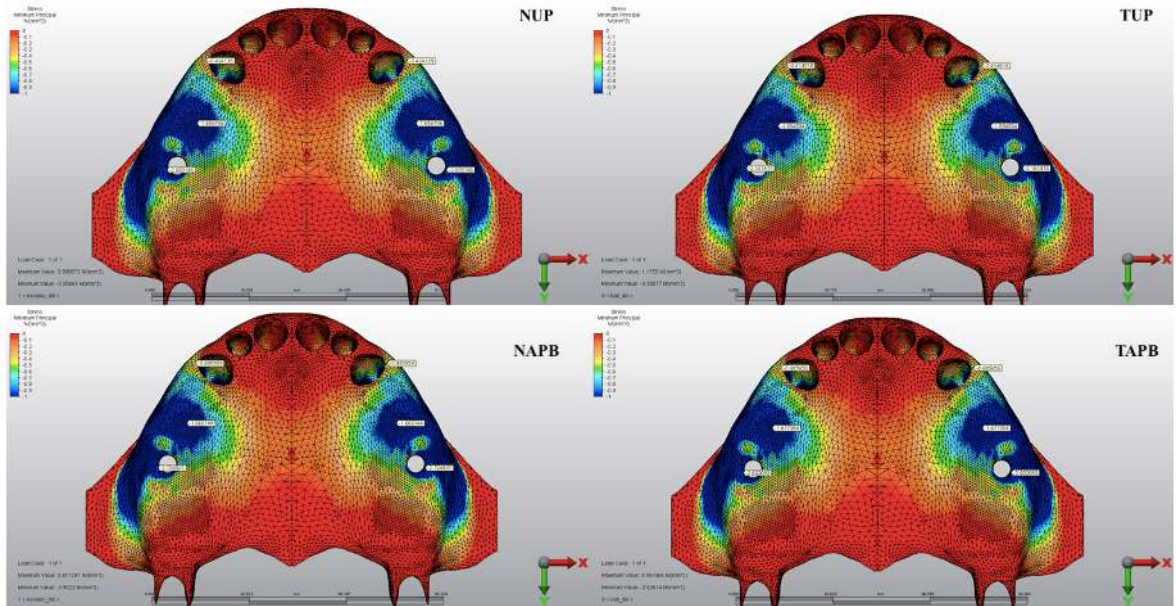
Tablo 4.7. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	Kanin Dişi Çevreleyen Kortikal Kemik
Model NUP	0.424135
Model TUP	0.414818
Model NAPB	0.485959
Model TAPB	0.485650



Şekil 4.16. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması

En yüksek kuvvet tüm modellerde kanin dişin boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğe gelmektedir. Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte görülen minimum principle stres birikimleri Şekil 4.17’de belirtilmiştir.



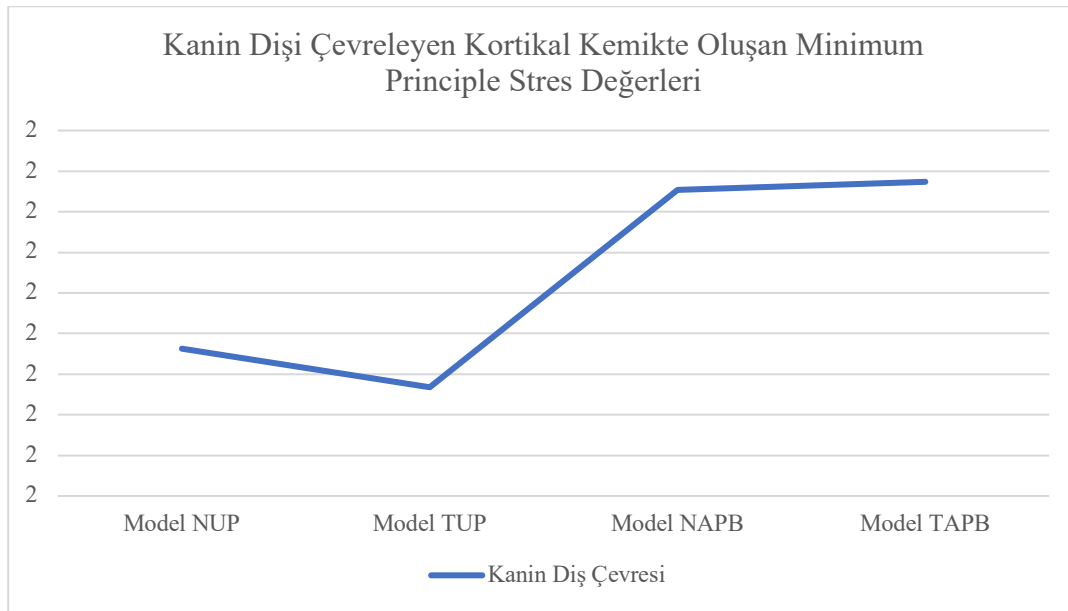
Şekil 4.17. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları

4.1.8. Oblik kuvvetler uygulandığında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan oblik yükler altında kortikal kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerleri Tablo 4.8 ve Şekil 4.18’de belirtilmiştir. Kanin diş soketinin çevresinde kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model TAPB’de 1.986830 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model TUP’ta 1.733858 MPa olarak ölçülmüştür. Hem Novaloc hem top başlı tutucu sistem varlığında, U plağa kıyasla APPB kullanımında kanin diş etrafındaki kortikal kemiğe daha fazla kuvvet gelmektedir. Hem U plak hem APPB varlığında, tutucu sistem değiştiğinde kanin diş etrafındaki kortikal kemiğe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir.

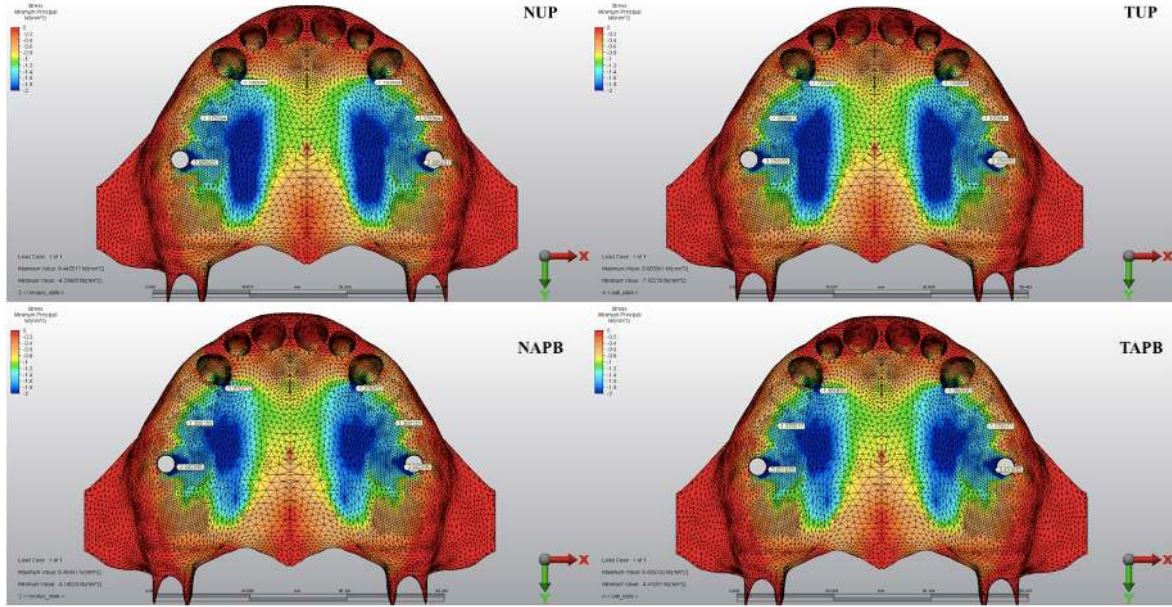
Tablo 4.8. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	Kanin Dişi Çevreleyen Kortikal Kemik
Model NUP	1.780998
Model TUP	1.733858
Model NAPB	1.976972
Model TAPB	1.986830



Şekil 4.18. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması

En yüksek kuvvet tüm modellerde kanin dişin boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğe gelmektedir. Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte görülen minimum principle stres birikimleri Şekil 4.19’da belirtilmiştir.



Şekil 4.19. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları

4.1.9. Vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte oluşan maximum ve minimum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

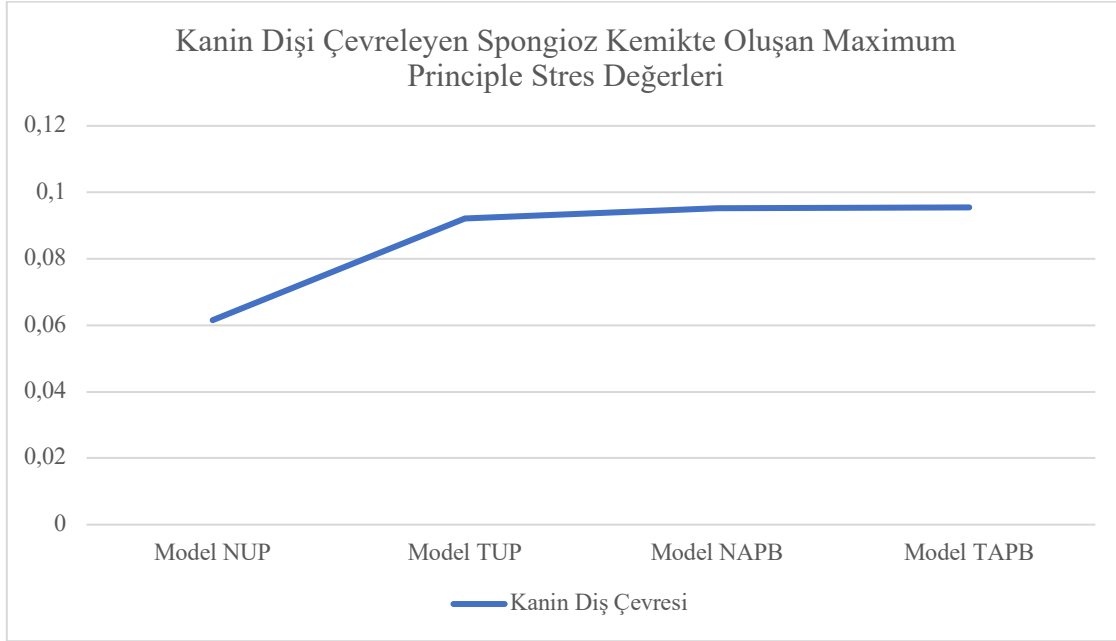
Çalışmada uygulanan vertikal ve oblik yükler altında spongioz kemik üzerinde görülen maximum ve minimum principle stres değerleri Tablo 4.9, Tablo 4.10, Tablo 4.11, Tablo 4.12, Şekil 4.20, Şekil 4.21, Şekil 4.22, Şekil 4.23, Şekil 4.24, Şekil 4.25, Şekil 4.26 ve Şekil 4.27’de belirtilmiştir.

Kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte oluşan maximum ve minimum principal stres değerleri karşılaştırıldığında modeller arasında belirgin farklılık bulunmamaktadır. Ana bağlayıcı ya da tutucu sistem değiştiğinde kanin dişi çevreleyen spongioz kemiğe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir.

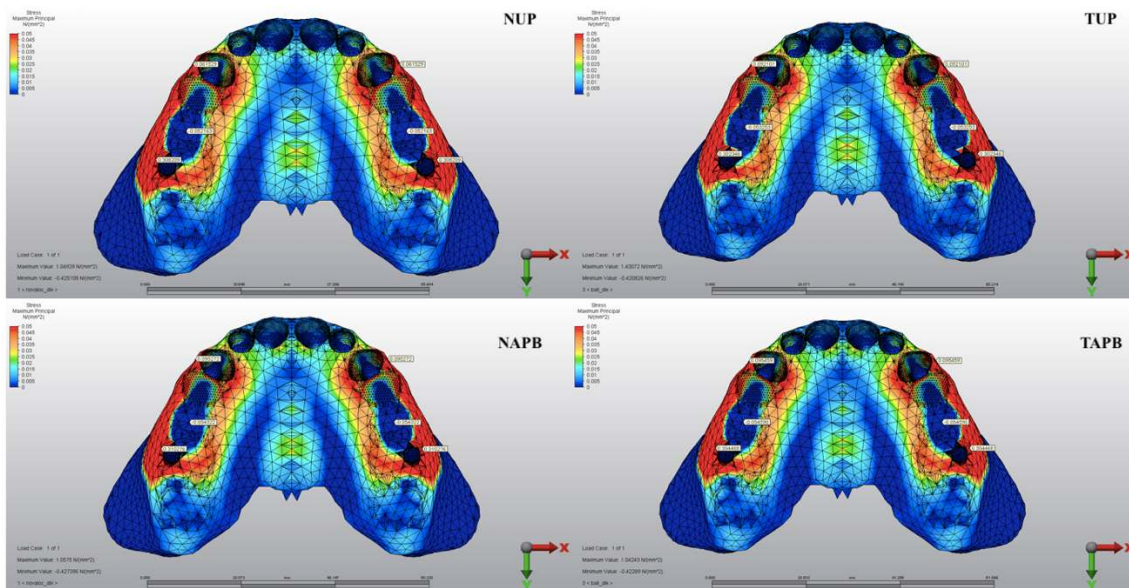
Maximum ve minimum principal stres değerlerine bakıldığında en yüksek kuvvet tüm modellerde kanin dişin boyun bölgesini çevreleyen spongioz kemiğe gelmektedir.

Tablo 4.9. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	Kanin Dişi Çevreleyen Spongioz Kemik
Model NUP	0.061529
Model TUP	0.092101
Model NAPB	0.095272
Model TAPB	0.095459



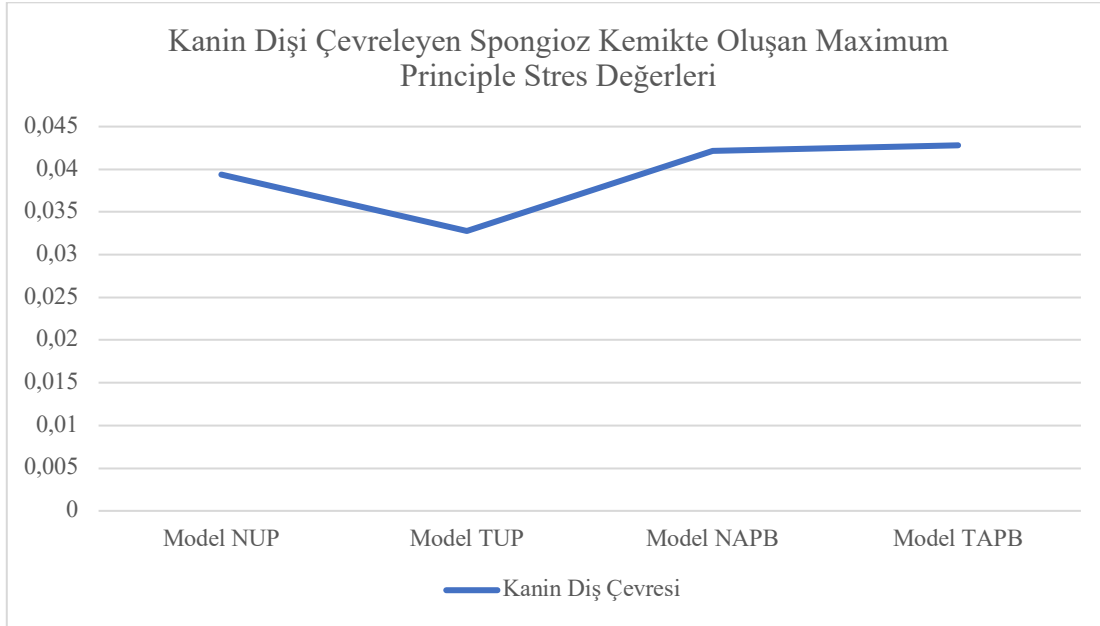
Şekil 4.20. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması



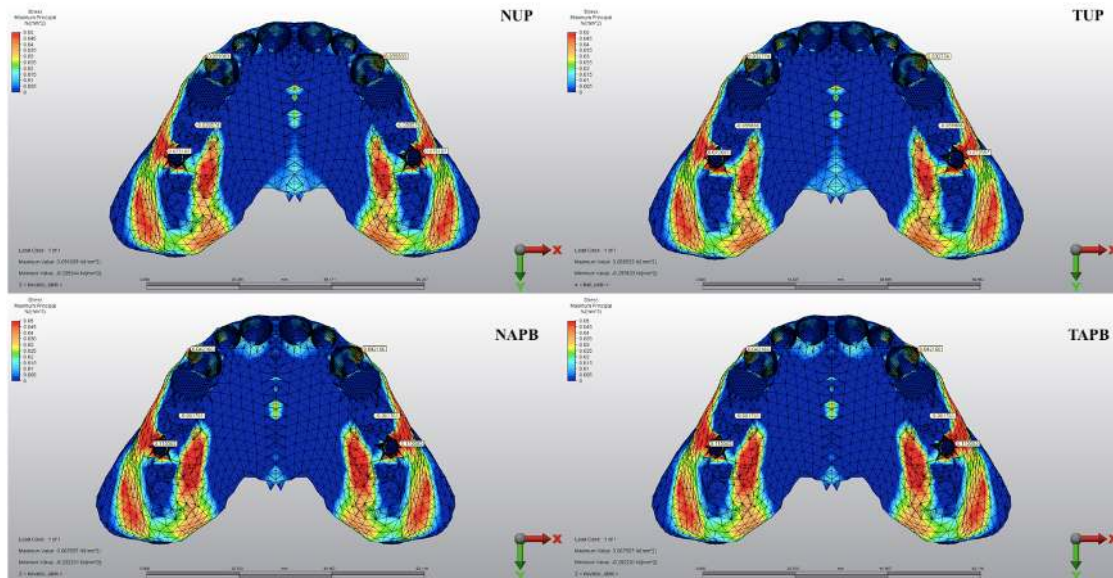
Şekil 4.21. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları

Tablo 4.10. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongiöz kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	Kanin Dişi Çevreleyen Spongiöz Kemik
Model NUP	0.039383
Model TUP	0.032774
Model NAPB	0.042166
Model TAPB	0.042807



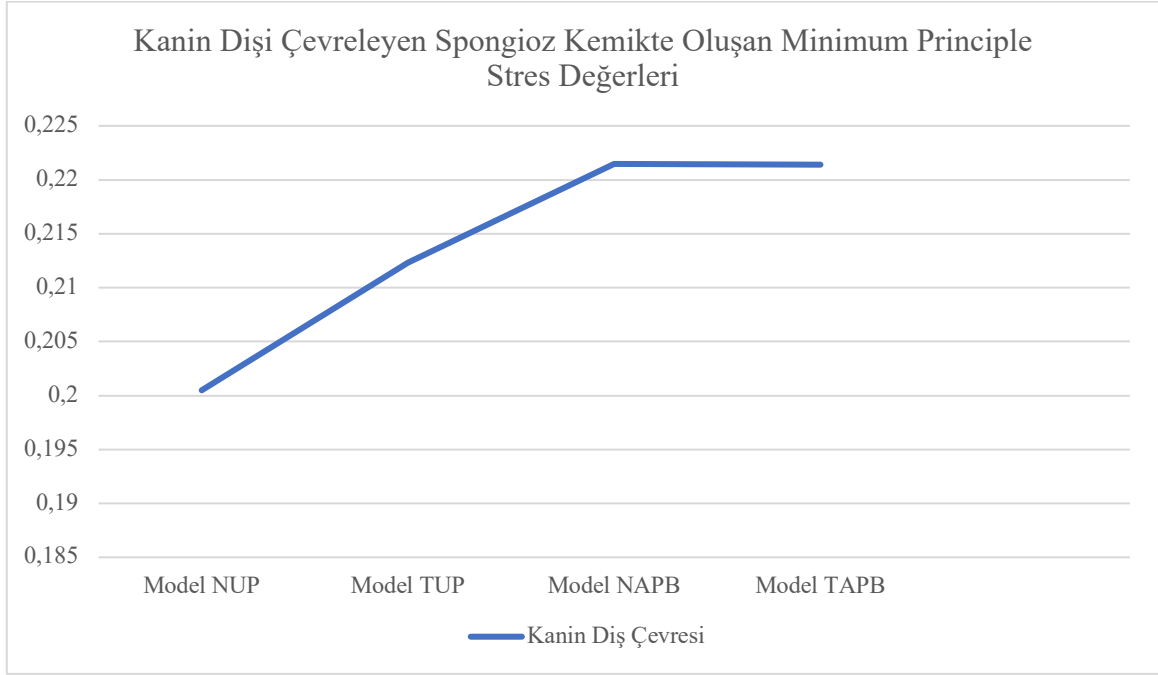
Şekil 4.22. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongiöz kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması



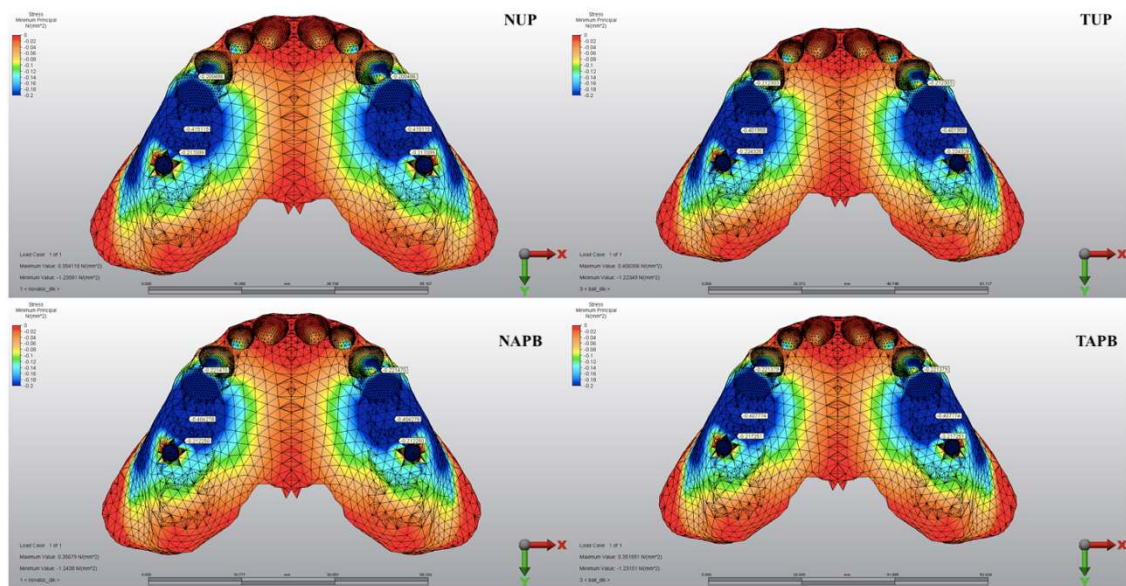
Şekil 4.23. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongiöz kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları

Tablo 4.11. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	Kanin Dişi Çevreleyen Spongioz Kemik
Model NUP	0.200486
Model TUP	0.212303
Model NAPB	0.221470
Model TAPB	0.221379



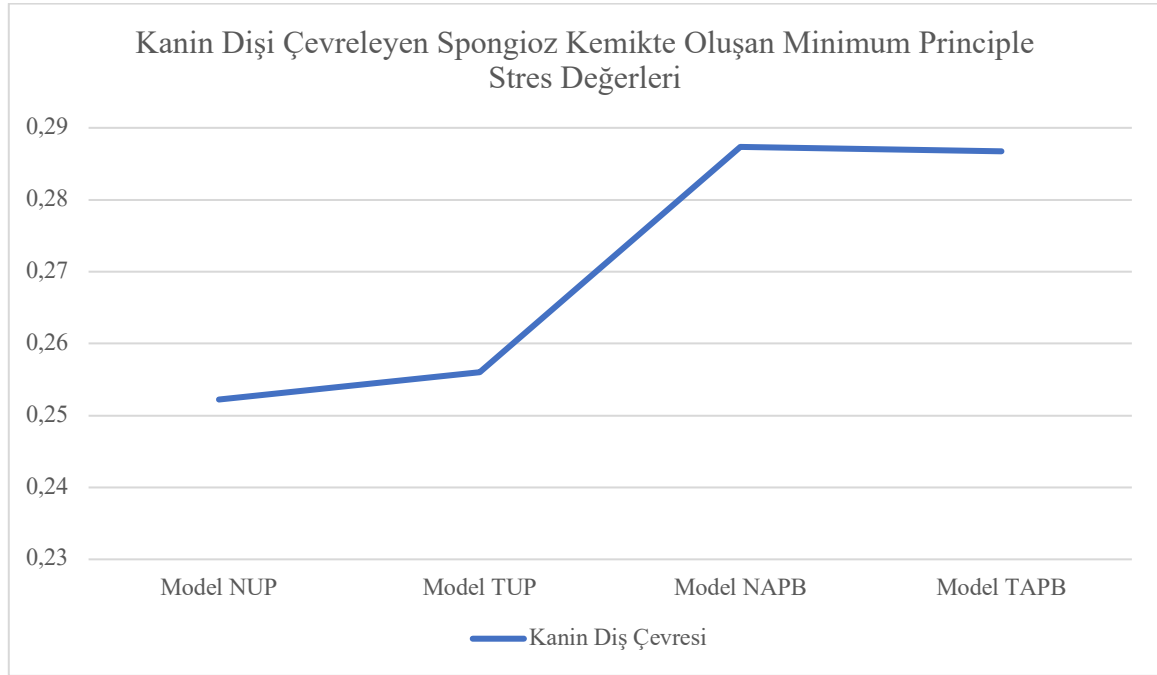
Şekil 4.24. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması



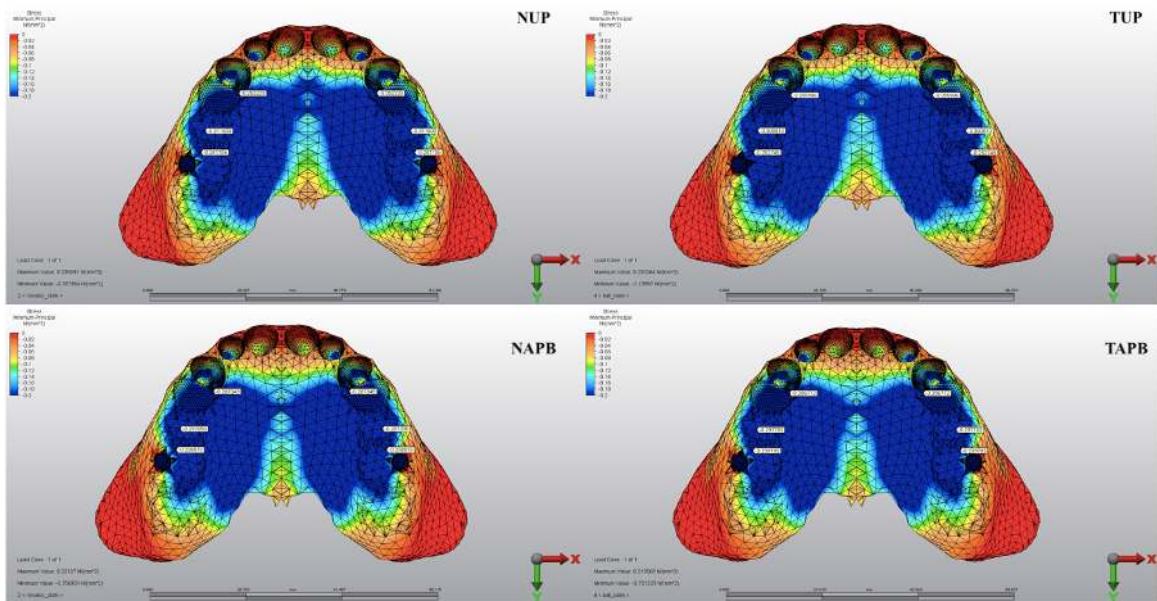
Şekil 4.25. Vertikal kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongioz kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları

Tablo 4.12. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongiöz kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	Kanin Dişi Çevreleyen Spongiöz Kemik
Model NUP	0.252223
Model TUP	0.255986
Model NAPB	0.287349
Model TAPB	0.286772



Şekil 4.26. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongiöz kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması



Şekil 4.27. Oblik kuvvetler altında kanin dişi çevreleyen spongiöz kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları

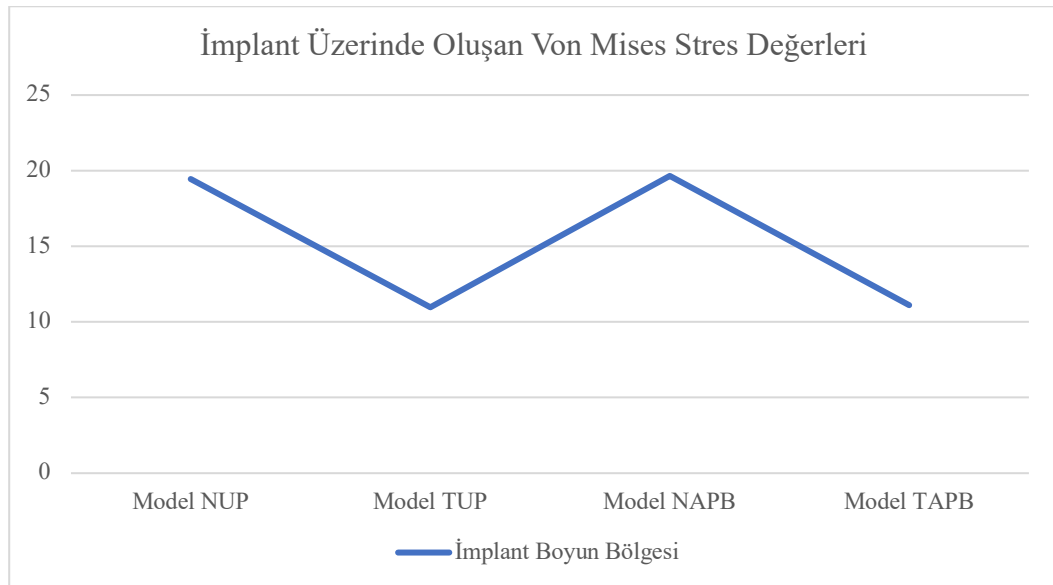
4.2. İmplant ve İmplant Çevresindeki Kemik Üzerinde Oluşan Gerilim, Sıkışma ve Gerinim Değerleri

4.2.1. Vertikal kuvvetler uygulandığında implant üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan vertikal yükler altında implantlar üzerinde görülen von Mises tipi stres değerleri Tablo 4.13 ve Şekil 4.28’de belirtilmiştir. İmplantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model NAPB’de 19.655914 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model TUP’ta 10.969353 MPa olarak ölçülmüştür. Hem Novaloc hem top başlı tutucu sistem varlığında, U plağa kıyasla APPB kullanımında implant boynuna daha fazla kuvvet gelmektedir. Hem APPB hem U plak varlığında, Novaloc tutucu sisteme kıyasla top başlı sistem kullanıldığında implant boynuna daha az kuvvet gelmektedir.

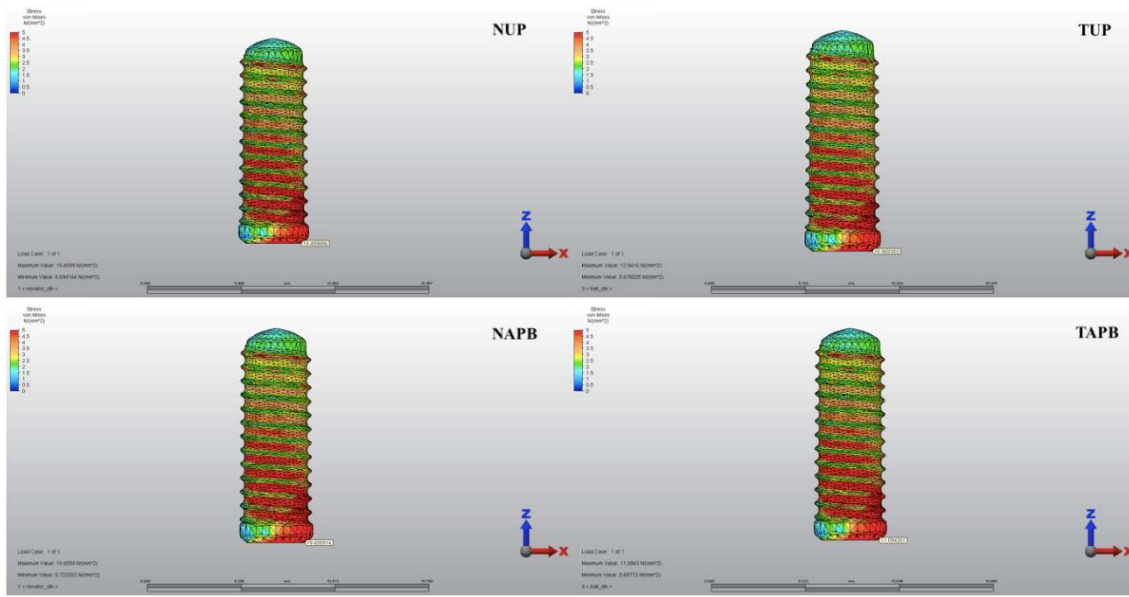
Tablo 4.13. Vertikal kuvvetler altında implant üzerinde görülen von Mises stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplant Boyun Bölgesi
Model NUP	19.459886
Model TUP	10.969353
Model NAPB	19.655914
Model TAPB	11.094261



Şekil 4.28. Vertikal kuvvetler altında implant üzerinde görülen von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması

En yüksek kuvvet tüm modellerde implantın boyun bölgesine gelmektedir. İmplantlar üzerinde görülen von Mises tipi stres birikimleri Şekil 4.29’da belirtilmiştir.



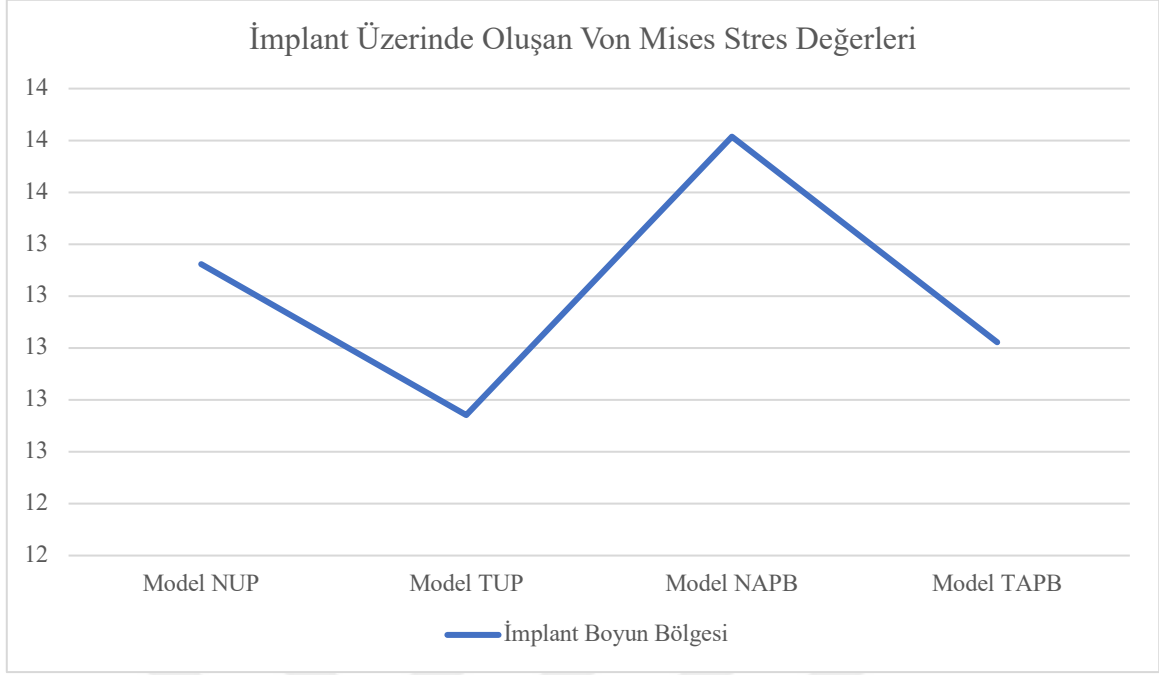
Şekil 4.29. Vertikal kuvvetler altında implant üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları

4.2.2. Oblik kuvvetler uygulandığında implant üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan oblik yükler altında implantlar üzerinde görülen von Mises tipi stres değerleri Tablo 4.14 ve Şekil 4.30’da belirtilmiştir. İmplantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model NAPB’de 13.814697 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model TUP’ta ise 12.741515 MPa olarak ölçülmüştür. Hem Novaloc hem top başlı tutucu sistem varlığında, U plağa kıyasla APPB kullanımında implant boynuna daha fazla kuvvet gelmektedir. Hem APPB hem U plak varlığında, Novaloc tutucu sisteme kıyasla top başlı sistem kullanıldığında implant boynuna daha az kuvvet gelmektedir.

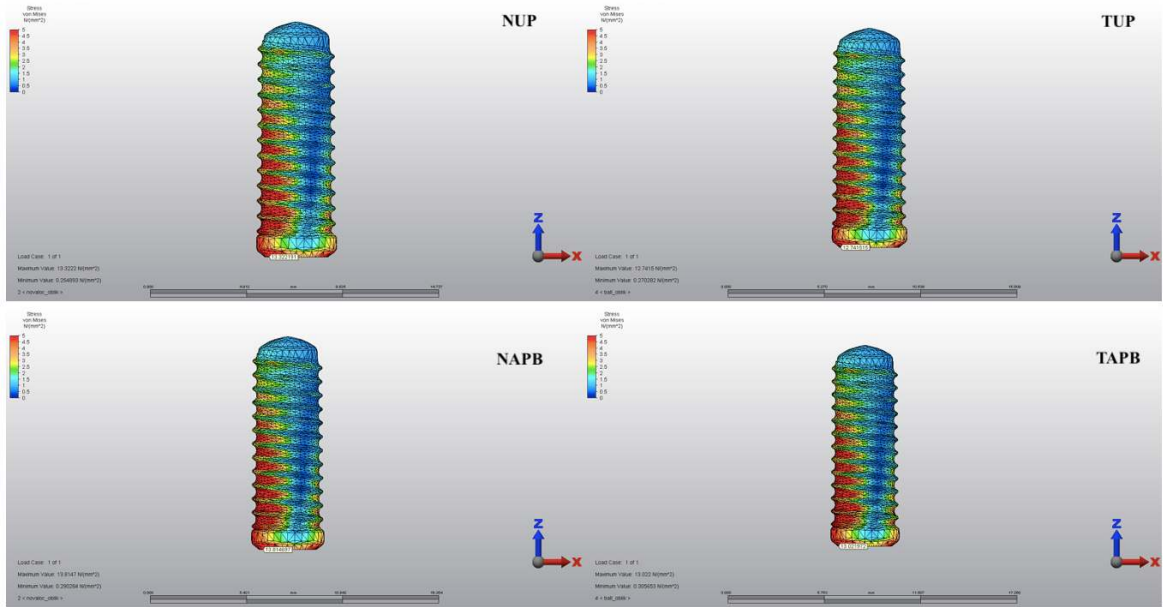
Tablo 4.14. Oblik kuvvetler altında implant üzerinde görülen von Mises stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplant Boyun Bölgesi
Model NUP	13.322191
Model TUP	12.741515
Model NAPB	13.814697
Model TAPB	13.021972



Şekil 4.30. Oblik kuvvetler altında implant üzerinde görülen von Mises değerlerinin grafiksel karşılaştırması

En yüksek kuvvet tüm modellerde implantın boyun bölgesine gelmektedir. İmplantlar üzerinde görülen von Mises tipi stres birikimleri Şekil 4.31’de belirtilmiştir.



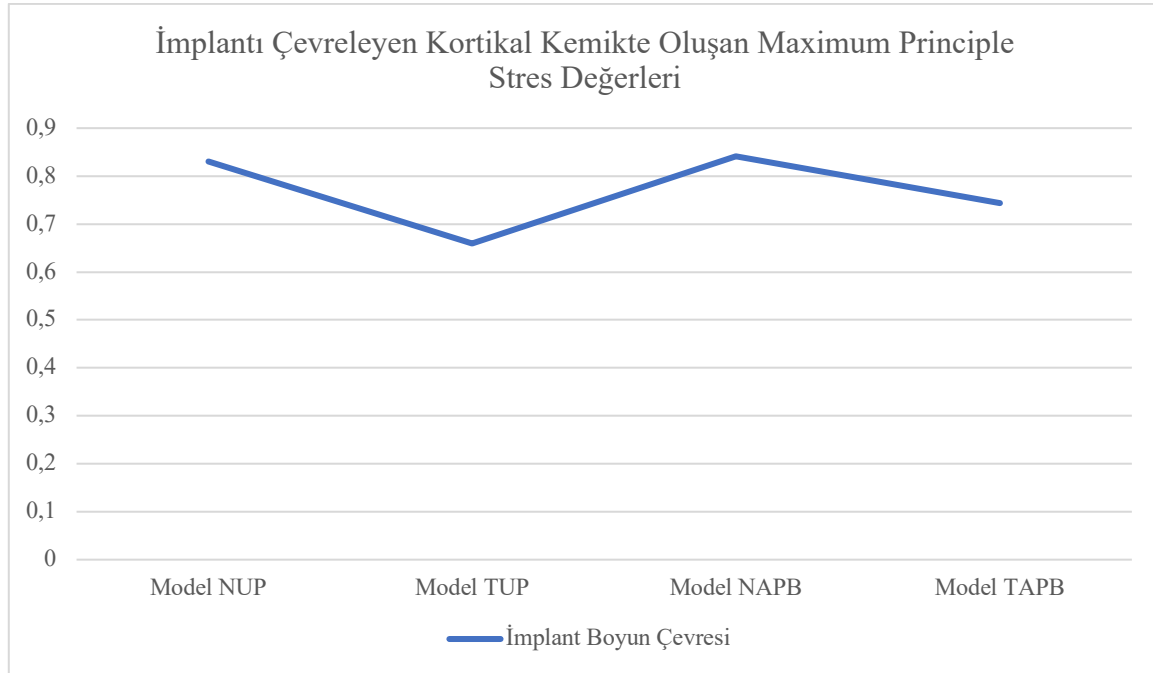
Şekil 4.31. Oblik kuvvetler altında implant üzerinde görülen von Mises stres birikim alanları

4.2.3. Vertikal kuvvetler uygulandığında implantı çevreleyen kortikal kemikte oluşan maximum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan vertikal yükler altında kortikal kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerleri Tablo 4.15 ve Şekil 4.32’de belirtilmiştir. İmplant çevresi kortikal kemikte oluşan maximum principal stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model NAPB’de 0.841273 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model TUP’ta 0.659450 MPa olarak ölçülmüştür. Hem Novaloc hem top başlı tutucu varlığında, ana bağlayıcı değiştiğinde implant boyun çevresi kortikal kemiğe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir. Hem APPB hem U plak varlığında, Novaloc tutucu sisteme kıyasla top başlı sistem kullanıldığında implant boyun çevresi kortikal kemiğe daha az kuvvet gelmektedir.

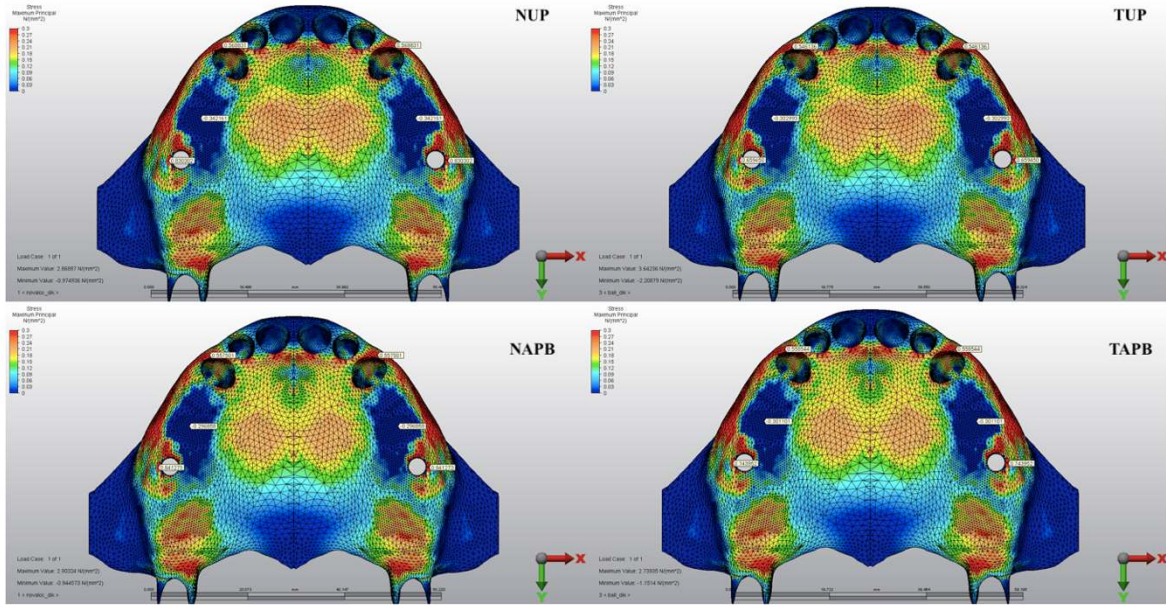
Tablo 4.15. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplantı Çevreleyen Kortikal Kemik
Model NUP	0.830302
Model TUP	0.659450
Model NAPB	0.841273
Model TAPB	0.743952



Şekil 4.32. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması

En yüksek kuvvet tüm modellerde implant boyun bölgesindeki kortikal kemiğe gelmektedir. Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte görülen maksimum principle stres birikimleri Şekil 4.33'te belirtilmiştir.



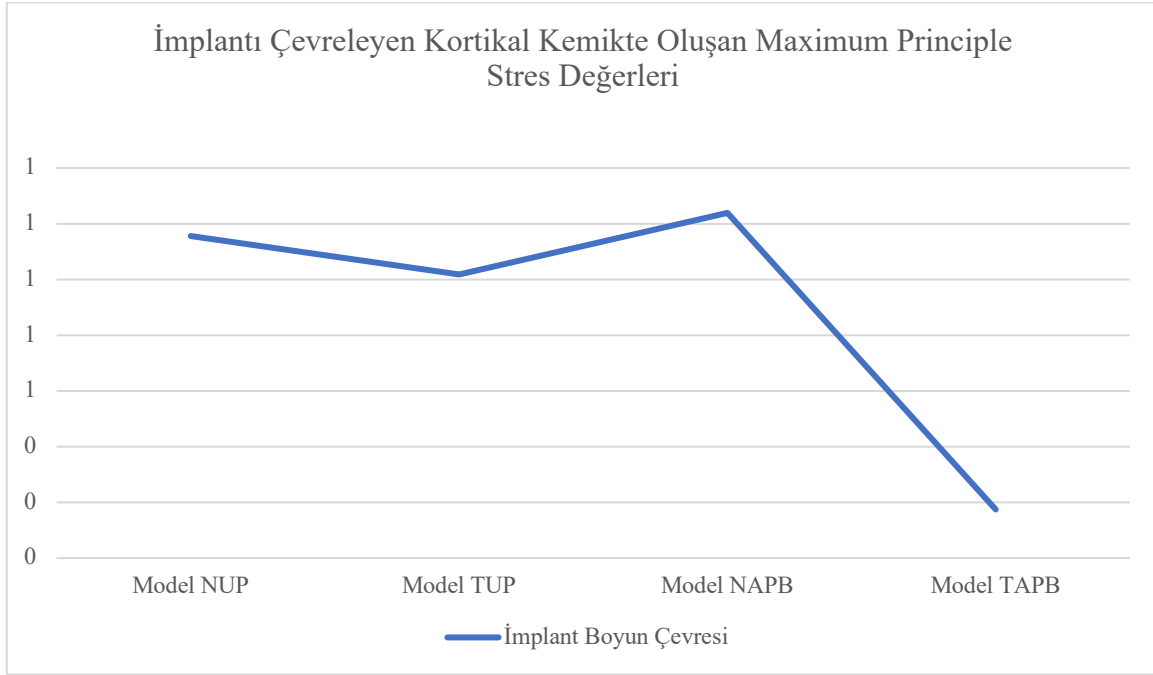
Şekil 4.33. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları

4.2.4. Oblik kuvvetler uygulandığında implantı çevreleyen kortikal kemikte oluşan maximum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan oblik yükler altında kortikal kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerleri Tablo 4.16 ve Şekil 4.34'te belirtilmiştir. İmplant çevresi kortikal kemikte oluşan maximum principal stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model NAPB'de 1.238703 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model TAPB'de 0.174464 MPa olarak ölçülmüştür. Novaloc tutucu sistem varlığında, ana bağlayıcı değiştiğinde implant boyun çevresi kortikal kemiğe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir. Top başlı tutucu sistem varlığında, APPB kullanımına kıyasla U plak kullanımında implant boyun çevresi kortikal kemiğe daha fazla kuvvet gelmektedir. Hem APPB hem U plak varlığında, Novaloc tutucu sisteme kıyasla top başlı sistem kullanıldığında implant boyun çevresi kortikal kemiğe daha az kuvvet gelmektedir.

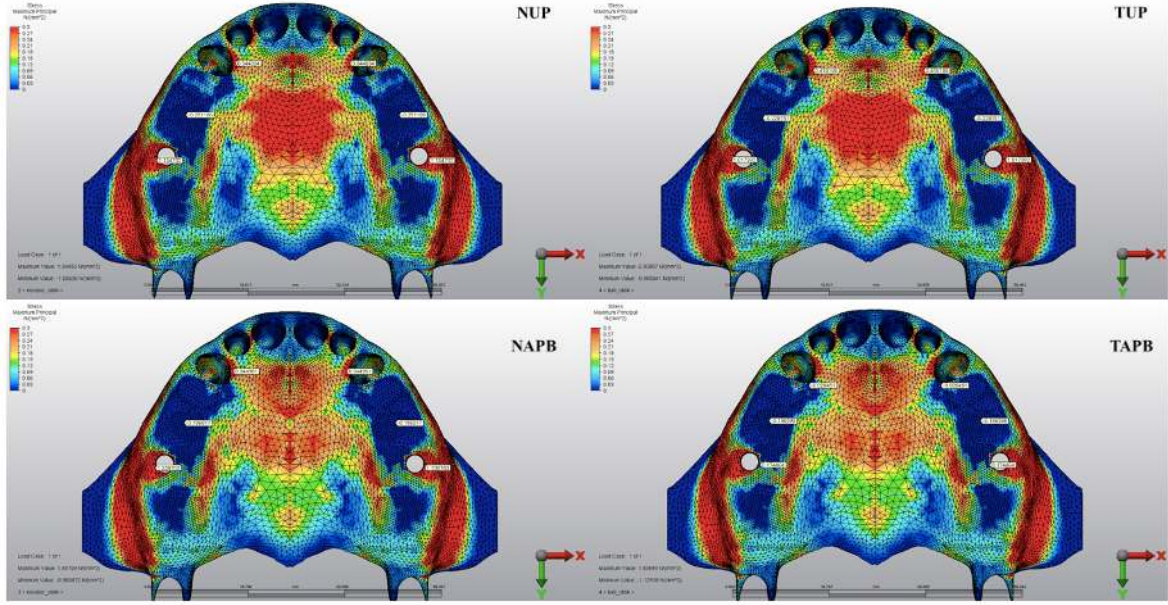
Tablo 4.16. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplantı Çevreleyen Kortikal Kemik
Model NUP	1.154732
Model TUP	1.017392
Model NAPB	1.238703
Model TAPB	0.174464



Şekil 4.34. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması

En yüksek kuvvet tüm modellerde implant boyun bölgesindeki kortikal kemiğe gelmektedir. Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte görülen maksimum principle stres birikimleri Şekil 4.35'te belirtilmiştir.



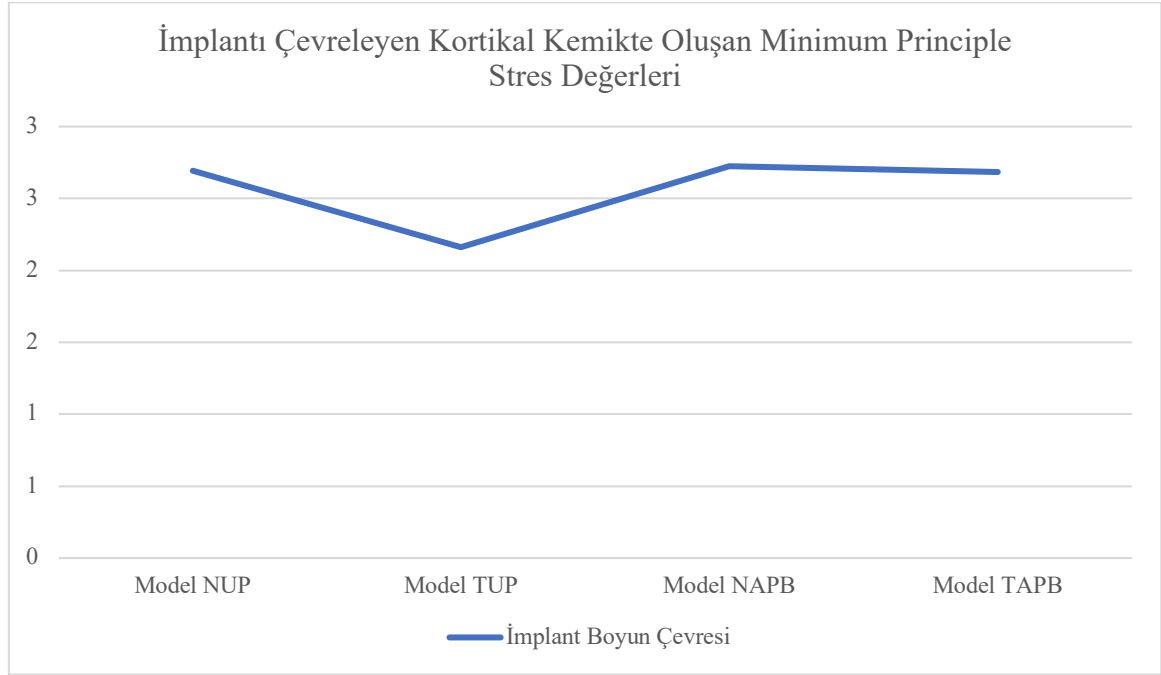
Şekil 4.35. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları

4.2.5. Vertikal kuvvetler uygulandığında implantı çevreleyen kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan vertikal yükler altında kortikal kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerleri Tablo 4.17 ve Şekil 4.36'da belirtilmiştir. İmplant çevresinde kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model NAPB'de 2.724531 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model TUP'ta ise 2.161410 MPa olarak ölçülmüştür. Novaloc tutucu sistem varlığında, ana bağlayıcı değiştiğinde implant boyun çevresi kortikal kemiğe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir. Top başlı tutucu sistem varlığında, U plak kullanımına kıyasla APPB kullanımında implant boyun çevresi kortikal kemiğe daha fazla kuvvet gelmektedir. Ana bağlayıcı olarak U plak varlığında tutucu sistemler arasından top başlı sistem kullanıldığında implant çevresi kortikal kemiğe daha az kuvvet gelirken, anterior posterior palatal bant varlığında her iki sisteme gelen kuvvetlerde belirgin farklılık yoktur.

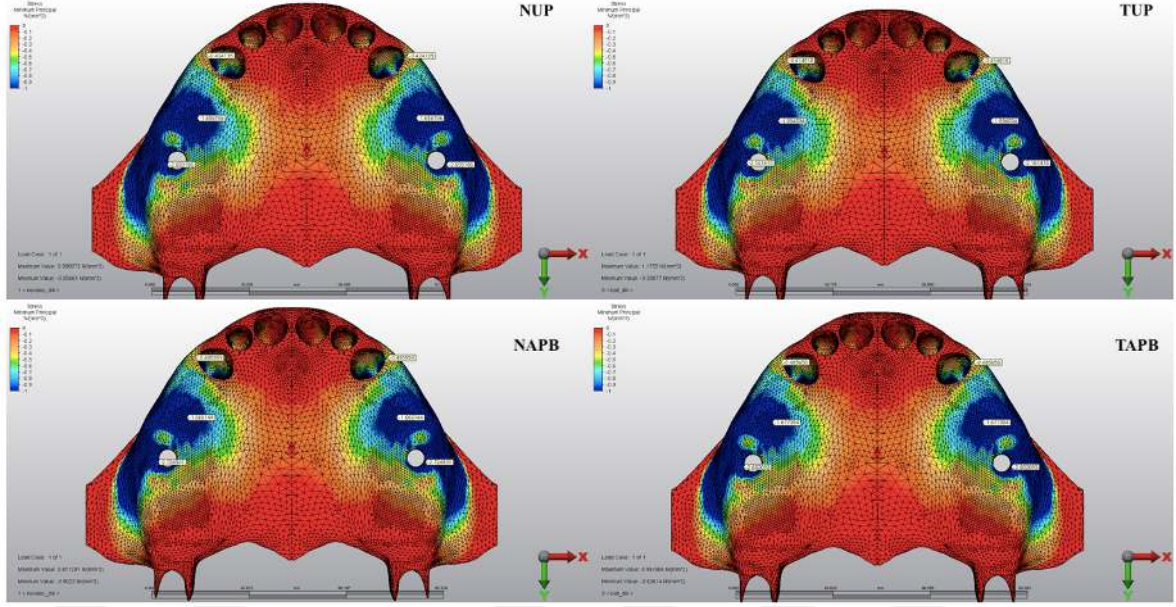
Tablo 4.17. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplantı Çevreleyen Kortikal Kemik
Model NUP	2.693186
Model TUP	2.161410
Model NAPB	2.724531
Model TAPB	2.682093



Şekil 4.36. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması

En yüksek kuvvet tüm modellerde implant boyun bölgesindeki kortikal kemiğe gelmektedir. Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte görülen minimum principle stres birikimleri Şekil 4.37’de belirtilmiştir.



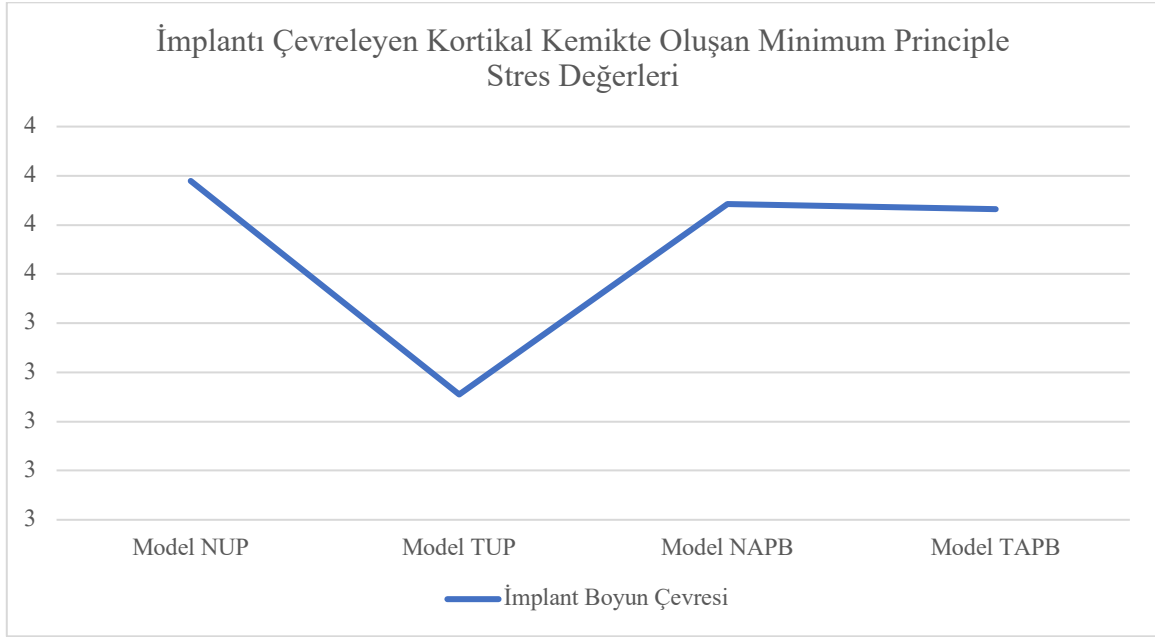
Şekil 4.37. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları

4.2.6. Oblik kuvvetler uygulandığında implantı çevreleyen kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan oblik yükler altında kortikal kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerleri Tablo 4.18 ve Şekil 4.38’de belirtilmiştir. İmplant çevresinde kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model NUP’ta 3.689431 MPa olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise model TUP’ta 3.254955 MPa olarak ölçülmüştür. Novaloc tutucu sistem varlığında, ana bağlayıcı değiştiğinde implant boyun çevresi kortikal kemiğe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir. Top başlı tutucu sistem varlığında, U plak kullanımına kıyasla APPB kullanımında implant boyun çevresi kortikal kemiğe daha fazla kuvvet gelmektedir. Ana bağlayıcı olarak U plak varlığında tutucu sistemler arasından top başlı sistem kullanıldığında implant çevresi kortikal kemiğe daha az kuvvet gelirken, anterior posterior palatal bant varlığında her iki sisteme gelen kuvvetlerde belirgin farklılık yoktur.

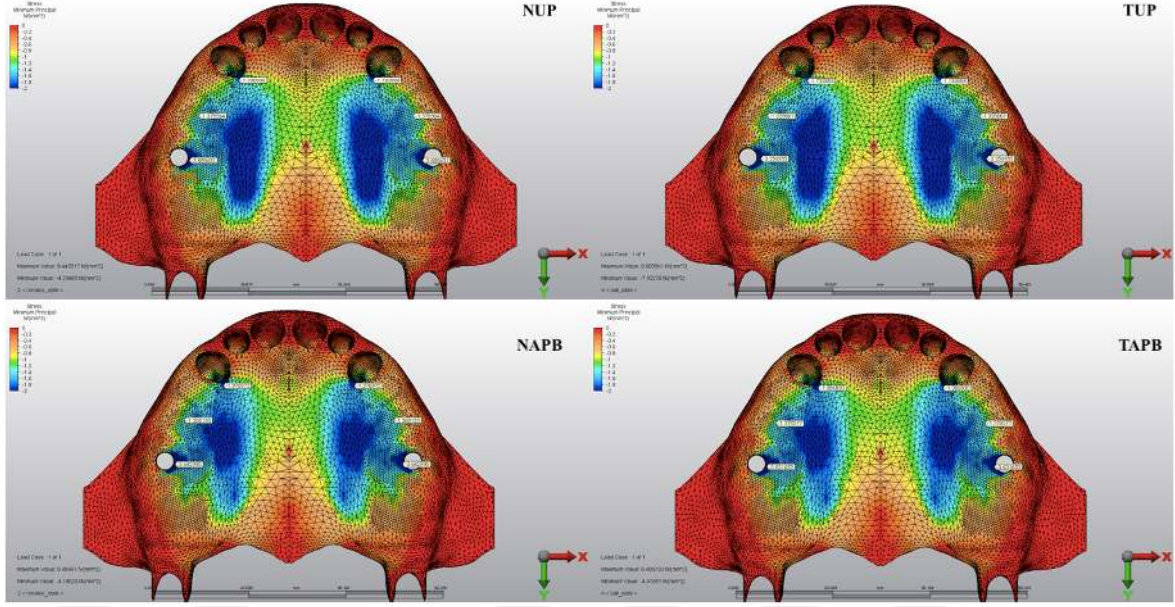
Tablo 4.18. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplantı Çevreleyen Kortikal Kemik
Model NUP	3.689431
Model TUP	3.254955
Model NAPB	3.642995
Model TAPB	3.631653



Şekil 4.38. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması

En yüksek kuvvet tüm modellerde implant boyun bölgesindeki kortikal kemiğe gelmektedir. Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte görülen minimum principle stres birikimleri Şekil 4.39’da belirtilmiştir.



Şekil 4.39. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen kortikal kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları

4.2.7. Vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında implantı çevreleyen spongiöz kemikte oluşan maximum ve minimum principle stres değerlerinin farklı ana bağlayıcı ve tutucu çeşitleri ile değerlendirilmesi

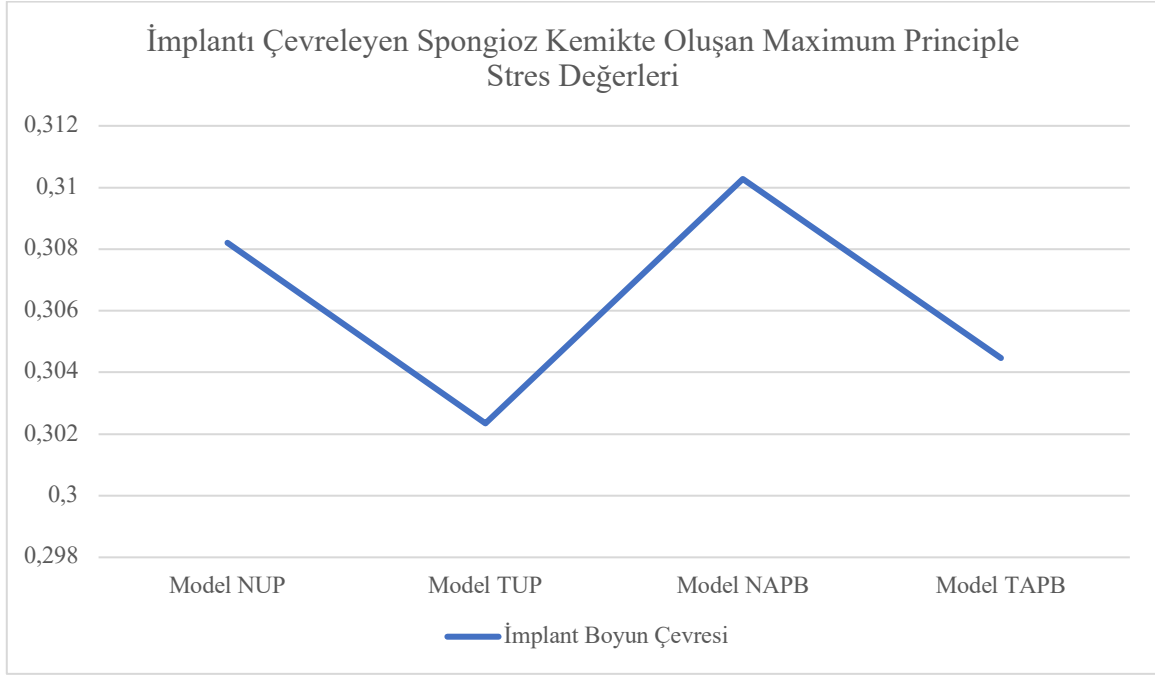
Çalışmada uygulanan vertikal ve oblik yükler altında spongiöz kemik üzerinde görülen maximum ve minimum principle stres değerleri Tablo 4.19, Tablo 4.20, Tablo 4.21, Tablo 4.22, Şekil 4.40, Şekil 4.41, Şekil 4.42, Şekil 4.43, Şekil 4.44, Şekil 4.45, Şekil 4.46 ve Şekil 4.47’de belirtilmiştir.

İmplantı çevreleyen spongiöz kemikte oluşan maximum ve minimum principal stres değerleri karşılaştırıldığında modeller arasında belirgin farklılık bulunmamaktadır. Ana bağlayıcı ya da tutucu sistem değiştiğinde implantı çevreleyen spongiöz kemiğe gelen kuvvetin hemen hemen değişmediği izlenmektedir.

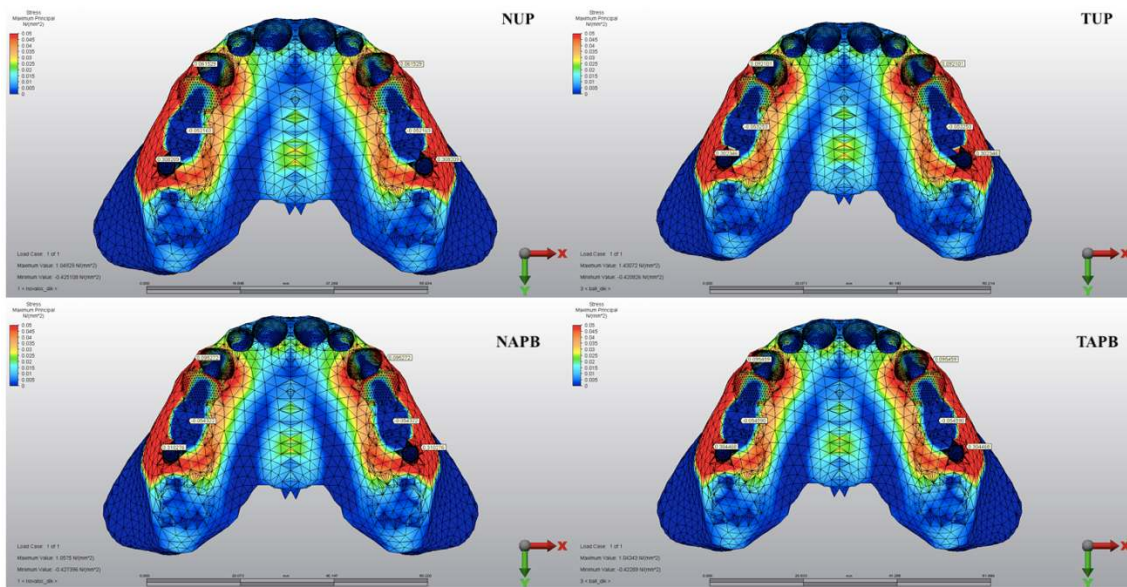
Maximum ve minimum principal stres değerlerine bakıldığında en yüksek kuvvet tüm modellerde implant boyun bölgesini çevreleyen spongiöz kemiğe gelmektedir.

Tablo 4.19. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen spongiöz kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplantı Çevreleyen Spongiöz Kemik
Model NUP	0.308209
Model TUP	0.302346
Model NAPB	0.310276
Model TAPB	0.304468



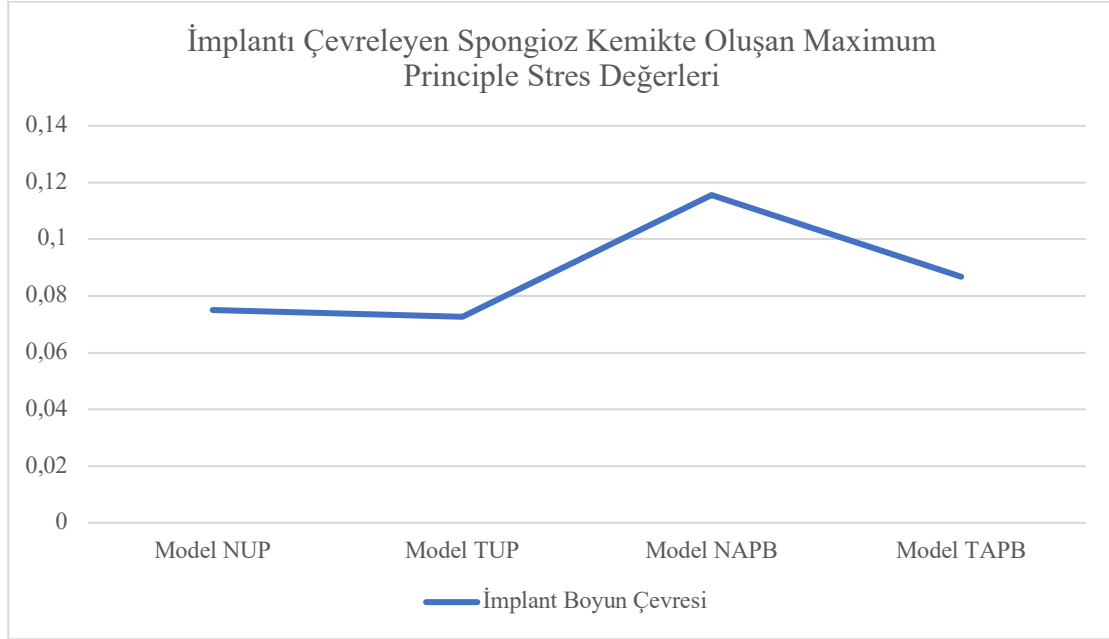
Şekil 4.40. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen spongiöz kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması



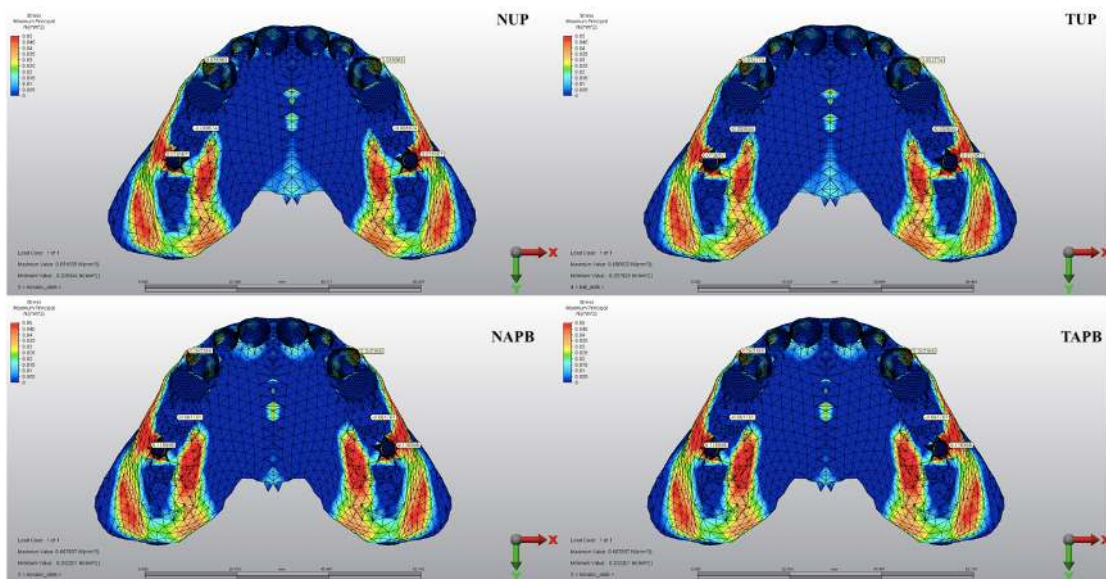
Şekil 4.41. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen spongiöz kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları

Tablo 4.20. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen maximum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplantı Çevreleyen Spongios Kemik
Model NUP	0.075107
Model TUP	0.072657
Model NAPB	0.115585
Model TAPB	0.086866



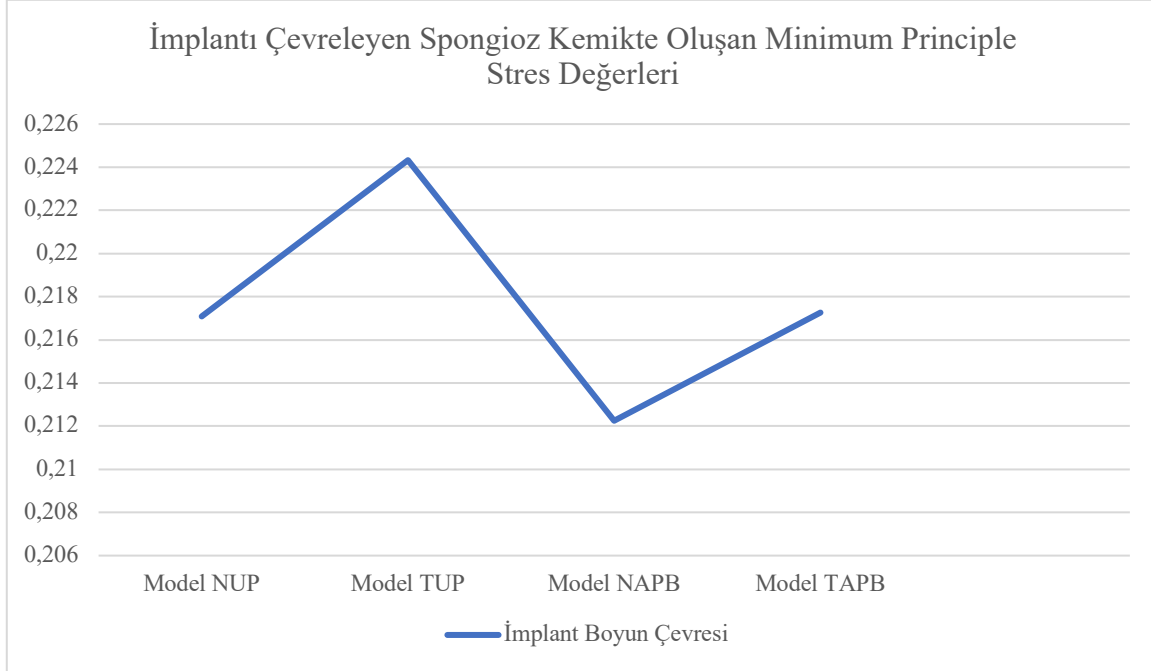
Şekil 4.42. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması



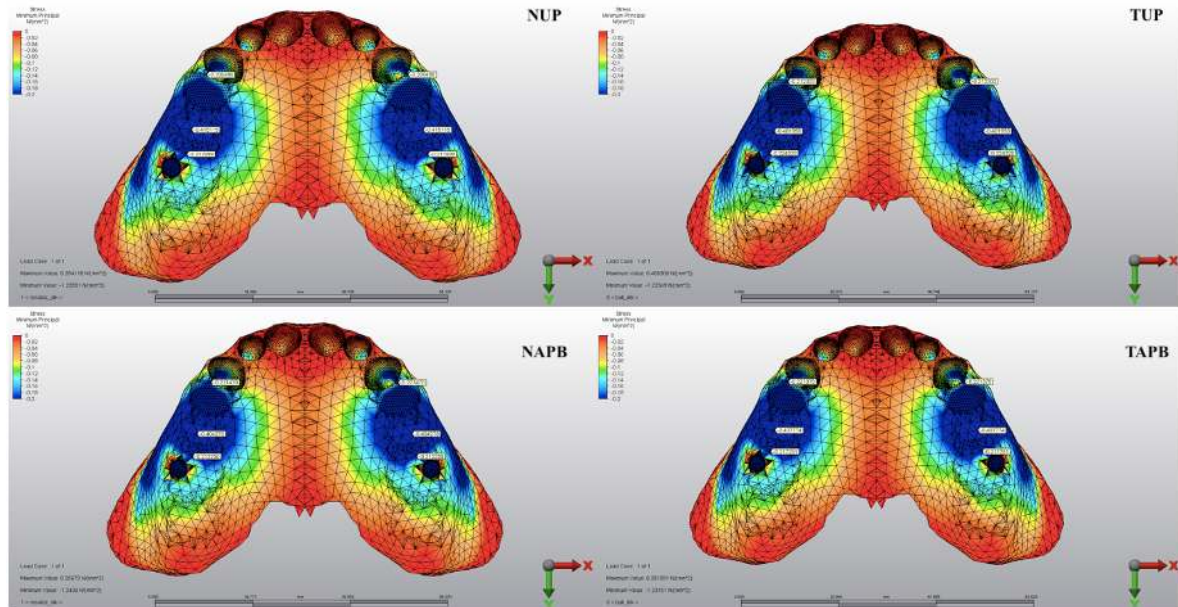
Şekil 4.43. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen maximum principal stres değerlerinin birikim alanları

Tablo 4.21. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen spongiöz kemikte görülen minimum principal stres değerleri (MPa)

Modeller	İmplantı Çevreleyen Spongiöz Kemik
Model NUP	0.217099
Model TUP	0.224328
Model NAPB	0.212250
Model TAPB	0.217251



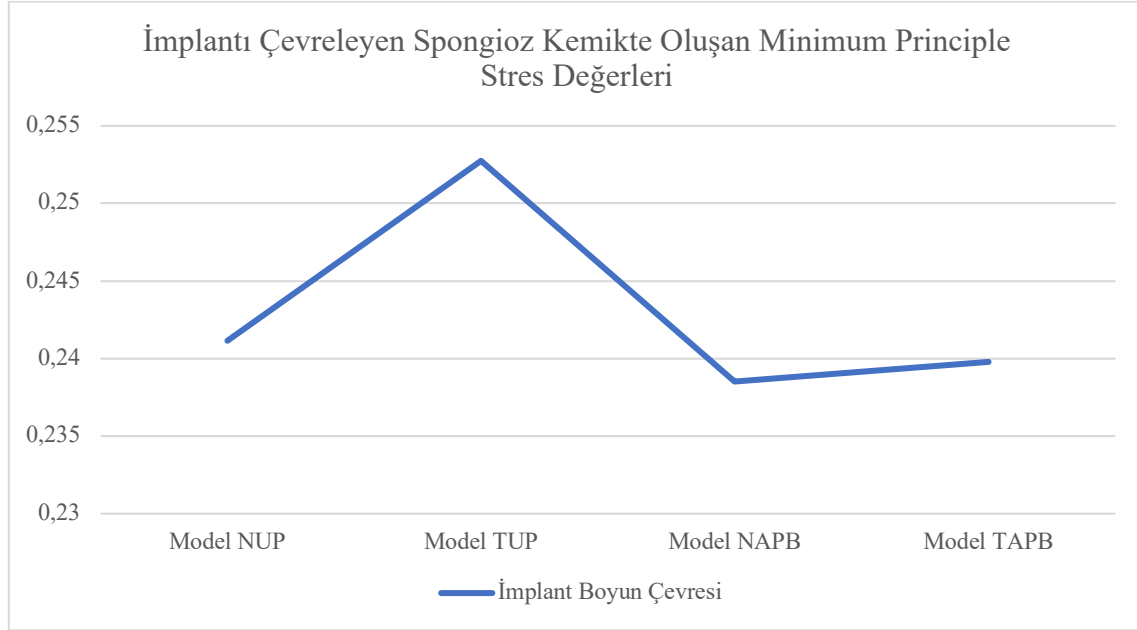
Şekil 4.44. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen spongiöz kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması



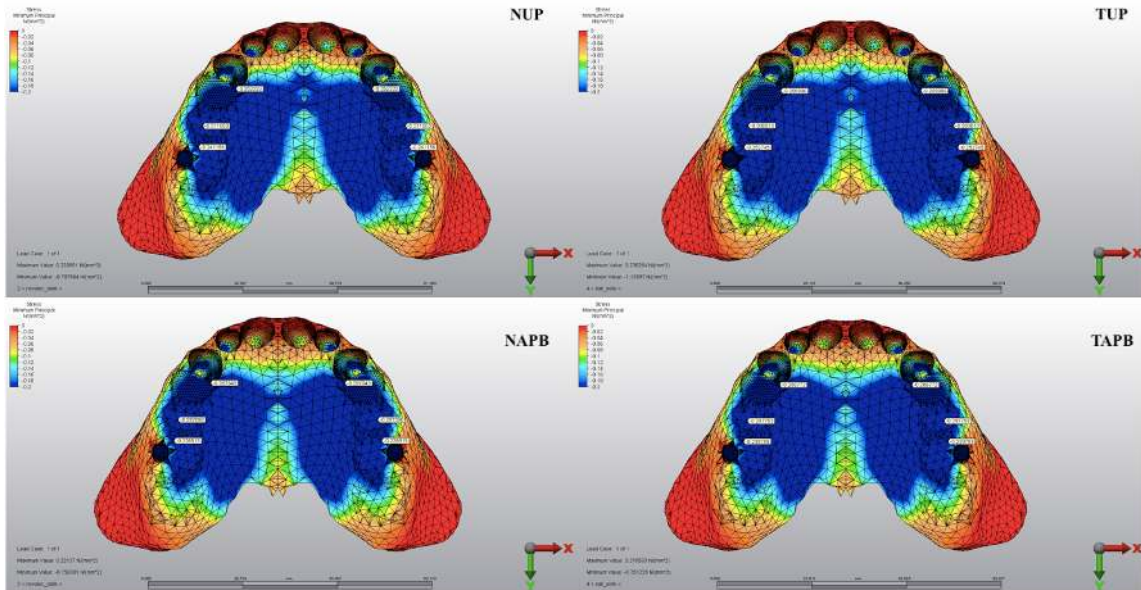
Şekil 4.45. Vertikal kuvvetler altında implantı çevreleyen spongiöz kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları

Tablo 4.22. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen minimum principal stres değerleri (Mpa)

Modeller	İmplantı Çevreleyen Spongios Kemik
Model NUP	0.241156
Model TUP	0.252745
Model NAPB	0.238519
Model TAPB	0.239795



Şekil 4.46. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin grafiksel karşılaştırması



Şekil 4.47. Oblik kuvvetler altında implantı çevreleyen spongios kemikte görülen minimum principal stres değerlerinin birikim alanları

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda sağ, sol kesici ve kanin dişlerin mevcut olduğu bir üst çene modelinde sağ, sol 1. molar dişler konumuna iki adet implant yerleştirilmiştir. Hazırlanan model üzerinde anterior posterior palatal bant ve U plak olmak üzere 2 farklı ana bağlayıcı, Novaloc ve top başlı tutucu olmak üzere 2 farklı tutucu sistemi kullanılarak 4 farklı protez tasarlanmıştır. Bu protez tasarımlarında son dayanak diş olan kanin dişte, kanin dişin periodontal ligamentinde, kanin dişin çevresindeki kortikal ve spongioz kemikte, implantta ve implant çevresindeki kortikal ve spongioz kemikte oluşan stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelenmiş ve karşılaştırılmıştır.

Dental implantlara etki eden kuvvetlerin ve implant biyomekaniğinin değerlendirilmesinde; matematiksel hesaplamalar (119), strain gauge analizi (120), fotoelastik stres analizi (121) ve 2 veya 3 boyutlu SEA (112, 122) yöntemleri kullanılabilir. Strain gauge yönteminin çalışma prensibi implant ve ilgili yapıların elektriksel direncine dayalıdır ve ölçümler kuvvet altındaki cismin 3 boyutlu yapısındaki elastik limitler dahilinde olan deformasyonlar sonucu izlenen materyalin iki ucu arasındaki elektriksel direncin değişmesiyle elde edilebilmektedir (123). Strain gauge yöntemi ile statik ve dinamik kuvvetler altında, in vitro ve in vivo ölçümler yapılabilmektedir (60, 124). Fotoelastik analizin çalışma prensibi, transparan materyallerin ışık kırıcılığı özelliğine dayanmaktadır (125). Analiz öncesinde, incelenecek materyalin fotoelastik modelinin elde edilmesi gereklidir. Modele uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğü, modelin şekli, model ve modelin destek yapıları gerçek yapıya uygun olarak tasarlanmalıdır. Mühendislik ve endüstride uzun yıllar kullanılan fotoelastik analiz yöntemi, diş hekimliğinde ortodonti, protez, cerrahi, implant ve dental materyallerle ilgili yapılan çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (124, 126). Fotoelastik model analizinde; deneysel bir model kullanılması ve modelin iç stres birikiminin görselleştirilmesi en önemli avantajlarından biridir (127). Gerçek modelin elde edilmesinde ve kortikal ve spongioz kemiğin ayırt edilmesindeki güçlükler (91) fotoelastik analizin en büyük dezavantajlarıdır (126).

Havacılık ve uzay alanındaki yapısal problemlerin çözülmesi amacıyla 1960'lı yıllarda geliştirilen SEA yönteminin kullanım alanı kısa sürede genişleyerek sıvı akışı, ısı transferi ve elektromanyetik alanda izlenen problemlerin çözülmesinde kullanılmıştır. SEA diş hekimliğinde ilk kez 1973 yılında Farah (115) tarafından kullanılırken, dental

implant üzerinde ilk kez 1976 yılında Weinstein (116) tarafından kullanılmıştır ve sonrasında hızla gelişmiştir. Atmaram ve Muhammed (128) tek implant çevresindeki stres dağılımını, Borchers ve Richard (129) farklı kemik implant arayüzü yapılarını, Cook (130) poröz implant yapısını, Meroueh (131) silindirik implant yapısını, William ve ark. (132) dental implant destekli kantilever protezleri ve Akpınar ve ark. (133) diş-implant kombinasyonunu SEA çalışmaları ile değerlendirmişlerdir (14).

İki boyutlu SEA’da modellemenin yapılması daha kolaydır ve model oluşturmak için çok gelişmiş bilgisayar programlarına gerek duyulmamaktadır. Fakat yapılan çalışmalarda, dental restorasyonların gerilme analizlerini ölçmek için 2 boyutlu modellemenin yetersiz kaldığı görülmüştür (134).

Üç boyutlu SEA dental implant üzerine gelen kuvvetler karşısında var olan yapıların ve modifikasyonların davranışlarının ve etkinliğinin değerlendirilmesinde tercih edilmektedir (60). SEA’nın çalışmalarda sıklıkla tercih edilmesinin en önemli sebeplerinden biri çok yönlü olmasıdır. Bu yöntem ile birçok fiziksel durumun simülasyonu sağlanabilmektedir (124). SEA sırasında kullanılan tasarımlar, iyi mühendislik ve tecrübe sayesinde gerçeğe oldukça yakın üretilebilmektedir (135). SEA çok yönlülüğü sayesinde; farklı ataçman sistemlerine sahip implant destekli overdenture protezlerin stres dağılımlarının değerlendirilmesinde (136), implantların, kemik densitesinin ve implant pozisyonunun stres dağılımı üzerine etkisinin değerlendirilmesinde (137) kullanılmaktadır.

SEA kompleks geometriye sahip yapılara ait problemlerde tercih edilen analitik çözümleme yöntemidir. SEA yöntemi; ana yapının daha küçük boyutlardaki alt birimlere ayrılması ve alt birimler seviyesinde çözülen problemlerin uygun bir şekilde birleştirilmesi prensibine dayanır. Başka bir ifadeyle, problemin ana yapının tümünde çözümlenmesi yerine; ana yapının alt birimlere ayrılması, problemin bu alt birimler seviyesinde çözümlenmesi ve elde edilen verilerin uygun bir formülle birleştirilmesidir. İmplant, kemik, protez sistemlerinin geometrik karmaşıklığı sebebiyle, SEA bu sistemlerdeki stres dağılımını ve klinik performanslarını değerlendirmek için uygun bir yöntem olduğundan bu yapılara ait çözümlemelerde sıklıkla tercih edilmektedir (138). İn vitro koşullarda; diş ile implantın kemik içerisindeki biyomekaniğinin değerlendirilmesinin zorluğu ve kemik içerisindeki kuvvet birikiminin sayısal olarak elde edilememesi sebebiyle bu çalışmada SEA yöntemi tercih edilmiştir.

Biyomekanikğin değerlendirilmesinde kullanılan yöntemleri kantitatif veri açısından kıyasladığımızda; fotoelastik analiz, kaliteli niteliksel veriler sağlamasına rağmen kantitatif veri olarak yeterli bilgi verememektedir. Strain gauge yönteminde, sadece ölçüm aletinin olduğu bölgeden veri elde edilebilmektedir. SEA’da ise bilgisayar ortamında hazırlanan modellerden gerinim, gerilim ve deplasman değerleri elde edilebilmektedir. Analiz bilgisayar ortamında oluşturulduğundan sınır koşulları rahatlıkla değiştirilebilir ve tekrarlayan analizlerle tasarımlar optimal hale getirilebilmektedir. Ayrıca SEA klinik gözlemin güç olduğu bölgelerle ilgili verileri kolaylıkla ortaya koyabilmektedir (124).

SEA yönteminde ana model küçük alt birimlere ayrılır, alt birimler de birbirlerine düğüm noktalarından bağlanmaktadır. Analizde ayrıştırılan alt birim ve birbirlerine bağlandıkları düğüm nokta sayılarının artması ile sonuçlar daha hassas ve gerçeğe yakın elde edilecektir (139). SEA ile yapılan çalışmalarda, ulaşılabacak sonuçların daha başarılı olabilmesini sağlamak amacıyla anatomik yapıların ideale yakın bir şekilde modellenmesi gerekmektedir. Bu sebeple, düğüm ve eleman sayılarının en az 30.000-200.000 değerleri arasında olması gerektiği vurgulanmıştır (140, 141). Düğüm ve eleman sayılarının artması ile modeller daha ayrıntılı şekilde incelenebilmektedir, sayılar arttıkça doğruluk oranı yüksek sonuçlar elde edilirken, azaldığında ise daha genel sonuçlara ulaşılmaktadır. Ancak, düğüm ve eleman sayılarının artması SEA işleminin uzamasına sebep olmaktadır. Yaptığımız bu çalışmada düğüm sayıları Model NUP’ta 96.240, Model TUP’ta 58.156, Model NAPB’de 92.752, Model TAPB’de 67.676 iken, eleman sayıları NUP’ta 369.427, Model TUP’ta 255.381, Model NAPB’de 354.550, Model TAPB’de ise 257.279’dur. Bu çalışmada kullanılan düğüm ve eleman sayısı yönünden diğer çalışmalar ile kıyaslandığında sayıca fazla olduğundan başarılı sonuçlara ulaşılabacağı düşünölmektedir. SEA matematiksel denklem çözümü ile yapıldığından; materyal özellikleri, kullanılan bilgisayar programı gibi değişkenlerin varlığı sebebiyle elde edilen sonuçların yaklaşık değerler olduğu dikkate alınmalıdır (142).

SEA çalışmalarında; kortikal ve spongioz kemiğin, mukozanın ve kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları kullanılmaktadır. Çalışmamızda kullandığımız kortikal, spongioz kemik, mukoz (143), akrilik diş, rezin, Cr-Co alaşıım, diş, periodontal ligament (144), Novaloc tutucu sistem, top başı tutucu sistem ve titanyum (145), değerleri için literatürdeki diğer çalışmalarda kullanılan değerlerden faydalanılmıştır.

SEA yönteminde kemik implant arasında %100 temas olduğu düşünülürken; hiçbir durumda kemik implant teması %100 olmamaktadır (146, 147). Geng ve ark. (14) yaptığı histolojik çalışmalarda bu oranın %30-70 arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Tez çalışmamızda yapılan diğer çalışmalar referans alınarak kemik dokusu homojen, lineer elastik, izotropik ve implantla teması %100 olarak kabul edilmiştir (148, 149).

İmplant destekli restorasyonların uzun dönem başarısında osseointegre implantlar üzerine gelen oklüzal yüklerin önemli bir faktör olduğu bilinmektedir (150). Doğal dişler gibi dental implantlar ve protezler de vertikal ve horizontal kuvvetlerin bileşkesi ile oluşan oblik kuvvetlerin etkisi altında kalırlar. Yapılan literatür taramasında vertikal ve / veya oblik yüklerin kullanıldığı çeşitli çalışmaların mevcut olduğu görülmüştür. Shahmiri ve ark. (151); mandibulada son dayanak dişlerin 1. premolarlar olduğu bilateral serbest sonlu vakada, sağ ve sol 2. molar dişlerin yerine yerleştirilen implantlar ile desteklenen HBP’de, premolar ve molar dişlere vertikal yönde uygulanan 120 N kuvvetle protez alt yapısında oluşan deformasyonu incelemişlerdir. Benzer bir çalışmada Cunha ve ark. (99); 1. premolar dişlerden sonrası bilateral serbest sonlanan vakada yapılan İDHBP’de doğal ve yapay dişlerin kasp tepelerinde 5 uygulama noktasından vertikal yönde 10 N, toplam 50 N yükleme yaparak en iyi implant konumunu araştırmışlardır. Verri ve ark.’nın (29) yaptığı İDHBP’de son dayanak dişin kemik seviyesi farkını değerlendirdiği çalışmada da, dişlerin kasp tepelerinde 5 uygulama noktasından vertikal yönde 10 N, toplam 50 N kuvvet uygulamışlardır. Gerçeğe yakın ısırma kuvvetlerinin kortikal kemikte yüksek streslere sebep olacağını düşünen Holmgren ve ark. (152) ise oblik yükleri kullanmayı önermişlerdir. Xiao ve ark. (153); implant destekli mandibular Kennedy Sınıf I HBP’de farklı tutucu tiplerinin kullanımı ile protezi destekleyen dokularda oluşan stres dağılımını araştırdıkları SEA çalışmasında, her bir yapay dişin merkezinden vertikal 100 N, bukkolingual yönde 45 derece eğimde 100 N ve horizontal olarak 20 N kuvvet uygulamışlardır. Mericske-Stern ve ark. (154); implant tedavisi yapılmış parsiyel dişsiz hastalarda oklüzal yük ilişkisini araştırdıkları çalışmalarında, oklüzal yüklerin 5 numaralı dişte, 210-400 N, 6 numaralı dişte 130-395 N değerlerinde olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada ise analiz sırasında çiğnemeyi taklit etmesi amacıyla 5 ve 6 numaralı dişlerin (155) kasp tepelerinden uzun akslarına paralel yönde 100 N ve 45 derece açıyla 100 N (153) olmak üzere toplamda 200 N aksiyel ve oblik kuvvet uygulanmıştır. Diş, implant ve kemikte oluşan maksimum ve minimum principle stres değerleri SEA yöntemi ile elde edilerek değerlendirilmiştir.

Çalışmamızın sonucuna göre tüm modellerde oblik yükler altında, kanin diş ve periodontal ligamentinde ortaya çıkan von Mises stres değerlerinin vertikal yüklere oranla daha yüksek olduğu bulunmuştur. Yapmış olduğumuz çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde Pelizzer ve ark. (144); mandibular distal uzantılı HBP’de farklı retansiyon sistemlerinin biyomekanik davranışını iki boyutlu SEA ile inceledikleri çalışmada, diş ve periodontal ligamentinde oluşan stresleri değerlendirdiklerinde oblik kuvvetlerin oluşturduğu streslerin vertikal kuvvetlere göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Titanyumun elastik modülüsünün yüksek değerde olması ve implant sistemindeki temaslarının sıkı olması sebebiyle en yüksek stres değerleri tüm modellerde implantlarda oluşmuştur. Yüksek elastisite modülü, implantların eğilmeye karşı fazla direnç gösterdiği anlamına gelmektedir. Elastisite modülünün yüksek olmasıyla implantlar deformasyona yüksek direnç gösterir, böylece kemiğe daha az stres iletilir (156). Çalışmamızın sonucuna göre Novaloc tutucu sistemin kullanıldığı modellerde vertikal yükler altında, implantlarda ortaya çıkan von Mises stres değerlerinin oblik yüklere oranla oldukça yüksek olduğu bulunmuştur. Top başlı tutucu sistemin kullanıldığı modellerde ise implantta oluşan stres değerleri birbirine yakın olmakla beraber oblik yükler uygulandığında vertikal yüklere kıyasla daha yüksek stres olduğu gözlenmiştir. Sonuçların bu şekilde çıkmasının sebebinin Novaloc tutucu sistem parçalarının elastisite modüllerinin top başlı tutucu sistem parçalarından daha yüksek olması (8) ve top başlı tutucunun vertikal kuvvetleri daha iyi tolere edebilmesinden (157) kaynaklandığı düşünülmektedir. Çiğneme esnasında dişlere ve proteze sıklıkla oblik kuvvetler etki ettiğinden Novaloc tutucu sistemin olduğu modellerde sıklıkla daha fazla stres oluşumu gözlenmesine karşın oblik kuvvetlerde daha az stres oluşturmasının önemli bir avantaj oluşturabileceği düşünülmektedir.

Yaptığımız çalışmada kortikal kemik tabakası incelendiğinde tüm modellerde en yüksek stres birikiminin implantı çevreleyen kortikal kemikte olduğu tespit edilmiştir. Oblik yükler uygulandığında; implantların çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum, minimum principle stres değerlerinin, vertikal yüklere oranla daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Yapmış olduğumuz çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde Pelizzer ve ark. (144); mandibular distal uzantılı HBP’de farklı retansiyon sistemlerinin biyomekanik davranışını iki boyutlu SEA ile inceledikleri çalışmada kortikal kemikte oluşan stresleri değerlendirdiklerinde uygulanan oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere göre daha yüksek gerilme değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Benzer bir şekilde Akça ve ark. (158); dar

çaplı implantlarda implant-dayanak bağlantısının mekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmada, oblik yükler uygulandığında vertikal yüklere kıyasla implant boyun bölgesinde oluşan streslerin 2 kat arttığını bildirmişlerdir. İnan ve ark.'nın (159) yaptıkları çalışmada da implant destekli protezlerde kullanılan restoratif materyallerin alveolar kemikte oluşturduğu fonksiyonel gerilmeleri fotoelastik stres analizi yöntemi ile incelendiğinde, 45 derece açıyla uygulanan oblik yüklerin vertikal yüklerden daha fazla stres oluşturduğu belirtilmiştir.

HBP'lerde, proteze gelen yüklerin dişlere ve destekleyen dokulara dengeli iletilmesi için ana bağlayıcılar rijit olmalıdır. Düzgün tasarlanmış rijit bir ana bağlayıcı, kuvvetleri ark boyunca dengeli bir şekilde dağıtır ve protez hareketlerini etkin bir şekilde kontrol eder (33). Ana bağlayıcı bu rijidite sayesinde torsiyon ve kırılmaya karşı koyar. Rijitlik, proteze gelen kuvvetlerin destekleyici tüm alanlara dengeli dağıtılmasını sağlar. Bu durum, doku desteğinin daha fazla olduğu lateral, antero-posterior ve rotasyonel hareketlerin görüldüğü çift taraflı serbest sonlanan sınıf I Kennedy vakalarında daha çok önem kazanmaktadır (31, 160).

Ben-Ur ve ark. (11); hangi ana bağlayıcı tasarımının rijidite ve esnekliği olumlu şekilde etkilediğini araştırdıkları çalışmalarında, maksillada en rijit ana bağlayıcının farklı yatay ve dikey düzlemlere yerleştirilen anterior posterior palatal bant olduğunu, en esnek ana bağlayıcının ise U plak olduğunu bildirmişlerdir. Benzer şekilde Inoue ve ark. (13); Kennedy sınıf I maksiller HBP tasarımlarının vibrasyon özelliklerini inceledikleri çalışmada, U plağın anterior posterior palatal bant ve tek palatal banta kıyasla daha fazla elastik deformasyon gösterdiğini bildirmişlerdir. Green ve ark. (161); genişliğin, kalınlığın ve şeklin değişmesinin U plağın rijitliği üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmada, U plağın ön bant kalınlığını iki katına çıkarmanın iskeletin torsiyonel yüklere karşı sertliğini iyileştirdiğini, ark uzunluğu arttığında arka bant eklenmesinin sıkıştırma kuvvetlerine karşı alt yapının sağlamlığını korumada daha etkili hale getirdiğini bildirmişlerdir. Ancak Öwall ve ark. (12); endikasyonlar, yerine koyulacak dişler ve HBP'lerde kullanılan ana bağlayıcı tipleri hakkında bilgi toplamak için tasarladıkları çalışmada, 5 farklı laboratuvardan her birinin en az 300 protez üretiminden sonra verileri toplayıp, en sık kullanılan ana bağlayıcıların maksillada U plak olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan literatür taramasında U plak rijiditesi en düşük (11, 13) ana bağlayıcı olmasına rağmen, en sık kullanılan (12) ana bağlayıcılardan biri olması sebebiyle, çalışmamızda en rijit ana bağlayıcı olan anterior posterior palatal bant (11) ile karşılaştırıp değerlendirilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre; vertikal ve oblik yükler altında kanin dişte oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde, U plak kullanımında dişte daha çok stres oluşumu gözlenmiştir. İmplantta oluşan von Mises stres değerlerini incelediğimizde ise, vertikal ve oblik yükler altında APPB kullanımında implantta daha çok stres oluşumu gözlenmiştir. Top başlı tutucu sistemin kullanıldığı modellerde implant ve kanin dişi çevreleyen kortikal kemikteki maksimum principle stres değerleri incelendiğinde, oblik yükler altında U plak kullanımında kemikte daha çok stres oluşumu gözlenirken, vertikal yük uygulanan durumlarda ana bağlayıcılar arasında belirgin farklılık gözlenmemiş; Novaloc tutucu sistem kullanılan modellerde ise hem vertikal hem oblik yükler altında ana bağlayıcılar arasında farklılık tespit edilememiştir. Maksimum principle stres değeri kortikal kemiğin en yüksek gerilme dayanım değeri olan 100 MPa'a eşit ya da daha büyük değerlerde olduğunda, minimum principle stres değeri ise en yüksek sıkışma dayanım değeri olan 173 MPa'ya eşit ya da daha büyük değerlerde olduğunda kemik rezorpsiyonuna sebep olmaktadır (162). Spongioz kemikte ise maksimum ve minimum principle stres değeri 5 MPa'yı aştığında kemik rezorpsiyonuna sebep olmaktadır (163). Titanyum implantta oluşan von Mises stresler, titanyumun maksimum dayanıklılık değeri olan 550 MPa'ya eşit ya da daha büyük değerlerde olduğunda kırık riski oluşabilmektedir (164). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre ölçülen stres değerleri ile tasarlanan tüm modellerde başarısızlık gözlenmemekle birlikte, daha fazla kuvvetin sürekli iletilmesi ile uzun dönemde diş ve implantı çevreleyen kemik dokuda rezorpsiyon ya da diş kayıpları riskini arttıracığı düşünülmektedir.

İmplant destekli hareketli protezlerde, implantla protez arasında hassas bağlantı şeklinde tutucu sistem mevcuttur. Bu tip protezlerin kullanımlarında oluşan en büyük problem kullanım süresine bağlı olarak tutucu sistemdeki matrisin yıpranıp retansiyonunu kaybetmesidir (165). Bu özelliği iyileştirebilmek için yüksek elastik modülüse sahip materyal kullanmak ve aşınmalara karşı matrisi dirençli hale getirmek amaçlanmıştır. Bu nedenle Novaloc tutucu sistem geliştirilirken elastik modülüsü yüksek polieter eter keton (PEEK) materyalinden yararlanılmıştır. Novaloc matris tasarımında, içerisinde kısa bir kesit şeklinde boşluk bırakılarak, gelen yükler altında matrisin genişlemesi ve deformasyon oluşmadan daha uzun süre kullanılması sağlanmıştır (8). Passia ve ark. (8), rezin matris olarak kullanılan PEEK materyalinin, yüksek elastisite modülüsüne sahip olması ile stresi bünyesinde absorbe etmediğini, bu nedenle tutucu sistemde çok fazla aşınma meydana gelmediğini belirtmişlerdir. Novaloc tutucu sistemini kullanılan modellerde stresin alttaki

yapıya iletiildiği, elastisite modülü yüksek olan tutucu parçaların stres birikimi açısından diğer sistemlere göre yüksek değerlere ulaşmasına sebep olduğu düşünülmektedir.

Farklı mukoza kalınlığına sahip modellerde locator sisteminin top başlı tutuculara göre implantlara ve çevre dokulara daha az ve dengeli stres iletildiği gözlenir. Bunun sebebi olarak top başlı tutucu sistemlerde kullanılan protezlerde tutucu erkek ve dişi parçalar arasında boşluk olmaması ve uygulanan kuvvetin implantlara doğrudan iletilmesidir. Locator gibi reziliens özelliğe sahip tutucular oklüzal yükler altında terminal konuma geldiği zaman erkek ve dişi parça arasındaki boşluğun stres azaltıcı etkisi ile implanta iletilen kuvvet azalır (166). Ramoğlu ve ark. (167); implantların pozisyonlarından bağımsız olarak locator ve top başlı tutucuların çevresindeki stresleri, değerlendirdikleri çalışmalarında, locator tutucularda daha düşük stres değerlerinin oluştuğunu tespit etmişlerdir. Benzer şekilde Abdelhamid ve ark. (168); locator ve top başlı tutucu sistemlerini karşılaştırmış, locator tutucu sistemin stresi daha dengeli dağıttığını, her iki modelde de implantları çevreleyen kortikal kemikte yoğun stres tespit edildiğini bildirmişlerdir. Buna karşılık Elsyad ve ark. (169) implant destekli distal uzantılı HBP'ler için kullanılan farklı tutucularla dişler etrafındaki gerinimi değerlendirdikleri çalışmalarında, top başlı tutucu sistemlerinin locator ve magnetik tutuculara göre daha düşük gerinim gösterdiğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Menicucci ve ark. (93); iki implant destekli bar-klips ve top başlı tutuculu mandibular overdenture protezlerde implant çevresindeki kemikte gerilim dağılımını ve dişsiz kretin distalinde oluşan kuvvetleri karşılaştırdıkları SEA çalışmalarında, implant çevresindeki kemik dokusunda oluşan gerilme dağılımının top başlı tutucu sistemlerde daha dengeli olduğu sonucuna varmışlardır. Vercruyssen ve ark. (7) bar ve top başlı tutucuların magnetik tutuculara kıyasla daha dengeli sonuçlar verdiğini ve diğer tutuculardan daha çok tercih edildiğini bildirmişlerdir. Yapılan literatür taramasında tutucular arasında hangisini tercih edebileceğimizle ilgili kesin bir kanıya ulaşılammış, Novaloc tutucu sistemle ilgili de henüz yeterince çalışma yapılmamış olması sebebiyle, çalışmamızda Novaloc tutucu sistem ile top başlı tutucu sistem kullanılarak karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre hem Novaloc hem top başlı tutucu sistem kullanıldığında vertikal ve oblik yükler altında kanin dişte oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde belirgin bir farklılık tespit edilmemiştir. Novaloc tutucu sistem kullanılan modellerde kanin dişi çevreleyen kortikal kemik tabakasında oluşan maksimum principle stresleri değerlendirdiğimizde, vertikal yük uygulandığında oluşan stres değerleri

değişmezken, oblik yükler altında APPB kullanılan modellerde Novaloc tutucu sistemin daha çok stres oluşturduğu gözlenmektedir. U plak kullanılan modellerde kullanılan tutucu sistemin değişmesi ile kanin dişi çevreleyen kortikal kemikte oluşan stres değerleri arasında farklılık olmadığı tespit edilmiştir. Novaloc tutucu sistemin kullanıldığı modellerde, vertikal ve oblik yükler altında implantta oluşan von Mises stres değerleri ve implantı çevreleyen kortikal kemik tabakasında oluşan maksimum principle stres değerlerinin top başlı tutucuya kıyasla daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Sonuçların bu şekilde çıkmasının sebebinin Novaloc tutucu sistem parçalarının elastisite modüllerinin top başlı tutucu sistem parçalarından daha yüksek olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Elde edilen sonuçlara göre ölçülen stres değerleri ile hiçbir modelde başarısızlık gözlenmemekle birlikte, daha fazla kuvvetin sürekli iletilmesi ile Novaloc tutucu sistemin uzun dönemde kemikte rezorpsiyona neden olabileceği riski göz önünde bulundurulmalıdır. Bir diğer dikkat çekici bulgu ise, Novaloc tutucu sistemin kullanıldığı modellerde implantta oluşan von Mises stresler değerlendirildiğinde; vertikal yüklerde oblik yüklerden daha fazla stres oluştuğu gözlenirken, top başlı tutucu sistemin kullanıldığı modellerde oblik yüklerde daha fazla stres oluşumu görülmesidir. Çiğneme esnasında dişlere ve proteze sıklıkla oblik kuvvetler etki ettiğinden Novaloc tutucu sistemin olduğu modellerde sıklıkla daha fazla stres oluşumu gözlenmesine karşın oblik kuvvetlerde daha az stres oluşmasının önemli bir avantaj oluşturabileceği düşünülmektedir. Bu bilgiler ışığında çiğnemenin dinamik yapısı göz önünde bulundurulduğunda, bir diğer ifade ile karşıt oklüzyonun ve hastanın çiğneme dinamiğinin oluşacak kuvvetlerin büyüklüğü ve yönü üzerindeki etkileri göz önüne alınarak bahsedilen olumlu ve olumsuz özelliklerin in vivo ve in vitro çalışmalarda değerlendirilmesi ve klinik etkilerin takip edilmesi gerektiği düşünülmektedir.

Ortiz-Puigpelat ve ark. (170); distal uzantılı İDHBP'lerde yerleştirilecek implantın ideal pozisyonunu belirlemek için yapmış oldukları çalışmada, kanin dişin distalinde mezialinden daha fazla stres oluştuğunu bildirmişlerdir. Yaptığımız çalışmada da Ortiz-Puigpelat ve ark.'nın (170) çalışması ile benzer şekilde kanin dişin distaline gelen kuvvetin mezialden daha fazla olduğu gözlenmiştir. Ayrıca en fazla stres oluşumunun dişin apikalinde gözlemlendiği, servikalinde oluşan stres birikiminin de onu takip ettiği tespit edilmiştir. De Freitas Santos ve ark. (143); distal uzantılı İDHBP'lerde ikinci molar bölgesine implantın farklı eğimlerde yerleştirilmesi ile yer değiştirme ve stres dağılımını değerlendirdikleri çalışmada, implanta gelen streslerin en çok boyun bölgesinde yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında da de Freitas Santos ve ark.'nın (143) çalışması ile paralel olarak en

yüksek stresin implant boynuna geldiği gözlenmiştir. Verri ve ark.'nın (29); İDHBP'de son dayanak dişin kemik seviyesi farkını değerlendirdiği çalışmada, kortikal kemikte en fazla stresin diş ve implantı çevreleyen kortikal kemikte olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da Verri ve ark.'nın (29) çalışması ile paralel şekilde en yüksek stres kanin diş çevresi ve implant boynunu çevreleyen kortikal kemikte bulunmuştur.

Dental implantlarda kuvvetin kemiğe iletilmesi temasta olduğu yüzeylerden olur, kemik implant temasının artmasıyla stres dağılımının daha homojen olması sağlanır (171). Kortikal kemiğin elastisite modülünün spongios kemikten daha yüksek olması sayesinde, horizontal ve oblik kuvvetler geldiğinde rotasyon eksenini kortikal kemikte oluşacak ve kortikal kemikte spongios kemiğe kıyasla daha yüksek stres değerleri oluşacaktır (65, 172-174). Yapılan SEA çalışmalarında (172, 175-178) en yüksek stres değerlerinin implantı çevreleyen kortikal kemikte olduğu bildirilmiştir (179). Hoshaw ve ark. (176) implantlara gelen kuvvetler arttığında implantın çevresinde daha fazla kemik rezorpsiyonu olduğunu ve mineralize kemik miktarının azaldığını bildirmişlerdir. Meyer ve ark. (180) normal alveolar kretin olduğu durumlarda en yüksek streslerin implant boynunda, en düşük streslerin ise implantın apikal kısmında görüldüğünü bildirmişlerdir. Himmlova ve ark. (181) yapmış oldukları 3 boyutlu SEA çalışmasında, implant boy ve çapları değişse bile stresin implant boynunda yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Benzer şekilde yaptığımız tez çalışmasında da kortikal kemik tabakası incelendiğinde tüm modellerde en yüksek stres birikiminin implantı çevreleyen kortikal kemikte olduğu gözlenmektedir.

Kemik implant arayüzündeki sürtünme katsayısı, kemik implant arasında tercih edilen bağlantı tipi, implantın geometrik özellikleri ve komşu kemik dokunun elastisite modülü, biyomekanikle ilgili yapılan SEA çalışmalarında kullanılmakta olan değişkenlerdir (182). Dental implantlar, üzerine uygulanan kuvvetleri implantı çevreleyen alveol kemiğine ileterek gerilim/gerinim alanının oluşmasına sebep olur ve böylece dokularda çeşitli reaksiyonlar görülebilir. Gerilim/gerinim değerleri başka yapılarda olduğu gibi kemikte de yıkım ve hasara neden olabilir. Bu sebeple implant biyomekaniğiyle ilgili yapılan çalışmalar bu alanda yoğunlaşmıştır. Yapılan çalışmalar (183-185) implant çevresinde görülen yüksek gerilimlerin implantı çevreleyen kemikte rezorpsiyona sebep olduğunu göstermektedir (186).

Maksimum ve minimum principle stres değerleri, kemik gibi kırılğan materyaller için önemli değerlerdir. Kortikal kemikte görülen maksimum principle stres değeri, kemiğin en yüksek gerilme dayanımına (100 MPa) eşit olduğunda veya bu değeri aştığında; minimum principle stres değeri, en yüksek sıkışma dayanımına (173 MPa) eşit olduğunda veya bu değeri aştığında kortikal kemikte rezorpsiyon görülmektedir (162). Spongioz kemikte görülen maksimum ve minimum principle stres değeri 5 MPa'yı aştığı durumda spongioz kemikte rezorpsiyon görülmektedir (163). Kortikal kemiğin elastisite modülü spongioz kemikten daha fazla olması sebebiyle, kortikal kemik deformasyona karşı daha dirençli ve daha dayanıklıdır (187). Çalışmamızda kullanılan tüm modellerde spongioz ve kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principle streslere bakıldığında kemik rezorpsiyonu olasılığı beklenmemektedir.

Şeker ve ark. (188); atrofik posterior maksillada sinüs liftten kaçınmak için farklı çap, boy ve pozisyonda yerleştirilen implantların üzerine uygulanan sabit bölümlü protezlerin destek dokular üzerinde oluşturdukları stresi araştırdıkları 3 boyutlu SEA çalışmalarında, implantların boyun bölgelerini çevreleyen kortikal kemikte, spongioz kemiğe göre daha yüksek stres birikimi tespit ettiklerini bildirmişlerdir. Bunun sebebinin; kortikal kemiğin yüksek elastisite modülüne sahip olması ve oklüzal yükleme alanına en yakın destek doku olması ile birlikte implantın boyun bölgesini çevrelemesi olduğu düşünülmektedir. Benzer şekilde Saber ve ark. (189) farklı sayı ve eğimde yerleştirilen All-on-four tekniği ile 6 implant yerleştirilen modellerde implantı çevreleyen maksillada oluşan stres miktarını ve dağılımını inceledikleri SEA çalışmalarında, kortikal kemikte spongioz kemikten daha çok stres oluştuğunu bildirilmişlerdir. Literatür ile paralellik gösteren çalışmamızda da spongioz kemik üzerinde oluşan maksimum ve minimum principle stresler incelendiğinde, kortikal kemikte oluşan stres değerlerinden daha düşük değerlerde olduğu görülmüştür.

Çiğneme sırasında, dental implantların çevresindeki kemikte oluşan yüksek stresler kemik rezorpsiyonuna sebep olabilir. Bu nedenle implant çevresindeki kemikte meydana gelen streslerin nerede yoğunlaştığını belirlemek önemlidir. Kemikteki stres ve gerinim dağılımlarının klinik olarak değerlendirilmesi ise oldukça zordur (190, 191). Bu nedenle; implant çevresinde stres ve gerinimi sayısal olarak değerlendirmek, tedavinin devamlılığı ve etkinliğini artırarak yük transferi ve aşırı yükleme riskini etkileyen tasarım parametrelerinin kontrolünü kolaylaştırabilmektedir. Von Mises stresleri, yük dağılım ve transfer mekanizmalarını yansıtmak için evrensel stres göstergesi olarak kullanılmaktadır. Von

Mises stres değerleri, implant gibi çekilebilir materyallerdeki deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Von Mises stres değerleri, elastik sınıra ulaştığında ya da elastik deformasyon noktasını geçtiğinde materyal için deformasyon veya kırılma şeklinde başarısızlık ortaya çıkar. Titanyum implantta meydana gelen stresler, titanyumun en üst dayanıklılık değeri olan 550 MPa'ya eşit ya da daha yüksek değerlerde olduğunda kırık riski oluşabilmektedir (164). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kullanılan tüm modellerde vertikal ve oblik yükler altında implantlarda oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde implantlarda kırık olasılığı beklenmemektedir.

Oluşturulan modellerde yapılan analizler sonucu kemikte oluşan stresler, her ne kadar fizyolojik sınırlar dahilinde olsa da, uygulanan kuvvetin; bireyin yaşı, cinsiyeti, kas aktivitesi ve ağızda restorasyon varlığı gibi durumlarla değişkenlik gösterebileceği unutulmamalıdır. İmplant sisteminin başarısını etkileyen biyomekanik faktörler kişiden kişiye değişmektedir. Bu nedenle, SEA tekniği; implant sistemlerinin biyomekanik başarısı hakkında yorum yapabilme olanağı vermesine rağmen, kesin sonuçlar vermemektedir. Çalışma sonuçları, SEA yönteminin sınırlamaları dahilinde değerlendirilmedi (192).

Çalışmamızda sadece vertikal ve oblik yönde kuvvetler incelenmiş olmasına rağmen ağızda horizontal kuvvetler de oluşmaktadır. Ayrıca implant çevresinde apikal, orta, koronal bölgelerde kemik yapısı farklı olmasına rağmen, deneysel modellerde kemiğin yapısının homojen olduğu kabul edilmektedir. Bu sebeple biyomekaniğin daha iyi anlaşılabilmesi amacıyla implant çevresi kemiğin mekanik özellikleri, protezleri destekleyen mukozanın özellikleri, ağızda oluşan kuvvetler gibi laboratuvar koşullarında taklit edilmesi zor değişkenlerin etkilerini incelemek için, uzun dönem klinik çalışmaların planlanmasının faydalı olacağı düşünülmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İDHBP'lerde ana bağlayıcı ve tutucu değişiminin diş, periodontal ligament, implant, kortikal ve spongioz kemikteki etkisinin değerlendirilmesi amacıyla yapmış olduğumuz SEA çalışmasının sonuçlarına göre;

1. Uygulanan vertikal ve oblik yükler altında kanin dişte oluşan en yüksek von Mises stres değerlerinin, U plağın kullanıldığı Model NUP'ta olduğu izlenmiştir.
2. Uygulanan vertikal ve oblik yükler altında tüm modellerde periodontal ligamentte ölçülen von Mises stres değerlerinin birbirine yakın olduğu gözlenmiştir.
3. Uygulanan vertikal ve oblik yükler altında implantta oluşan en yüksek von Mises stres değerlerinin, Novaloc tutucunun kullanıldığı Model NAPB'de olduğu tespit edilmiştir.
4. En yüksek von Mises stresleri implantın boyun bölgesinde görülmüştür.
5. Kortikal kemikte oluşan en yüksek stres değerleri tüm modellerde implantı çevreleyen kemik tabakasında olduğu izlenmiştir.
6. Uygulanan vertikal ve oblik yükler altında tüm modellerde kortikal kemikte spongioz kemikten daha fazla stres birikimi tespit edilmiştir. Bu streslerin, kortikal ve trabeküler kemiğin dayanım kapasitesini aşmadığı gözlenmiştir.
7. Kortikal kemikteki maksimum ve minimum principle stresler değerlendirildiğinde, minimum principle streslerin daha baskın olduğu gözlenmiştir. Uygulanan vertikal ve oblik yükler altında tüm modellerde kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum principle streslere bakıldığında kemik rezorpsiyonu olasılığı beklenmemektedir.
8. İmplantta oluşan stres değerlerinin titanyumun en üst dayanıklılık değerini aşmadığı, bununla birlikte hiçbir modelde hiçbir yükleme koşulunda implantlarda kırık riskinin olmadığı gözlenmiştir.
9. İmplantta oluşan stres değerleri incelendiğinde Novaloc tutucunun kullanıldığı Model NUP ve Model NAPB'de vertikal yükleme ile oluşan stres değerlerinin oblik yüklemelerden daha fazla olduğu; diğer modellerde, oblik yükleme ile oluşan stres değerlerinin, vertikal yükleme ile oluşan stres değerlerinden daha yüksek olduğu görülmüştür.

Yaptığımız çalışmanın sınırları dahilinde, APPB kullanıldığında dişte daha az stres birikimi gözlenirken, U plak kullanıldığında implanta daha az stres iletildiği gözlenmesine rağmen her iki durumda da oluşan streslerin birbirine yakın olması sebebiyle klinik olarak belirgin farklılık yaratması beklenmemektedir. Ancak uzun süreli yüklemeler altında diş, implant ve kemikte oluşabilecek başarısızlıkların değerlendirilebilmesi amacıyla ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Top başlı tutucu sistemlerin Novaloc tutucuya kıyasla eşit ya da daha az stres oluşturduğu görülmektedir, ancak bu değerlerin birbirine yakın olması sebebiyle uzun dönem klinik takiplerin yapılması yararlı olacaktır. Çalışmamızda değişkenlerimizin sınırlı olması ve sonlu eleman analizinin limitasyonları sebebiyle yapılacak laboratuvar ve klinik çalışmalar ile sonuçların desteklenmesi gerekmektedir.



KAYNAKLAR

1. Mijiritsky E, Ormianer Z, Klinger A, Mardinger O. Use of dental implants to improve unfavorable removable partial denture design. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995). 2005;26(10):744-6, 8, 50 passim.
2. Grossmann Y, Nissan J, Levin L. Clinical effectiveness of implant-supported removable partial dentures—a review of the literature and retrospective case evaluation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009;67(9):1941-6.
3. Kuzmanovic DV, Payne AG, Purton DG. Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(1):8-11.
4. Ohkubo C, Kurihara D, Shimpo H, Suzuki Y, Kokubo Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: in vitro assessment. *Journal of oral rehabilitation*. 2007;34(1):52-6.
5. Keltjens HM, Käyser AF, Hertel R, Battistuzzi PG. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993;8(2).
6. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: a clinical trial of two anchorage systems. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1998;13(6):851-6.
7. Vercruyssen M, Marcelis K, Coucke W, Naert I, Quirynen M. Long-term, retrospective evaluation (implant and patient-centred outcome) of the two-implants-supported overdenture in the mandible. Part 1: survival rate. *Clinical oral implants research*. 2010;21(4):357-65.
8. Passia N, Ghazal M, Kern M. Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;57:88-94.

9. Suzuki Y, Kono K, Shimpō H, Sato Y, Ohkubo C. Clinical evaluation of implant-supported removable partial dentures with a stress-breaking attachment. *Implant dentistry*. 2017;26(4):516-23.
10. Kim JJ. Revisiting the Removable Partial Denture. *Dental Clinics*. 2019;63(2):263-78.
11. Ben-Ur Z, Mijiritsky E, Gorfil C, Brosh T. Stiffness of different designs and cross-sections of maxillary and mandibular major connectors of removable partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(5):526-32.
12. Bengt E, Taylor RL. A survey of dentitions and removable partial dentures constructed for patients in North America. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;61(4):465-70.
13. Inoue T, Oki M, Phankosol P, Ohyama T, Taniguchi H. Vibration analysis of maxillary removable partial denture frameworks. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(4):341-9.
14. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-98.
15. Ertem SY, Uckan S, Ozden UA. The comparison of angular and curvilinear marginal mandibulectomy on force distribution with three dimensional finite element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2013;41(3):e54-e8.
16. Hessari H, Vehkalahti M, Eghbal MJ, Murtomaa H. Tooth loss and prosthodontic rehabilitation among 35-to 44-year-old Iranians. *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35(4):245-51.
17. Albrektsson T. Dental implants: a review of clinical approaches. *Australian Prosthodontic Society bulletin*. 1985;15:7-25.
18. Zitzmann NU, Hagmann E, Weiger R. What is the prevalence of various types of prosthetic dental restorations in Europe? *Clinical oral implants research*. 2007;18:20-33.
19. Threeburuth W, Aunmeungtong W, Khongkhunthian P. Comparison of immediate-load mini dental implants and conventional-size dental implants to retain mandibular Kennedy class I removable partial dentures: A randomized clinical trial. *Clinical*

- implant dentistry and related research. 2018;20(5):785-92.
20. Budtz-Jørgensen E. Restoration of the partially edentulous mouth—a comparison of overdentures, removable partial dentures, fixed partial dentures and implant treatment. *Journal of dentistry*. 1996;24(4):237-44.
 21. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, Hyde TP, Nattress B, Pavitt SH, et al. Removable partial dentures: The clinical need for innovation. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;118(3):273-80.
 22. Ohkubo C, Kobayashi M, Suzuki Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal-extension removable partial dentures: in vivo assessment. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008;23(6).
 23. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology* 2000. 2017;73(1):7-21.
 24. Morgano SM, VanBlarcom CW, Ferro KJ, Bartlett DW. The history of The Glossary of Prosthodontic Terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(3):311-2.
 25. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry-E-Book: Arabic Bilingual Edition*: Elsevier Health Sciences; 2007.
 26. Giffin KM. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(4):347-9.
 27. Mitrani R, Brudvik JS, Phillips KM. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2003;23(4).
 28. Cunha LDAP, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Goiato MC. Influence of ridge inclination and implant localization on the association of mandibular Kennedy class I removable partial denture. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2011;22(3):871-5.
 29. Verri FR, Pellizzer EP, Pereira JA, Zuim PRJ, Júnior JFS. Evaluation of bone insertion level of support teeth in class I mandibular removable partial denture associated with an

- osseointegrated implant: a study using finite element analysis. *Implant dentistry*. 2011;20(3):192-201.
30. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler: Quintessence; 2010.
31. Can G, Akaltan F. Hareketli bölümlü protezler, planlama. Sayı; 2005.
32. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Cilt I Ankara Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın. 2003;23:487-509.
33. Carr AB, Brown DT. McCracken's Removable Partial Prosthodontics-E-Book: Elsevier Health Sciences; 2010.
34. Boucher LJ. The mesial rest I-bar clasp. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;68(5):866-7.
35. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji: Nobel Tıp Kitabevleri; 2000.
36. Stellingsma K, Slagter A, Stegenga B, Raghoobar G, Meijer H. Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(6):403-10.
37. Spiekermann H. *Implantology*: Georg Thieme Verlag; New York: Thieme Medical Publishers; 1995.
38. Craig RG, Powers J. *Restorative dental materials*. St. Louis: CV Mosby. 2002;480:552-3.
39. Rosenstiel SF, Land MF. *Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2015.
40. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2004.
41. Bra-nemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. *Tissue-integrated prostheses. osseointegration in clinical dentistry*. LWW; 1986.

42. Zarb G, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1991;11(1):88-91.
43. Schroeder A. Oral implantology. The ITI Hollowcylinder System. 1990.
44. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*. 1986;1(1):11-25.
45. Bodic F, Hamel L, Lerouxel E, Baslé MF, Chappard D. Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine*. 2005;72(3):215-21.
46. Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. *Journal of Oral Implantology*. 1999;25(3):185-97.
47. Misch C, Judy K. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1987;4(2):7.
48. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of periodontology*. 1991;62(1):2-4.
49. Lavelle CL. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: the urgency of research into alveolar bone responses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993;8(2).
50. ROBERTS WE. Implants: Bone physiology and metabolism. *Cda j*. 1987;15:54-61.
51. Mellal A, Wiskott H, Botsis J, Scherrer S, Belser U. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone: comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clinical oral implants research*. 2004;15(2):239-48.
52. Pietrokovski J, Sorin S, Hirschfeld Z. The residual ridge in partially edentulous patients. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1976;36(2):150-8.
53. Winter AA, Pollack AS, Odrich RB. Placement of implants in the severely atrophic posterior maxilla using localized management of the sinus floor: a preliminary study.

International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2002;17(5).

54. Widmark G, Andersson B, Carlsson GE, Lindvall A-M, Ivanoff C-J. Rehabilitation of patients with severely resorbed maxillae by means of implants with or without bone grafts: a 3-to 5-year follow-up clinical report. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2001;16(1).
55. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi S. Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 1999;14(3):398-406.
56. Klinge B, Flemmig TF. Tissue augmentation and esthetics (Working Group 3). Clinical oral implants research. 2009;20:166-70.
57. Coulthard P, Esposito M, Jokstad A, Worthington H. Interventions for replacing missing teeth: horizontal and vertical bone augmentation techniques for dental implant treatment. Cochrane Database Syst Rev. 2009;3:1-13.
58. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. The Journal of prosthetic dentistry. 2001;85(2):141-7.
59. Çetiner S, Zor F. Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.24(1):51-6.
60. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. Journal of dentistry. 2002;30(7-8):271-82.
61. Richter E-J. In vivo horizontal bending moments on implants. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 1998;13(2).
62. Shafie HR. Clinical and laboratory manual of implant overdentures: John Wiley & Sons; 2013.
63. Stanford CM, Solursh M, Keller JC. Significant role of adhesion properties of primary osteoblast-like cells in early adhesion events for chondroitin sulfate and dermatan sulfate surface molecules. Journal of Biomedical Materials Research: An Official

Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials. 1999;47(3):345-52.

64. Rangert B, Jemt T. Forces and Moments on Brånemark Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1989;4(3).
65. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(4):350-6.
66. DeBoer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;69(4):386-90.
67. López CS, Saka CH, Rada G, Valenzuela DD. Impact of fixed implant supported prostheses in edentulous patients: protocol for a systematic review. *BMJ open*. 2016;6(2).
68. Vieira RA, Melo ACM, Budel LA, Gama JC, de Mattias Sartori IA, Thomé G. Benefits of rehabilitation with implants in masticatory function: is patient perception of change in accordance with the real improvement? *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(3):263-9.
69. Prithviraj D, Madan V, Harshamayi P, Kumar CG, Vashisht R. A comparison of masticatory efficiency in conventional dentures, implant retained or supported overdentures and implant supported fixed prostheses: a literature review. *Journal of Dental Implants*. 2014;4(2):153.
70. Doundoulakis JH, ECKERT SE, LINDQUIST CC, JEFFCOAT MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(11):1455-8.
71. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;93(2):170.
72. Timmerman R, Stoker G, Wismeijer D, Oosterveld P, Vermeeren J, Van Waas M. An

eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant-retained overdentures. *Journal of dental research*. 2004;83(8):630-3.

73. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(6):624-32.
74. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;79(1):66-73.
75. Glantz P-O, Nilner K. Biomechanical aspects on overdenture treatment. *Journal of dentistry*. 1997;25:S21-S4.
76. Misch C, Judy K. Mandibular implant overdentures design and fabrication. *Dental Implant Prosthetics* St Louis: Mosby. 2005:228-51.
77. Shafie H. Principles of attachment selection. *Clinical and Laboratory Manual of Implant Overdentures* Ames, Iowa: Blackwell. 2007.
78. Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95(2):102-5.
79. Winkler S, Piermatti J, Rothman A, Siamos G. An overview of the O-ring implant overdenture attachment: clinical reports. *Journal of Oral Implantology*. 2002;28(2):82-6.
80. Aguilar ML, Elias A, Vizcarrondo CET, Psoter WJ. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(4):202-9.
81. Yang TC, Maeda Y, Gonda T, Kotecha S. Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clinical oral implants research*. 2011;22(11):1315-9.
82. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. Locator attachments as an alternative to ball attachments

in 2-implant retained mandibular overdentures. JOURNAL OF THE CANADIAN DENTAL ASSOCIATION. 2007;73(8):691-4.

83. Leles CR, Leles JLR, Souza CdP, Martins RR, Mendonça EF. Implant-supported obturator overdenture for extensive maxillary resection patient: a clinical report. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry. 2010;19(3):240-4.
84. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. Journal of oral rehabilitation. 2005;32(3):193-205.
85. Stevens PJ, Fredrickson EJ, Gress ML. Implant prosthodontics: clinical and laboratory procedures: Mosby Inc; 1999.
86. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. International Journal of Prosthodontics. 2004;17(4).
87. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In Vitro Study of a Mandibular Implant Overdenture Retained with Ball, Magnet, or Bar Attachments: Comparison of Load Transfer and Denture Stability. International Journal of Prosthodontics. 2003;16(2).
88. Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 1998;13(3).
89. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures: 10-year clinical and radiographical results. Clinical oral implants research. 2004;15(5):560-9.
90. Porter Jr JA, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2002;17(5).
91. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. The Journal of prosthetic dentistry. 2000;84(3):327-34.

92. Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68(1):96-102.
93. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1998;13(3).
94. Mijiritsky E, Lorean A, Mazor Z, Levin L. Implant tooth-supported removable partial denture with at least 15-year long-term follow-up. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17(5):917-22.
95. Shahmiri R, Atieh M. Mandibular Kennedy Class I implant-tooth-borne removable partial denture: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37(3):225-34.
96. De Freitas R, de Carvalho Dias K, da Fonte Porto Carreiro A, Barbosa G, Ferreira M. Mandibular implant-supported removable partial denture with distal extension: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*. 2012;39(10):791-8.
97. Bortolini S, Natali A, Franchi M, Coggiola A, Consolo U. Implant-retained removable partial dentures: an 8-year retrospective study. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2011;20(3):168-72.
98. Gonçalves T, Campos C, Gonçalves G, De Moraes M, Rodrigues Garcia R. Mastication improvement after partial implant-supported prosthesis use. *Journal of dental research*. 2013;92(12_suppl):189S-94S.
99. Cunha LDAP, Pellizzer EP, Verri FR, Pereira JA. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant dentistry*. 2008;17(3):278-87.
100. Kutsal O, Bagis B. İmplant Destekli Hareketli Bölümlü Protezler. 2019. p. 46-52.
101. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2002.
102. Rodgers MM, Cavanagh PR. Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. *Physical Therapy*. 1984;64(12):1886-902.

103. Bidez M, Misch C. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. The Journal of oral implantology. 1992;18(3):264-74.
104. ADIGÜZEL Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle Diş hekimliği Dergisi. 2010;11:18-23.
105. Cowin SC. Bone mechanics handbook: CRC press; 2001.
106. AlBaker AM. The oral health-related quality of life in edentulous patients treated with conventional complete dentures. Gerodontology. 2013;30(1):61-6.
107. Elert G. The physics hypertextbook. Found July. 1998;9:2008.
108. Beer FP, Johnston Jr E. Mechanics of Materials, 1981. McGraw-Hill, New York; 1974.
109. Greaves GN, Greer A, Lakes RS, Rouxel T. Poisson's ratio and modern materials. Nature materials. 2011;10(11):823-37.
110. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993;515.
111. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering. 2006;9(4):257-70.
112. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. The Journal of prosthetic dentistry. 2004;92(5):434-40.
113. Strang G, Fix G. An Analysis of the Finite Element Method, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1973.
114. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp L. Stiffness and deflection analysis of complex structures. Journal of the Aeronautical Sciences. 1956;23(9):805-23.
115. Farah J, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. Journal of Biomechanics. 1973;6(5):511-20.

116. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of dental research*. 1976;55(5):772-7.
117. Kurowski P. Finite element analysis for design engineers: SAE; 2017.
118. Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Tsutsumi S, Kirita T. The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant: a nonlinear finite element analysis. *Journal of periodontal & implant science*. 2016;46(3):152-65.
119. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8:421-.
120. 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. *Clinical oral implants research*. 1996;7(4):378-86.
121. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993;8(5).
122. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(6):565-74.
123. Cehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Bone strains around apically free versus grafted implants in the posterior maxilla of human cadavers. *Medical & biological engineering & computing*. 2007;45(4):395-402.
124. Assunção WG, Barao VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(4):1173-7.
125. Theocaris PS, Gdoutos EE. Matrix theory of photoelasticity: Springer; 2013.
126. Corrêa CB, Ribeiro ALR, Reis JMdsN, Vaz LG. Photoelasticity in Dentistry: a literature review. *RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia*. 2014;11(2):178-84.

127. Goiato MC, Tonella BP, do Prado Ribeiro P, Ferraço R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(2):561-4.
128. Atmaram G, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant. *Implantologist*. 1983;3(1):24-9.
129. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*. 1983;62(2):155-9.
130. Cook S, Weinstein A, Klawitter J. Materials Science: A Three-dimensional Finite Element Analysis of a Porous Rooted Co-Cr-Mo Alloy Dental Implant. *Journal of Dental Research*. 1982;61(1):25-9.
131. Meroueh K, Watanabe F, Mentag P. Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osseointegrated cylindrical implant. *The Journal of oral implantology*. 1987;13(2):215-38.
132. William K, Watson C, Murphy W, Scottt J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence International*. 1990;21(7).
133. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *QUINTESSENCE INTERNATIONAL-ENGLISH EDITION*. 1996;27:11-8.
134. Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2011;4(1):107-16.
135. Assunção WG, Gomes ÉA, Barão VAR, de Sousa EAC. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24(6).

136. Assunção WG, Tabata L, Barao VAR, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35(10):766-74.
137. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *Journal of Oral Implantology*. 2008;34(1):1-6.
138. Barão V, Delben J, 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. *Journal of biomechanics*. 2013;46(7):1312-20.
139. More ST, Bindu R. Effect of mesh size on finite element analysis of plate structure. *Int J Eng Sci Innovative Technol*. 2015;4(3):181-5.
140. Caglar H, Caglar N, Elfaituri K. B-spline interpolation compared with finite difference, finite element and finite volume methods which applied to two-point boundary value problems. *Applied Mathematics and computation*. 2006;175(1):72-9.
141. Teixeira E, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25(4):299-303.
142. Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional Stress Analysis of Tooth/Implant-Retained Long-Span Fixed Dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(5).
143. de Freitas Santos CM, Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SLD, Falcón-Antenucci RM. Influence of implant inclination associated with mandibular class I removable partial denture. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2011;22(2):663-8.
144. Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Goiato MC, Gennari Filho H. Evaluation of different retention systems on a distal extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2010;21(3):727-34.

145. Archangelo CM, Rocha EP, Pereira JA, Martin Junior M, Anchieta RB, Freitas Júnior AC. Periodontal ligament influence on the stress distribution in a removable partial denture supported by implant: a finite element analysis. *Journal of Applied Oral Science*. 2012;20(3):362-8.
146. Cruz RS, Lemos CAA, Oliveira HFF, de Souza Batista VE, Pellizzer EP, Verri FR. Comparison of the Use of Titanium–Zirconium Alloy and Titanium Alloy in Dental Implants: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Oral Implantology*. 2018;44(4):305-12.
147. Jemat A, Ghazali MJ, Razali M, Otsuka Y. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. *BioMed research international*. 2015;2015.
148. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, et al. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2015;17:e332-e42.
149. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering: C*. 2016;69:715-25.
150. Nemli SK, Aydin C, Yilmaz H, Bal BT, Arici YK. Quality of life of patients with implant-retained maxillofacial prostheses: a prospective and retrospective study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(1):44-52.
151. Shahmiri R, Aarts JM, Bennani V, Atieh MA, Swain MV. Finite element analysis of an implant-assisted removable partial denture. *Journal of Prosthodontics*. 2013;22(7):550-5.
152. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*. 1998;24(2):80-8.

- 153.Xiao W, Li Z, Shen S, Chen S, Chen S, Wang J. Influence of connection type on the biomechanical behavior of distal extension mandibular removable partial dentures supported by implants and natural teeth. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2016;19(3):240-7.
- 154.Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1995;10(3).
- 155.Shahmiri R, Aarts JM, Bennani V, Das R, Swain MV. Strain distribution in a Kennedy class I implant assisted removable partial denture under various loading conditions. *International journal of dentistry*. 2013;2013.
- 156.Cinar D, Imirzalioglu P. The Effect of Three Different Crown Heights and Two Different Bone Types on Implants Placed in the Posterior Maxilla: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2016;31(2):e1-e10.
- 157.Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant dentistry*. 2006;15(1):24-34.
- 158.Akça K, Cehreli MC, İplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant: A nonlinear finite element stress analysis. *Clinical Oral Implants Research*. 2003;14(4):444-54.
- 159.Inan O, Kesim B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant dentistry*. 1999;8(3):311-6.
- 160.Itoh H, Baba K, Aridome K, Okada D, Tokuda A, Nishiyama A, et al. Effect of direct retainer and major connector designs on RPD and abutment tooth movement dynamics. *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35(11):810-5.
- 161.Green LK, Hondrum SO. The effect of design modifications on the torsional and compressive rigidity of U-shaped palatal major connectors. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(4):400-7.

- 162.Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2001;16(5).
- 163.Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;100(6):422-31.
- 164.Elias CN, Oshida Y, Lima JHC, Muller CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2008;1(3):234-42.
- 165.Chung K-H, Whiting D, Kronstrom M, Chan D, Wataha J. Retentive characteristics of overdenture attachments during repeated dislodging and cyclic loading. *International Journal of Prosthodontics*. 2011;24(2).
- 166.Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry*: Quintessence Publishing (IL); 1987.
- 167.Ramoglu S, Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Mandibular 2 implant destekli overdenture protezlerde ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2014;17:279-90.
- 168.Abelhamid A, Assaad N, Neena A. Three dimensional finite element analysis to evaluate stress distribution around implant retained mandibular overdenture using two different attachment systems. *J Dent Health Oral Disord Ther*. 2015;2(5):00065.
- 169.ELsyad MA, Omran AO, Fouad MM. Strains around abutment teeth with different attachments used for implant-assisted distal extension partial overdentures: an in vitro study. *Journal of prosthodontics*. 2017;26(1):42-7.
- 170.Ortiz-Puigpelat O, Lázaro-Abdulkarim A, de Medrano-Reñé JM, Gargallo-Albiol J, Cabratosa-Termes J, Hernández-Alfaro F. Influence of Implant Position in Implant-Assisted Removable Partial Denture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(2):e675-e81.

171. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;49(6):843-8.
172. Junior JFS, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PSP. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Materials Science and Engineering: C*. 2013;33(8):4700-14.
173. Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Rodado-Alonso C, Méndez-Blanco V, Mata-Buguerolles M. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 2009;29(5):479.
174. Verri FR, Junior JFS, de Faria Almeida DA, de Oliveira GBB, de Souza Batista VE, Honório HM, et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *Journal of biomechanics*. 2015;48(1):138-45.
175. Chen J, Lu X, Paydar N, Akay H, Roberts W. Mechanical simulation of the human mandible with and without an endosseous implant. *Medical engineering & physics*. 1994;16(1):53-61.
176. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GV. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1994;9(3).
177. Meijer H, Starmans F, Bosman F, Steen W. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1993;20(2):147-57.
178. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari I, Miyakawa O, editors. Stress distribution in bone related to implant-supported prosthesis design. *JOURNAL OF DENTAL RESEARCH*; 1996: AMER ASSOC DENTAL RESEARCH 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314.
179. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*.

2003;18(3).

180. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2001;29(2):100-5.
181. Himmlova L, Kácvský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(1):20-5.
182. Winter W, Klein D, Karl M. Effect of model parameters on finite element analysis of micromotions in implant dentistry. *Journal of Oral Implantology*. 2013;39(1):23-9.
183. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark® system. *Clinical oral implants research*. 1992;3(3):104-11.
184. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 1995;10(3).
185. van Steenberghe D, Tricio J, Van den Eynde E, Naert I, Quirynen M, editors. Soft and hard tissue reactions towards implant design and surface characteristics and the influence of plaque and/or occlusal loads. Annual International Conference Sponsored by Harvard School of dental Med & National Institute of Dental Research, Date: 1993/01/01-1993/01/01, Location: Danvers; 1993.
186. Brunski J. Biomechanical considerations in dental implant design. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1988;5(1):31-4.
187. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(1):38-44.
188. Seker E, Ulusoy M, Ozan O, Dogan DÖ, Seker BK. Sinüs Lift Alternatif Implant

Destekli Sabit Protetik Planlamaların Destek Dokulardaki Stres Dağılımlarının İncelenmesi, 3 Boyutlu SESA Çalışması/Investigation of Stress Distribution on Supporting Tissues of Treatment Plans an Alternative to Sinus Lifting with Implant Supported Fixed Partial Dentures, 3 Dimensional FEA Study. Türkiye Klinikleri Dishekimliği Bilimleri Dergisi. 2013;19(1):26.

- 189.Saber FS, Ghasemi S, Koodaryan R, Babaloo A, Abolfazli N. The comparison of stress distribution with different implant numbers and inclination angles in all-on-four and conventional methods in maxilla: a finite element analysis. Journal of dental research, dental clinics, dental prospects. 2015;9(4):246.
- 190.Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. The Journal of prosthetic dentistry. 2013;109(1):9-21.
- 191.Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2009;24(4).
- 192.Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 2009;2(5):410-32.