



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**MANDİBULAR POSTERİOR BÖLGE DİŞ EKSİKLİĞİ İÇİN FARKLI
İNKLÜNASYONLARDA YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLAR ÜZERİNE, FARKLI ALT
YAPI MATERYALLERİ KULLANILARAK TASARLANAN İMPLANT ÜSTÜ SABİT
RESTORASYONUN, İMPLANT VE ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTE OLUŞTURDUĞU
STRESİN DEĞERLENDİRİLMESİ: ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZİ**

Hazırlayan

AFRA EDA KARADAYI YÜZÜKCÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi KAAN YERLİYURT

TOKAT-2021

T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(01/02/2021)

Tez Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Afra Eda KARADAYI YÜZÜKCÜ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimi ve tez yazım sürecimin bütün aşamalarında desteğini esirgemeyen, engin bilgisi ile çalışmama katkı sunarken değerli tecrübeleri ile yol gösteren ve beni bu konuda cesaretlendiren değerli hocam ve danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Kaan YERLİYURT'a, kıymetli bilgi ve tecrübelerini paylaşarak eğitimime katkıda bulunan anabilim dalımızın üyeleri saygıdeğer hocalarım Doç. Dr. Işıl SARIKAYA, Doç. Dr. Yeliz HAYRAN, Dr. Öğr. Üyesi Bilal HOLOĞLU, Dr. Öğr. Üyesi İlknur USTA KUTLU'ya,

eğitimim ve özellikle tez yazım sürecinde her daim desteklerini hissettiğim, her zorlukta yanımda olduklarını bildiğim ve bundan sonra da iletişim içinde olacağım ve birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma,

özellikle eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bana sonsuz sevgi ve anlayış gösteren kıymetli aileme ve canım eşime

sonsuz teşekkürlerimi sunarım..

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
2020/40 proje numarası ile desteklenmiřtir.



ÖZET

Mandibular posterior bölge diş eksikliği için farklı inklünasyonlarda yerleştirilen implantlar üzerine, farklı alt yapı materyalleri kullanılarak tasarlanan implant üstü sabit restorasyonun, implant ve çevresindeki kemikte oluşturduğu stresin değerlendirilmesi: Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi

Amaç: Bu çalışmanın amacı oblik kuvvetler altındaki implant üstü sabit protezin farklı alt yapı materyalleri ve farklı inklünasyonlar kullanılarak dental implantlar ve kemik çevresinde oluşturduğu stresin değerlendirilmesi

Yöntem: İmplantlar Nobel Active firmasından seçildi. Anterior ve posterior implantın boyu 10 mm, çapı ise 4.3 mm olarak belirlendi. Anterior implant ise her modelde paralel olarak yerleştirildi. Posterior implant (meziale 17°, distale 17°, bukkale 17°, palatinale/linguale 17°) yapacak şekilde tasarlandı. Çalışmamızda; implant üstü sabit restorasyonlar, alt yapı materyallerine göre 3 ana gruba ayrıldı. Krom-kobalt, zirkonya, PEEK. Her bir bukkal tüberkül tepelerinden bukkolingual yönde dişin uzun aksına 30 derece açı yapacak şekilde toplamda 500 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Modellerde oluşan en yüksek Maximum Principal stresi ve Minimum Principal stresi değerleri alındı. Ayrıca implantlardan ve alt yapılardan da Maximum von Misses stresi değerleri alındı.

Bulgular: Oblik yüklemde bütün yapılarda oluşan stres bulguları değerlendirildiğinde, kortikal kemikte oluşan streslerin trabeküler kemikte oluşan streslerden daha yüksek olduğu tespit edildi. En yüksek stres değerlerinin implantlarda olduğu görüldü. Alt yapılarda oluşan stres değerleri incelendiğinde PEEK alt yapı modellerinde daha düşük stres değerlerinin olduğu görüldü. Posterior implantlarda oluşan stres değerleri incelendiğinde PEEK modellerinde daha yüksek stres değerlerinin olduğu görüldü.

Sonuç: Bizim çalışmamızda en yüksek kortikal çekme değerleri PEEK bukkale 17 derece eğimli grupta, en düşük kortikal çekme değerleri PEEK linguale 17 derece eğimli grupta görülmüştür. En yüksek değerlerin bukkalde görülmüş olması oblik

kuvvetlerin bukkal yönden uygulanması sonucu olmuş olabilir. PEEK; Cr-Co ve zirkonyadan daha düşük Poisson oranına sahip olduğu için kuvveti tam olarak iletememiş ve kendi üzerinde biriktirmiştir. Alt yapılarıdaki von Mises stres değerlerine baktığımız zaman Cr-Co, zirkonya ve PEEK’de en yüksek değerler bukkale 17 derece eğimlendirilmiş gruplarda bulunmuştur. En düşük değerler ise yine aynı şekilde linguale 17 derece eğimlendirilmiş gruplarda bulunmuştur. Cr-Co ve zirkonya alt yapı modellerindeki, stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değerlerinin konnektör bölgesinde olduğu görülürken, PEEK alt yapı modellerindeki en yüksek stres değerlerinin destek kronların diş etine yakın bölge çevresinde olduğu belirlendi. İmplantlardaki von Mises stres değerlerine baktığımız zaman yine en yüksek değerler bukkale 17 derece eğimlendirilmiş gruplarda bulunmuştur. En düşük değerler ise yine aynı şekilde palatine 17 derece eğimlendirilmiş gruplarda bulunmuştur. Bütün modellerdeki, en yüksek stres değerlerinin posterior implantta boyun bölgesinde yoğunlaştığı belirlendi. Çalışmanın genelinde implantlarda oluşan en yüksek stres değerlerinin PEEK modellerinde olduğu görüldü. Cr-Co ve zirkonya alt yapıli implant modellerinde oluşan en yüksek ve en düşük von Mises stresi değerlerinin benzer olduğu görüldü.

Anahtar kelimeler: İmplant üstü sabit protezler, alt yapı materyalleri, sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Evaluation of the stresses on the implant and the surrounding bone; from the different inclinations on the implant fixed prosthesis and the different infrastructure materials, for mandibular posterior region tooth deficiency: A three-dimensional finite element analysis

Purpose: The aim of this study is to evaluate the stress caused by the fixed prosthesis under oblique forces around dental implants and bone by using different infrastructure materials and different inclinations.

Material and methods: The implants were selected from the Nobel Active company. The anterior and posterior implants were 10 mm in length and 4.3 mm in diameter. The anterior implant was placed in parallel in each model. Posterior implant designed to make (mesial 17°, distal 17°, buccal 17°, lingual 17°) inclination. In our study; implant-supported fixed restorations will be divided into 3 main groups according to infrastructure materials. Chrome-cobalt, zirconia, PEEK. In each model, a total of 500 N oblique force was applied from the buccal tubercle crests to the buccolingual direction at an angle of 30 degrees to the long axis of the tooth. The highest Maximum Principal stress and Minimum Principal stress values in the models were taken. In addition, Maximum von Mises stress values were obtained from implants and infrastructures.

Results: When the stress findings occurring in all structures during oblique loading were evaluated, it was found that the stresses in cortical bone were higher than the stresses in the trabecular bone. It was seen that the highest stress values occurred in implants. When the stress values formed in the infrastructures were examined, it was seen that lower stress values occurred in the PEEK infrastructure models. When the stress values in posterior implants were examined, it was seen that higher stress values occurred in PEEK models.

Conclusions: In our study, the highest cortical shrinkage values were observed in the PEEK buccal group inclined 17 degrees, and the lowest cortical shrinkage values were observed in the PEEK lingual inclined group 17 degrees. The highest values observed in the buccal may be due to the application of oblique forces from the buccal direction. PEEK; since it has a lower Poisson's ratio than Cr-Co and zirconia, it could not fully transmit the force and accumulated on itself. When we look at the von Mises stress values in the infrastructures, the highest values of Cr-Co, zirconia and PEEK were found in the groups inclined at 17 degrees. The lowest values were also found in groups inclined at 17 degrees to the lingual. When the stress distributions in Cr-Co and zirconia infrastructure models were examined, it was observed that the highest stress values occurred in the connector region, while the highest stress values in PEEK infrastructure models were found to occur around the area close to the gingiva of the support crowns. When we look at the von Mises stress values in the implants, the highest values were found in the groups inclined at 17 degrees in the buccal. The lowest values were also found in groups inclined at 17 degrees to the lingual. It was determined that the highest stress values in all models were concentrated in the neck region of the posterior implant. It was observed that the highest stress values in implants occurred in Peek models throughout the study. It was observed that the highest and lowest von Mises stress values in Cr-Co and zirconia substructured implant models were similar.

Keywords: Implant-supported fixed prostheses, infrastructure materials, finite element analysis

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	iii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
TABLOLAR LİSTESİ.....	xii
GRAFİKLER LİSTESİ.....	xiii
KISALTMALAR LİSTESİ.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 DENTAL İMPLANT TANIMI VE TARİHÇESİ	4
2.2. OSSEOİNTEGRASYONUN TANIMI VE DENTAL	5
İMPLANTLARDA BAŞARI KRİTERLERİ.....	5
2.3. DENTAL İMPLANTLARIN SINIFLANDIRILMASI.....	6
2.3.1. Kemikle İlişkilerine Göre İmplantların Sınıflandırılması.....	6
2.3.1.1. Transosteal implantlar	6
2.3.1.2. Subperiostal (Eposteal, Kemik Üzeri) İmplantlar	6
2.3.1.3 İntramukozal İmplantlar	7
2.3.1.4 Endosteal İmplantlar.....	7
2.3.2. Malzeme Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması	7
2.3.2.1. Metaller ve Alaşımlar	7
2.3.2.2. Seramikler ve Karbonlar	8
2.3.2.3. Polimerler ve Kompozitler.....	8
2.4. İMPLANT ENDİKASYONLARI VE KONTRAENDİKASYONLARI	8
2.4.1. Endikasyonları.....	8
2.4.2. Kontrendikasyonları	9
2.5. İMPLANT BİYOMEKANİĞİ	10
2.6. DENTAL İMPLANT TASARIMINI BELİRLEYİCİ FAKTÖRLER.....	11
2.6.1. İmplant çapı.....	11
2.6.2. İmplant Uzunluğu.....	12
2.6.3. Yiv Tasarımı	12
2.6.4. İmplantların Yüzey Özellikleri	12
2.7. KEMİK TİPİ VE ÖZELLİKLERİ.....	13
2.8. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLER	15
2.8.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları	15
2.8.2. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	16

2.9.İMLANT YERLEŞİM AKSI.....	17
2.10.İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE KULLANILAN ALT YAPI.....	18
MATERYALLERİ.....	18
2.10.1.Soy metal alaşımları.....	18
2.10.2.Soy olmayan metal alaşımları.....	19
2.11 STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ.....	21
2.11.1. Stres Analizlerinin Amacı.....	21
2.11.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Avantajları.....	21
2.11.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dezavantajları.....	22
2.11.4. Stres Analizlerinde Kullanılan Teknik Terimler.....	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM	25
3.1. Çalışma Modelinin Oluşturulması.....	26
3.1.1 Mandibulanın Modellenmesi	27
3.1.2. İmplantların Modellenmesi	31
3.1.3. İmplant üstü modellenmesi	34
3.2.Oluşturulan modellerin sonlu elemanlar analizi için hazır hale getirilmesi	36
3.2.1. Analizi yapılacak matematiksel modellerin oluşturulması.....	38
3.2.2. Modellerde kontak yüzeylerin belirlenmesi.....	40
3.2.3. Sonlu elemanlar analizi programında modellere uygulanan yükler ve sınır koşulları	40
4. BULGULAR.....	42
4.1. Oblik Yüklemede Oluşan Stres Değerleri	42
4.1.1. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri	45
4.1.2. Oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	51
4.1.3. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri.....	57
4.1.4. Oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri	63
4.1.5. Oblik yüklemede alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri.....	69
4.1.6. Oblik yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	75
5. TARTIŞMA.....	81
6. SONUÇLAR.....	91
7. KAYNAKLAR	93

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1. Protezin modellenmesi.....	25
Şekil 3.2. Acrivity880 optik tarayıcı.....	26
Şekil 3.3. Mandibula'nın Konik Hüzme Işınlı Tomografisinden elde edilmiş görüntü..	28
Şekil 3.4. 3D-Doctor yazılımı.....	28
Şekil 3.5. Mandibulanın modellenmesi.....	29
Şekil 3.6. Boolean işlemi ile mandibulada çalışılacak bölgenin ayrılması	30
Şekil 3.7. Kortikal kemik modeli.....	30
Şekil 3.8. Trabeküler kemik modeli.....	30
Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan mandibular kesitte kortikal ve trabeküler kemik	31
Şekil 3.10. Çalışmada kullanılan köprü restorasyonu modeli	32
Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan 5 numaralı diş bölgesine yerleştirilmesi planlanan implant modeli.....	32
Şekil 3.12. Çalışmada kullanılan meziale 17 derece eğimlendirilmiş posterior implant	33
Şekil 3.13. Çalışmada kullanılan distale 17 derece eğimlendirilmiş posterior implant..	33
Şekil 3.14. Çalışmada kullanılan bukkale 17 derece eğimlendirilmiş posterior implant	33
Şekil 3.15. Çalışmada kullanılan linguale 17 derece eğimlendirilmiş posterior implant	33
Şekil 3.16. Krom-kobalt alt yapı.....	34
Şekil 3.17. Zirkonya alt yapı	34
Şekil 3.18. PEEK alt yapı.....	34
Şekil 3.19. Meziale 17 derece eğimli posterior implantla oluşturulan köprü modeli.....	35
Şekil 3.20. Distale 17 derece eğimli posterior implantla oluşturulan köprü modeli.....	35
Şekil 3.21. Bukkale 17 derece eğimli posterior implantla oluşturulan köprü modeli.....	36
Şekil 3.22. Linguale 17 derece eğimli posterior implantla oluşturulan köprü modeli.....	36
Şekil 3.23. Meshlenmiş ve yüklemeye hazır hale getirilmiş model	37
Şekil 3.24. Meshleme işleminde kullanılan eleman tipleri	38
Şekil 3.26. Restorasyonların bukkal tüberkül tepelerinden 30 derece açıyla yüklenen oblik yükler.....	41
Şekil 4.1. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemeye kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	47
Şekil 4.2. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemeye kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	47
Şekil 4.3. PEEK alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemeye kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	47

Şekil 4.4. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	48
Şekil 4.5. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	48
Şekil 4.6. PEEK alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	48
Şekil 4.7. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	49
Şekil 4.8. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	49
Şekil 4.9. PEEK alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	49
Şekil 4.10. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	50
Şekil 4.11. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	50
Şekil 4.12. PEEK alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	50
Şekil 4.13. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	53
Şekil 4.14. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	53
Şekil 4.15. PEEK alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	53
Şekil 4.16. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	54
Şekil 4.17. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	54
Şekil 4.18. PEEK alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	54
Şekil 4.19. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	55
Şekil 4.20. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	55
Şekil 4.21. PEEK alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	55

Şekil 4.22. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	56
Şekil 4.23. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	56
Şekil 4.24. PEEK alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	56
Şekil 4.25. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	59
Şekil 4.26. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	59
Şekil 4.27. PEEK alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	59
Şekil 4.28. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	60
Şekil 4.29. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	60
Şekil 4.30. PEEK alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	60
Şekil 4.31. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	61
Şekil 4.32. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	61
Şekil 4.33. PEEK alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	61
Şekil 4.34. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	62
Şekil 4.35. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	62
Şekil 4.36. PEEK alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	62
Şekil 4.37. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	65
Şekil 4.38. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	65
Şekil 4.39. PEEK alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	65

Şekil 4.40. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	66
Şekil 4.41. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	66
Şekil 4.42. PEEK alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	66
Şekil 4.43. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	67
Şekil 4.44. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	67
Şekil 4.45. PEEK alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	67
Şekil 4.46. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	68
Şekil 4.47. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	68
Şekil 4.48. PEEK alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri.....	68
Şekil 4.49. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri.....	71
Şekil 4.50. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	71
Şekil 4.51. PEEK alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	71
Şekil 4.52. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri.....	72
Şekil 4.53. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	72
Şekil 4.54. PEEK alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	72

Şekil 4.55. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri.....	73
Şekil 4.56. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	73
Şekil 4.57. PEEK alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	73
Şekil 4.58. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri.....	74
Şekil 4.59. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	74
Şekil 4.60. PEEK alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	74
Şekil 4.61. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	76
Şekil 4.62. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	76
Şekil 4.63. PEEK alt yapılı , posterior implantı meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	76
Şekil 4.64. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	77
Şekil 4.65. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	77
Şekil 4.66. PEEK alt yapılı , posterior implantı distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	77
Şekil 4.67. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	79
Şekil 4.68. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	79
Şekil 4.69. PEEK alt yapılı , posterior implantı bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	79
Şekil 4.70. Cr-Co alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	80
Şekil 4.71. Zirkonya alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	80
Şekil 4.72. PEEK alt yapılı , posterior implantı linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri stresleri.....	80

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları..	37
Tablo 3.2. Gruplar ve düğüm sayıları.....	39
Tablo 4.1. Oblik yüklemde oluşan stres değerleri	44
Tablo 4.2. Oblik yüklemde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan maximum çekme stres değerleri.....	46
Tablo 4.3. Oblik yüklemde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	52
Tablo 4.4. Oblik yüklemde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri.....	58
Tablo 4.5. Oblik yüklemde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri.....	64
Tablo 4.6. Oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri.....	70
Tablo 4.7. Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri.....	76

GRAFİKLER LİSTESİ

Grafik 4.1. Oblik yüklemde oluşan stres değerleri.....	43
Grafik 4.2. Oblik yüklemde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	46
Grafik 4.3. Oblik yüklemde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	52
Grafik 4.4. Oblik yüklemde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri.....	58
Grafik 4.5. Oblik yüklemde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan maximum basma stres değerleri.....	64
Grafik 4.6. Oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri.....	70
Grafik 4.7. Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri (seçili düğüm noktalarındaki en yüksek değerler).....	76

KISALTMALAR LİSTESİ

% : Yüzde

° : Derece

~ : Yaklaşık değer

σ : Asal stres

σ_1 : Maksimum asal stres

σ_2 : Ara asal stres

σ_3 : Minimum asal stres

τ : Makaslama stresi

ν : Poisson oranı

ark.: Arkadaşları

GPa: Giga paskal

mm: Milimetre

MPa: Mega paskal

Pa: Paskal

SESA: Sonlu elemanlar stres analizi

> : Büyüktür

CAD: Computer Aided Designed – Bilgisayar Destekli Tasarım

CAM: Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim

μm : Mikrometre

CpTi: Ticari Saf Titanyum

N/mm^2 : Newton/milimetrekare

σ_M : von Mises

Cr-Co: Krom-Kobalt

Max: Maksimum

Min: Minimum

N: Newton

Ag- Pd: Gümüş - Paladyum

Tip 4 Au: Altın alaşım

Ti Grade 5: Titanyum alaşım

1. GİRİŞ

Diş hekimliğindeki son gelişmeler ve bireylerin ağız sağlığı konusunda bilinçlenmeleri sonucunda, son 20 yılda dünyadaki tam dişsiz birey sayısının azaldığı düşünülmektedir. Bununla beraber dünya genelinde yaşam süresinin uzamasıyla dişsiz birey sayısı aynı kalmakta, hatta daha da artmaktadır (Misch ve Kutay, 2009). Gelişen teknoloji, insanların sosyal hayatlarındaki değişimler ve diş hekimliği alanındaki ilerlemeler ile birlikte hastaların estetik, fonksiyonel ve konfor beklentileri yükselmiş ve sabit protezlere dolayısıyla implantlara olan ilgileri artmıştır (Zarb G. ve Zarb F., 1985).

Dental implant uygulamaları, başarı oranlarındaki artıştan dolayı diş hekimliği kliniklerinde güncel bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (Adalı ve ark., 2018). Stabilizasyon, fonksiyon ve estetik bakımından kısmi dişsizlik vakalarında sabit restorasyonların kullanımı birçok araştırmada iyi bir çözüm seçeneği olarak gösterilmiştir fakat sabit restorasyon uygulamalarının yapılamadığı, posterior bölgede destek diş bulunmayan durumlarda yapılan hareketli bölümlü protezler ve uzun yapılan sabit köprü restorasyonlarında oluşan sorunlar bu tip vakalarda da implant destekli protezlerin kullanımını gündeme getirmiş ve bu vakalarda da implant uygulaması rutin kullanıma girmeye başlamıştır (Tunçdemir ve ark., 2011).

İmplant destekli protezlerin pek çok avantajı vardır, bu avantajlardan bazıları; fonasyonun düzeltilmesi, oklüzyonun düzeltilmesi, kemik hacminin korunması, oklüzal dikey boyutun düzenlenmesi ve korunması, yüz estetiğinin korunması, estetik iyileşme, oral proprioepsiyonun yeniden sağlanması, protez başarısının artması, çiğneme performansının iyileştirilmesi ve çiğneme kasları ile yüz ifadesinin korunması, protezin hacminin azalması, hareketli protez yerine sabit protez olanağı, retansiyon ve stabilitenin artırılması, daha uzun ömürlü protezlerin yapılabilmesi, komşu dişlerdeki değişiklik ihtiyacının ortadan kaldırılması, psikolojik sağlığın iyileştirilmesidir (Misch ve Kutay, 2009).

İmplant üstü protezler sabit veya hareketli olmak üzere iki sınıfa ayrılmaktadır. İmplant üstü sabit protezlerin en büyük avantajı hastaların psikolojik olarak tatmin olmaları ve implant üstü hareketli protezlere göre daha uzun ömürlü olmalarıdır (Misch ve Kutay, 2009). İmplant destekli sabit protezler, bölümlü hareketli protezlere göre artmış fonksiyon, stabilizasyon ve hasta memnuniyeti açısından daha tatmin edilebilir sonuçlar sunmaktadır (Gezer ve Tuğçe, 2018).

Mandibular bölgede başarılı bir implant yerleşimi ile fonksiyonel ve estetik olarak tatmin edici sonuçlar elde edebilmek için, uygun açılendirma ve pozisyonlandırma gerekmektedir (Payer ve ark., 2008). İmplant yerleşiminin yönü, okluzal yüklerin iletimi ile yakından ilgilidir. İmplantın yerleşim açısı veya eğimi, biyomekanik açıdan çok önemlidir (Satoh, 2005).

Açılı implantların çevresinde, kemiğin mikro kırıklarına ve sonuç olarak implant kaybına neden olabilen aşırı yükler oluşmaktadır (Bozkaya ve ark., 2004). Fonksiyonel sebepler ve limitlerden dolayı, posterior implantların meziodistal aksları optimal bir yükleme koşulu elde edebilmek için mümkün olduğunca hassas ayarlanmalıdır (Payer ve ark., 2008).

İmplant üstü sabit protez vakalarında protetik alt yapı materyali, implant destek sistemine ve implant çevresindeki kemik bölgesine stres iletiminde önemli rol oynamaktadır. Bu çalışmada farklı inklünasyonlarda (mezial 17°, distal 17°, bukkal 17°, lingual 17° eğim) yerleştirilen 2 adet implant üzerine 3 üyeli sabit restorasyonun, farklı alt yapı materyalleri kullanılarak; implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşturduğu stresler 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak araştırılmıştır.. Alt yapı materyalleri olarak Krom-Kobalt (Cr-Co), Zirkonya, Polietereterketon (PEEK) olmak üzere 3 farklı materyal kullanılması planlanmıştır.

Hipotezimiz; farklı inklünasyonların (mezial 17°, distal 17°, bukkal 17°, lingual 17°) ve farklı protetik alt yapı materyallerinin kullanılmasının implant çevresindeki kemikte oluşacak olan gerilme ve sıkışma streslerinde (maksimum principal, minimum principal) ve aynı değişkenlerin implant ve alt yapıda oluşacak olan von Mises streslerinde farklılık oluşturacağı yönündedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 DENTAL İMPLANT TANIMI VE TARİHÇESİ

İmplantın kelime anlamı; Latince in=içerisinde, planto=ekme (dikme, yerleştirme) anlamına gelen sözcüklerden oluşmuştur. İmplantın tıbbi anlamı ise; kaybolan fonksiyonun yeniden kazandırılması amacıyla, canlı dokularda uygun bölgeye yerleştirilen organik veya inorganik materyale verilen addır (Tunalı B., 2000).

Dental implantların tarihçesi incelendiğinde, Mısır ve Maya uygarlıkları zamanında çekilen dişlerin yerine yapay malzemelerden elde edilmiş maddeleri mandibulaya yerleştirilerek tedavi etmeye çalıştıkları arkeolojik veriler ile anlaşılmıştır (Parr ve ark., 1985). Dental implantolojinin gelişimi, bilimin her dalında olduğu gibi binlerce yıllık bir süreçten geçerek günümüzdeki halini almıştır; gelişmeye de devam etmektedir. 4000 yıl önce Çin halkı bambu çubuklarına vida şekli vererek, kaybedilen dişi yerine koymak amacıyla çene kemiğine yerleştirmişlerdir. Mısır medeniyetinde de 2000 yıl önce kıymetli metallere benzer vida tasarımları kullanılmıştır (Misch ve Kutay, 2009).

Günümüzdeki modern implantolojinin gelişimi 1940'lı senelere tekabül etmektedir. Formiggini 1947 yılında paslanmaz çelikten üretilen, boşluklu spiral şekilde bir implant tasarlamıştır. 1960'lı yıllardan itibaren kemik içi implantasyon çalışmaları popülerlik kazanmıştır (Kulak Özkan Y., 2012).

Güncel dental implant uygulamaları hakkında yapılan ilk çalışmaları Branemark ve Shroeder tarafından saf titanyum malzemeleri ile yaptıkları denemeler oluşturmaktadır (Branemark ve ark., 1969). 1955 senesinde Branemark çalışmış olduğu bir deneyde tavşan tibialarında revaskülarizasyonu mikroskop ile gözlemlerken, titanyum ile kemik arasındaki uyumun farkına varmış ve detaylı olarak araştırmaya karar vermiştir. Bu durum “osseointegrasyon” olarak adlandırılmış ve “canlı kemik dokusu ile titanyumdan elde edilmiş implant arasında, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas” şeklinde tanımlanmıştır. Branemark ve ekibi bu durumu “yaşayan kemik doku

ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında yapısal ve fonksiyonel uyum” şeklinde açıklamışlardır (Branemark ve ark., 1999).

2.2. OSSEOİNTEGRASYONUN TANIMI VE DENTAL İMPLANTLARDA BAŞARI KRİTERLERİ

Osseointegrasyon; yük taşıyan implantın yüzeyi ile kemik dokusu arasında fonksiyonel ve yapısal bağlantı kurulmasıdır (Lynch ve ark., 1997). İlerleyen yıllarda bu kavram diğer araştırmacılar tarafından ‘canlı kemik ile yüklenmiş implant yüzeyi arasında oluşan, fibröz doku içermeyen ve ışık mikroskobu altında görülebilen direkt temas’ olarak güncellenmiştir.

Osseointegrasyon sürecinin başarıyla tamamlanması pek çok faktöre bağlıdır. Kullanılacak implant materyalinin biyouyumlu olması, implantların dizaynı ve yüzey uygulamaları, tercih edilen cerrahi teknik, implant yatağı oluşturacak kemiğin sağlıklı ve morfolojik olarak yeterli olması, primer stabilite miktarı, iyileşme sürecinin ideal olarak tamamlanması bu faktörlere örnek olarak verilebilir (Albrektsson ve ark., 1981).

Bir implantın başarılı kabul edilebilmesi için aşağıdaki kriterleri yerine getirmesi gerekmektedir (Çetiner ve Zor, 2007).

- İmplantta mobilite olmamalıdır.
- Radyografik bulgularda implant çevresinde radyolüseni görülmemelidir.
- İmplantlar fonksiyonel olarak yüklendikten sonra kemik kaybının ilk yıl için maksimum 1,5 mm’yi, ilerleyen yıllarda 0,2 mm’yi aşmaması gerekmektedir.
- Mandibular kanal hasarı, geri dönüşü olmayan ağrı, parestezi, iltihap, nöropati gibi belirgin semptomlar olmamalıdır.
- İmplant başarı oranları fonksiyonel olarak yüklendikten sonraki ilk 5 yıllık kullanımda %85, ilk 10 yıllık kullanımda ise %80 ve üzerinde olmalıdır.

2.3. DENTAL İMPLANTLARIN SINIFLANDIRILMASI

2.3.1. Kemikle İlişkilerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

2.3.1.1. *Transosteal implantlar*

Mandibulanın submental bölgesine yerleştirilerek alt ve üst kortikal kemiği dikey olarak geçen, metal plaka ve transosteal pinlerden oluşmuş implantlardır. Ekstraoral yaklaşım gerektirmesi, cerrahi işlemin kompleks olması, başarısızlık durumunda çıkarılmasının zorluğu ve aşırı doku harabiyetine sebep olması gibi dezavantajlarından dolayı tercih edilme sıklığı azalmıştır (Dover, 1999).

2.3.1.2. *Subperiostal (Eposteal, Kemik Üzeri) İmplantlar*

Subperiosteal implantlar alt ve üst çene kemiğine göre özel olarak hazırlanarak çene kemiği üzerine doğrudan yerleştirilen ve belirli bölgelerden ağız içerisine uzantıları olan yapılardır. Üst yapı bu destek uzantılar üzerine uygulanır ve protez yapılır. Diğer implantlarla karşılaştırıldığında sinir hasarı, yumuşak doku enfeksiyonları, sinüs perforasyonu gibi komplikasyon oranlarının fazla olmasından dolayı kullanım endikasyonları oldukça sınırlıdır (Christensen, 1969).

2.3.1.3 İntramukozal İmplantlar

Bu implantlar, total veya parsiyel hareketli protezlerin retansiyonunu arttırmak için bu protezlerin iç kısımlarına yerleştirilen implantlardır. İntramukozal, submukozal, subdermal olarak da anılırlar (Tunalı B., 2000).

2.3.1.4 Endosteal İmplantlar

Kemiğin içine yerleştirilen ve sadece bir kortikal tabakayı geçen implantlardır. Kemik içinde kalan ana parça ve kemik dışında kalan yardımcı parça (abutment) olmak üzere iki kısımdan meydana gelir. Dişsizlik durumlarında en yaygın olarak kullanılan implant tipidir (Çalikkocaoğlu, 2004).

2.3.2. Malzeme Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

2.3.2.1 Metaller ve Alaşımlar

- a. Titanyum ve titanyum-6 alüminyum-4 vanadyum (Ti-6Al- 4V)
- b. Kobalt-krom-molibden bazlı alaşım
- c. Demir-krom-nikel bazlı alaşım
- d. Zirkonyum
- e. Paslanmaz Çelik
- f. Altın
- g. Platin
- h. Tantal

2.3.2.2 Seramikler ve Karbonlar

- a. Alüminyum, titanyum ve zirkonyum oksitleri
- b. Karbon ve karbon silikon bileşikleri
- c. Kalsiyum fosfat bazlı biyoaktif ve biyodegrade olabilen seramikler

2.3.2.3 Polimerler ve Kompozitler

- a. Kompozitler
- b. Yapısal biyomedikal polimerler
- c. İnsertler ve intramobil elemanlar (Lemons ve Natiella, 1986).

2.4. İMPLANT ENDİKASYONLARI VE KONTRAENDİKASYONLARI

2.4.1. Endikasyonları

- Tam protezi taşıyan dokularda desteğin yetersiz olması
- Zayıf ağız-kas koordinasyonu
- Düşük doku toleransı (Örneğin yapışık mukoza yerine daha çok alveolar mukoza varlığı)
- Protezin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıklar
- Tam protezler için gerçekçi olmayan hasta beklentileri
- Aşırı bulantı refleksi
- Hareketli protez kullanımından psikolojik olarak rahatsızlık duyma

- Doğal dişlerin uygun olmayan sayı ve konumda olması
- Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksikliği
- Ortodontik ankraj amaçlı
- Diş agenezisi (Hobo ve ark., 1990)

2.4.2. Kontrendikasyonları

Mutlak kontrendikasyonlar

- Yüksek dozda radyasyona maruz kalan hastalar (>5000 rad)
- Psikiatrik problemi olan hastalar (psikoz, dismorfobi)
- Hemolitik bozukluğu olanlar
- Romatizmal hastalığı olanlar (ağır osteomalazi, raşitizm)
- Ağır böbrek hastaları (nefrit)
- Kalp hastalığı olanlar (yeni geçirilmiş miyokard enfarktüsü, kalp kapakçığı protezi taşıyanlar)
- Generalize sekonder osteoporoz
- Kontrol altında olmayan diabetes mellitus
- Siroz (kronik veya ağır alkolizm)
- Ağır hormonal bozukluğu olanlar
- İlaç bağımlılığı
- Ağır bağ dokusu hastalıkları
- Ağır kan hastalığı olanlar (Tunalı B., 2000)

Göreceli kontrendikasyonlar (Çetiner ve Zor, 2007)

- Kemik hacminin yetersiz ve/veya kemik kalitesinin kötü olduğu
- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu
- Risk taşıyan hastalarda (şiddetli periodontal hastalığı olan, radyoterapi almış, brüksizmi olan, sigara kullanan, ciddi osteoporoz şüphesi olan hastalar) kontrendikedir.

2.5. İMPLANT BİYOMEKANİĞİ

Biyomekanik; biyolojik dokulara uygulanan yüklere doku tarafından verilen cevaplar ile ilgilenen bilim dalıdır (Schmid-Schönbein ve ark., 2012). Ağız içerisinde oluşan kuvvetlerin dikkatlice analiz edilerek yönlendirilmesi, fizyolojik toleransları içerisinde tutulabilmesi ve restorasyonların oral rehabilitasyon kurallarına uygun olması diş hekimlerinin sorumluluğunda olup biyomekanik açıdan önem taşımaktadır (Ulusoy ve ark., 2003).

Dental implantlardaki kemik-implant bağlantısı biyomekanik analizlerin temelini oluşturmaktadır. Kemik ve implant arasındaki sıkı ilişki minimum yer değiştirme ile stres iletimine izin verir.

Çiğneme kuvvetleri doğal dişte periodonsiyum aracılığıyla düzenlenerek ve yönlendirilerek kemiğe aktarılır. Esnemeyen bir ilişki varlığında ise kuvvet aktarımı sırasında bu bölgede gerilmeler oluşur. Ayrıca periodontal ligament doğal dişe gelen kuvvetleri tüm kemik boyunca dağıtırken, implant destekli protezlerde kuvvetler kret tepesinde yoğunlaşmaktadır (Çınar, 2007).

İmplant üzerine etki eden kuvvetler fizyolojik limitlerin içindeyse bu adaptif işlem osseointegrasyonun güvenilirliğini artırır. Ancak implantlara fizyolojik limitlerin üzerinde bir yükleme yapıldığında, bu durum kemikte daha büyük stres ve gerilmelere yol açar. Bu da marjinal kemik kaybına ve hatta osseointegrasyonun tamamen bozulmasına neden olabilir (Şahin ve ark., 2002). İmplantların uzun ömürlü olabilmesi için çevre dokuya ilettikleri kuvvetin biyomekaniklerinin klinisyen tarafından bilinmesi önemlidir (Horita ve ark., 2017).

2.6. DENTAL İMPLANT TASARIMINI BELİRLEYİCİ FAKTÖRLER

Dental implant tasarımlarının genellikle kök vida şeklinde olduğu bilinmektedir. Elde edilen implant modelleri firmalara göre değişmekte olup konik, düz veya genişleyen formatları bulunmaktadır. Bu modeller çoğunlukla implantın çene kemiğine dönme kuvveti uygulanarak kullanılması sırasında yivlerinin bulunup bulunmamasına göre değişmektedir. Vida tipi implantlar vida adımlarına sahiptir, silindirik implantlar kemiğe kuvvet uygulanarak yerleştirilen implantlardır (Binon ve PP., 2000).

2.6.1. İmplant çapı

Bir dental implantın çapı, en geniş olan implant yivinin karşı noktasındaki yivin dış kısımları arasında elde edilen uzunluk olarak belirlenmektedir. Son yıllardaki bilimsel çalışmaların çoğunda implant çapındaki artış ile implant üzerinden kemiğe transfer edilen kuvvetlerin gerilme değerlerinin düştüğü belirlenmiştir (Matsushita ve ark., 1990; Ivanoff ve ark., 1997).

Himmlova ve arkadaşlarının gerçekleştirdikleri sonlu eleman gerilme analizi çalışmalarında çaplar 3,6 mm ve 8 mm arasında ve boylar 8 mm ile 18 mm arasında değişmektedir. Modellenmiş dental implantlar analiz edildiğinde 4,2 mm çap ölçüsüne sahip implantlarda oluşan gerilme kuvvetlerinin 3,6 mm'ye göre %31,5 daha az olduğu ve 5 mm çapındaki implantın gerilme kuvvetleri kıyaslandığında %16 daha az gerilme olduğu anlaşılmıştır (Himmlová ve ark., 2004).

Yapılan başka bir çalışmada ise; 12 mm ve 17 mm boylarındaki dental implantlar incelendiğinde kemik üzerine gelen gerilmelerde %22,9'a kadar azalış gözlemlenmiştir. Sonuç olarak implant çapındaki artışın gerilmeleri azaltma konusunda daha etkili olduğu fakat aynı şeyin uzunluk için söylenemeyeceği, implant uzunluklarının etkisinin daha az olduğu anlaşılmıştır (Himmlová ve ark., 2004).

2.6.2 İmplant Uzunluğu

İmplant uzunluğu implant platformu ile implant apeksi arasındaki mesafe şeklinde tanımlanmaktadır (Lee ve ark., 2005). Standart boyutlarda implant uygulayabilmek için yetersiz kemik hacminin bulunduğu durumlarda ilave cerrahi prosedürler, ek maliyet ve komplikasyonların gelişme riski artacaktır. Bu nedenle günümüzde daha az cerrahi prosedür gerektiren kısa implantlar popülerlik kazanmıştır (Chang ve ark., 2012).

Misch'in yapmış olduğu sonlu eleman analizi çalışmasında farklı uzunluklarda dental implantları kemik modeline yerleştirmiş ve üzerine 50 N değerinde lateral kuvvet uygulamıştır. Çalışma sonrasında implant üzerine etki eden lateral kuvvet ile kemiğe iletilen kuvvet arasında orantılı bir değişim yaşanmadığı anlaşılmıştır. 10 mm ve 15 mm uzunluğa sahip dental implantların kuvvetleri aktarmada daha iyi sonuçlar verdiği bulgusuna varılmıştır. Analizin gerçekleştirildiği bütün modellerde gerilme yoğunluğunun kret tepesinde olduğu ve bu durumun implant uzunluğundan bağımsız olduğu saptanmıştır (Misch, 1999).

2.6.3 Yiv Tasarımı

Üç temel vida yivi geometrisi vardır; V- yiv, butress (sütun ayağı biçimli yiv), güç yivi (kare biçimli). V biçimi yivli vida en uzun klinik kullanım geçmişine sahiptir. En sık kullanılan dış yiv çapı, 0,38 mm yiv derinliği ve 0,6 mm yiv mesafesi ile 3,75 mm'dir. Yivli implantlar temel olarak paralel silindir biçimli veya uca doğru incelen biçimli olabilirler (Misch, 1999).

2.6.4 İmplantların Yüzey Özellikleri

Bir implantın başarısı sadece implant materyaline bağlı değildir, aynı zamanda yüzey topografya ve kimyası gibi yüzey özelliklerinden de etkilenir. Yüzey topografyasının, kumlama ve asit-etching gibi tekniklerle elde edilen osseointegrasyon

üzerindeki etkisi, son yıllarda araştırma konusu olmuştur (Medvedev ve ark., 2016). Yüzey şeklinin ve pürüzlülüğünün, hücre-yüzey ve protein-yüzey bağlantısı yoluyla hücre cevabını arttırarak osseointegrasyon sürecini olumlu yönde etkilediği bulunmuştur (Manz, 2000).

2.7. KEMİK TİPİ VE ÖZELLİKLERİ

Kemik, yük taşıyan implant için yapısal bir dayanaktır. İmplantları çevreleyen kemik, örgü şeklinde (woven), ince tabakalı (lameller), demet şeklinde (bundle) veya bileşik (composite) kemikten oluşmaktadır. Bu özellikler yaşa, fonksiyonel duruma ve hastanın sistemik durumuna bağlıdır (Şahin ve ark., 2002).

Oral implantların biyomekaniğine bakış açısı kazanmak için implant çevresindeki kemiğin davranışını anlamak şarttır. Bazı araştırmalar sonucu, kortikal kemikte maksimum stres değerleri oluştuğunda, bunun implantla kemiğin temas ettiği noktalarda biriktiği gözlenmiştir. Trabeküler kemikte maksimum stres konsantrasyonu implantın apeksi etrafında görülmektedir (Sevilay ve ark., 2005).

Kemik dokusu yoğunluğuna göre kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongioz) kemik olarak sınıflandırılmaktadır. Kortikal kemiğin periostunda kollajen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar mevcuttur. Osteoblastlar kemiğin apozisyonundan sorumluyken, osteoklastlar kemiğin rezorbsiyonunda görevlidirler. Kortikal kemiğin altında yer alan trabeküler kemik gözenekli bir yapıya sahiptir. Kortikal kemiğe oranla yumuşaktır ve daha az yoğundur (Branemark ve ark., 1986 ; Hobo ve ark., 1989). Mevcut kemik kalitesinin belirlenmesi için Lekholm ve Zarb'ın yaptığı sınıflama ve Misch'in yaptığı sınıflama en sık kullanılan sınıflamalardır.

Lekholm ve Zarb'ın tanımlamalarına göre dört tip kemik vardır (Zarb ve Albrektsson, 1985).

Tip 1: Homojen kortikal kemik

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan kalın kortikal kemik

Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik

Tip 4: Yoğunluğu az trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik

Misch; kemiği kompakt veya trabeküler özelliklerine göre sınıflandırmıştır ve bu sınıflandırmaya göre ; (Misch ve Kutay, 2009)

D1: Yoğun kortikal kemik

D2: İç kısmında yoğun trabeküler kemik bulunan kalın kortikal kemik

D3: İç kısmında ince trabeküler kemik bulunan ince poröz kortikal kemik

D4: İnce trabeküler kemik

D5: Non-mineralize kemik olmak üzere 5 tip kemik bulunmaktadır.

2.8. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLER

2.8.1 İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

İmplant destekli protezlerin pek çok avantajı vardır. Bu avantajlardan bazıları;

- Kemik hacminin korunması
- Yüz estetiğinin korunması
- Oklüzal dikey boyutun düzenlenmesi ve korunması
- Estetik iyileşme
- Fonasyonun düzeltilmesi
- Oklüzyonun düzeltilmesi
- Oral propriosepsiyonun yeniden sağlanması
- Protez başarısının artması
- Çiğneme performansının iyileştirilmesi ve çiğneme kasları ile yüz ifadesinin korunması
- Protezin hacminin azalması
- Hareketli protez yerine sabit protez olanağı
- Hareketli protezlerde retansiyon ve stabilitenin arttırılması

- Daha uzun ömürlü protezlerin yapılabilmesi
- Komşu dişlerdeki değişiklik ihtiyacının ortadan kaldırılması
- Psikolojik sağlığın iyileştirilmesidir (Misch ve Kutay, 2009).

2.8.2 İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

Misch'in (2009) yılında implant destekli protezler hakkında yaptığı sınıflandırma şu şekildedir:

- ✓ SP-1 (Sabit Protez): Yalnızca kronu restore eder, doğal diş gibi görünür.
- ✓ SP-2 (Sabit Protez): Kronun ve kökün bir kısmını restore eder. Kronun konturları oklüzal yarıda normaldir; ancak servikal yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.
- ✓ SP-3 (Sabit Protez): Eksik kronu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder. Protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılır; ancak metal-porselen de kullanılabilir.
- ✓ HP-4 (Hareketli Protez): Sadece implant destekli implant üstü protezlerdir.
- ✓ HP-5 (Hareketli Protez): İmplant ve yumuşak doku destekli protezlerdir.

SP (Sabit Protezler)-3

SP-3 restorasyonlarda sadece doğal dişlerin restorasyonu yeterli olmaz, aynı zamanda bir miktar yumuşak dokuda restore edilir. SP-2 ve SP-3 protezlerde mevcut kemik miktarı doğal rezorpsiyon veya implant cerrahisi sırasındaki kemik düzeltme işlemleri sebebiyle azalmıştır. Estetik, fonksiyon, dudakların desteklenmesi ve fonasyon için dişin insizal kenarlarını doğru yere yerleştirebilmek için restore edilecek dişin boyu normal diş boyutundan uzun olması gerekmektedir (Misch ve Kutay, 2009).

SP-3 protezlerde temel iki yaklaşım mevcuttur. Bu yaklaşımlardan birinde metal alt yapı, suni dişler ve akrilikten yapılmış kaide bulunur. Diğer metal-seramik restorasyonlardır. Restorasyon tipini etkileyen birincil faktör arklar arası mesafedir. Kemik ve oklüzal düzlem arasındaki mesafenin 15 mm'den daha az olduğu durumlarda metal-seramik bir restorasyon önerilir. Mesafenin 15 mm'den daha fazla olduğu durumlarda ise hibrit bir restorasyon hazırlanır (Misch ve Kutay, 2009).

2.9.İMLANT YERLEŞİM AKSI

İdeal bir sonuç elde etmek ve dental implantların uzun dönemde ağızda kalmasını sağlamak için, genelde implant aksının, doğal dişin aksını taklit edip, aynı zamanda oklüzal düzleme dik olması tavsiye edilir. Uzun dönemli başarılı bir implant prognozu için, diş hekimlerinin implantları oklüzal düzleme dik ve birbirlerine paralel şekilde yerleştirmeleri önerilir (Krennmair ve ark., 2005). Açılı implantların çevresinde, kemiğin mikro kırıklarına ve bunun sonucunda implant kaybına neden olan aşırı yükler oluşmaktadır (Bozkaya ve ark., 2004).

Maksiller ve mandibular bölgede başarılı bir implant yerleşimi ile fonksiyonel ve estetik olarak tatmin edici sonuçlar elde edebilmek için, uygun açılanma ve pozisyonlandırma gerekmektedir (Payer ve ark., 2008). İmplant yerleşiminin yönü, oklüzal yüklerin iletimi ile yakından ilgilidir. İmplantları çene kemiğine yerleştirirken yapısal stabilite ve üst yapının hassas olarak oturtulabilmesi için mümkün olduğunca

paralel yerleştirme gerekmektedir. İmplantın yerleşim açısı veya eğimi biyomekanik açıdan çok önemlidir (Satoh ve ark., 2005).

Dental implantlar yerleştirilmeden önce kemik alanını tomografi ile değerlendirmek, panoramik ve periapikal filmlerden elde edilemeyecek bilgiler sağlar (Petrikowski ve ark., 1989). Optimal biyomekanik; uygun kemik içine, protetik üst yapı ile beraber, uygun bir implant aksı ayarlamakla olabilir. İmplantın aksı ile oklüzal düzlem arasındaki açısal ilişkiler, oral fonksiyonlar sırasında kantilever yüklere sebep olurlar (Verstreken ve ark., 1996).

İmplantın uzun dönemli başarısı için doğru bir pozisyon ve açıda uygulanması gerekmektedir. Çiğneme sırasında gelen oklüzal yük, protetik yapı ile implant kemik bileşimine iletilmekte ve aşırı yükler enfeksiyonla beraber osseointegrasyon bağlantısının kaybına neden olabilmektedir (Watanabe ve ark., 2003).

2.10.İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE KULLANILAN ALT YAPI MATERYALLERİ

İmplant destekli sabit protezlerde geçmişten günümüze pek çok materyal alt yapı yapımında kullanılmıştır. En sık kullanılan materyal ise metal alaşımları olup; iki veya daha fazla metal karışımından oluşan metal alaşımları, altın ve platin gibi kıymetli metallere oranla daha sık tercih edilmektedir (Wataha ve Messer, 2004).

2.10.1. Soy Metal Alaşımları

Altın Alaşımı: Altın alaşımları, porselen veneer materyali ile bağlanabilen biyouyumlu, mükemmel marjinal uyum gösteren bir materyaldir. Ancak birçok avantajına rağmen maliyetleri yüksek olduğu için tercih edilmemektedirler. Genellikle diş hekimliğinde Tip 3 ve Tip 4 altın alaşımları kullanılır ve ISO standartlarına göre kategorize edilmektedir. Yüksek dayanıklılığa sahip olan Tip 3 alaşımlar; inley, onley, gövde ve

kronlarda kullanılmaktadır. Bar kroşe ve iskeletlerde daha sert olan Tip 4 alaşımlar tercih edilmektedir (Anusavice ve ark., 2012).

Paladyum-Gümüş Alaşımları: Mekanik özellikleri tip 3 altın alaşımlarına benzemesine rağmen maliyetinin daha düşük olmasıyla tercih edilen materyallerdir. Bu alaşım yaklaşık %50-60 arasında paladyum içerir; kararma ve korozyona tatmin edici direnç sağlar (O'Brien, 2008). Alaşımın içindeki gümüş miktarının artması materyalin dökülebilirliğini artırır, sertliği ve kararma direncini azaltır (Drago ve Howell, 2012).

2.10.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları

Krom-Kobalt Alaşımları: Krom-kobalt alaşımları mekanik kuvvetlere ve ısıya karşı dayanıklı alaşımlardır. Aşınma ve korozyona dirençlidirler. Kolay lekelenme göstermeyen, biyouyumlu, yüksek elastisite modülüne sahiptirler. Yüksek elastik modülüne sahip olmaları daha ince hazırlanabilmelerini sağlamaktadır (Wataha ve Messer, 2004). Cr-Co alaşımları % 65 Co, % 26 Cr, % 9 Ni içermektedir. Bu elementlerin haricinde molibden, silikon, berilyum, boron, karbon gibi elementler de eser miktarda bulunur (Al Jabbari, 2014).

Karbon ilavesi esneklik, sertlik ve dayanıklılığı etkilerken; ilavenin fazla yapılması durumunda esneklik azalarak kırılganlık ve çatlak oluşum riski artmaktadır (McCabe ve Walls, 2013). Alaşıma tungsten eklenmesi de korozyon direncini artırır. (Viennot ve ark., 2005).

Titanyum: 1950'li yıllarda titanyum ilk olarak havacılık endüstrisinde “muhteşem metal” olarak kullanılmaya başlanmıştır. Sonraki dönemlerde medikal ve dental alanda kullanım alanı bulmuştur. Titanyum ve alaşımları, mükemmel korozyon dirençleri, biyolojik uyumları, yüksek direnç ve düşük elastiklik değerleri gibi özellikleri sayesinde diş hekimliğinde, hareketli ve sabit protezlerin yapımında yaygın olarak kullanılmaktadır (Uzun ve Bayındır, 2010).

Ti ve Ti alaşımları, mükemmel korozyon direnci, düşük özgül ağırlıkları ve mükemmel biyouyumlulukları ile diş hekimliğinde kullanım için çok uygun materyallerdir. Aynı zamanda Ti ve Ti alaşımları ucuzdur ve altın alaşımlarına benzer mekanik özelliklere göstermektedir (Drago ve Howell, 2012).

Zirkonya: Zirkonya, baddeleyit olarak da adlandırılan doğal bir mineraldir. Bu mineral %80-90 oranında zirkonyum oksit içermektedir. Çoğunlukla TiO_2 , SiO_2 ve Fe_2O_3 de içerir. Zirkonya 3 farklı kristal yapıda bulunmaktadır; oda sıcaklığında monoklinik, yaklaşık 1200 °C'de tetragonal ve 2370 °C de kübik şeklindedir. Zirkonyum oksit fırınlama işlemi sırasında bir kristalin durumdan bir diğerine dönüşmektedir.

Fırınlama sıcaklığında zirkonya tetragonaldir ve oda sıcaklığında bir birim monoklinik hücresi tetragonale göre yaklaşık % 4,4 oranında daha fazla hacim kaplamak suretiyle monoklinik yapıdadır. (Ersoy, 2015). Zirkonyum; 0-1170 °C arasında monoklinik faz, 1170-2370 °C arasında tetragonal faz, 2370 °C ve üzerinde kübik fazda bulunur (Guazzato ve ark., 2005).

Metal alt yapıların yerine kullanılan zirkonyum daha estetik ve diş rengine daha uygun, diş etleri ile daha uyumlu olarak implant destekli protezlerde alt yapı olarak kullanılmaktadır (Durkan ve ark., 2019).

PEEK: Yüksek performans bir polimer olan PEEK, 1970'li yılların sonlarından beri pek çok endüstride metal alaşımları yerine alternatif olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde endokron, sabit protezlerin alt yapıları, implant materyali ve parçaları, hareketli protez iskeleti gibi pek çok kullanım yeri mevcuttur (Zoidis, 2018). Kemiğin elastik modülüne diğer materyallere göre daha yakın elastik modülüne (3-5 GPa) sahip biyouyumlu, in vivo bozulmalara karşı dirençli bir materyal olan PEEK'i, ticari olarak uzun vadeli implantlar için bir biyomateryal olarak kullanılması teklif edildi. O zamandan beri PEEK, ortopedi ve travmatoloji alanındaki metal implant alaşımlarına alternatif olarak kullanılmaktadır (Schwitalla ve Muller, 2013).

Ayrıca, PEEK alt yapıların beyaz rengi, geleneksel metal alt yapı görünümünden farklı bir estetik yaklaşım sağlar. Bu polimer malzemenin diğer avantajları, alerjik reaksiyonların ve metalik tadı ortadan kaldırır, düşük plak akümülyasyonuna sahiptir. (Skirbutis ve ark., 2017). PEEK materyali dayanıklılığı, korozyona direnci ve kemiğe yakın elastisite modülü ile öne çıkmaktadır. Bu avantajların başlıcaları materyalin dayanıklılık/ağırlık oranı ve şok absorpsiyon potansiyelidir (Kurtz, 2012).

2.11 STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ

2.11.1 Stres Analizlerinin Amacı

Stres analizlerinin amacı, bir cisme uygulanan çeşitli kuvvetler altında cisimde meydana gelen gerilmeleri tespit etmek ve değerlendirmektir. Gerilme analizi çalışmalarında ağız içi ve çevre dokularına fizik ve mühendislik prensiplerinin uygulanması sonucu elde edilen veriler değerlendirilir. Bu nedenle bu çalışmalarda geçen terimler bilinmelidir. (Gül, 2009).

2.11.2 Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Avantajları (Adıgüzel, 2010; Prado ve ark., 2014; Ramoğlu ve Ozan, 2015)

- Sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin çeşitliliği ve değiştirilebilirliği sayesinde geometrisi kompleks olan katı cisimler dahi güvenli olarak analiz edilir
- Delikli veya köklere sahip cisimler gibi bağlantı noktası fazla olan cisimler rahatlıkla analiz edilebilir.
- Farklı materyallerden yapılan veya geometrik özellikleri farklı olan cisimlerin incelenmesine imkan sağlar.
- Bütün yapılar küçük ve basit alanlara ayrılarak bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler çözümlenir. Böylelikle sorun basite indirilerek, anlaşılmasına imkan sağlanır.
- Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
- Analitik ve deneysel yöntemlerden daha hassas sonuçlar vermektedir.

2.11.3 Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dezavantajları (Ramoğlu ve Ozan, 2015)

- Analizlerin yapılabilmesi için kullanılan software programı ve bu programı çalıştıran bilgisayarlar pahalıdır.
- Analizlerin yapıldığı software programlarının güncellenmesi gerekmektedir.
- Yapılan araştırmaların güvenilirliği malzeme özelliklerinin sisteme doğru olarak yüklenmesine bağlıdır.

2.11.4 Stres Analizlerinde Kullanılan Teknik Terimler

KÜTLE: Bir cismin hareketinin değişime karşı gösterdiği dirençtir. Kütle ve ağırlık farklı niceliklerdir. Cismin ağırlığı ona etki eden yerçekimi kuvvetidir ve konuma göre değişir. Kütle yerçekiminden bağımsızdır.

KUVVET: Bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak açıklanabilir. Newton kuvveti, şu şekilde tanımlar:

Kuvvet (F)= Kütle (m) x İvme (a). Birimi, genellikle kilogram force (kgf) veya Newton cinsinden ifade edilir ($1 \text{ kgf} = 9,8 \text{ N}$). Kuvvetler ağırlık veya kaslar gibi kaynaklarla üretilir. Newton'a göre her hareket için eşit ve ters karşı hareket vardır. Bu durumda statik denge konumundadır. Çiğneme sisteminin kuvvetlerini taklit eden modellerin çoğunda alt çenenin yüklendiği zaman statik denge konumunda olduğu farz edilir.

Bir cisme birkaç kuvvet beraber etki ettiği zaman, bu kuvvetler vektörel toplamaları olan net kuvvete indirgenebilirler. Genellikle dağılan yükleri noktasal yükler olarak kabul etmek gereklidir. Dişlerde de aynı şekilde yükleme yapılır, genellikle noktasal oklüzal yükler azıların santral fossalarına uygulanır (Craig ve ark., 2002).

GERİLME: Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, kitle içinde eşit miktarda, ancak zıt yönde bir tepki olan gerilme oluşur. Hem kuvvet, hem de içeriden gelen gerilme cismin tüm yüzeyinde dağılır (Sancaklı, 2006). Gerilme, bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan gerdirici kuvvet olarak da tanımlanabilir. Gerilme = Kuvvet / Alan olarak da ifade edilir. Gerilmenin birimi Paskal'dır. ($\text{Pa} = \text{N/m}^2$). Çoğunlukla, birim olarak Megapaskal kullanılır ($1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa}$).

Genelde hiçbir kuvvet, cismin hiçbir kesitinde uniform olarak dağılmaz, ancak mühendislik uygulamalarında cisme uygulanan gerilmenin cismin kesiti boyunca uniform olarak dağıldığı kabul edilir (Chun ve ark., 2005).

Asal gerilme (Principal Stress): Yalnızca yüzeye dik olan normal gerilimlerden oluşup, makaslama gerilimlerinin bütün düzlemlerde sıfır olduğu gerilme çeşididir. Asal gerilmelerin maksimum, ara ve minimum olmak üzere üç çeşidi vardır.

Maksimum asal gerilme (Maximum principle): σ_1 sembolü ile ifade edilir. Pozitif bir değer olup en yüksek çekme gerilimlerini tanımlar.

Minimum asal gerilme (Minimum principle): σ_3 sembolü ile ifade edilir. Negatif bir değer olup en yüksek basma gerilimlerini tanımlar.

Analizlerde ortaya çıkan pozitif değerli asal gerilmeler çekme gerilimlerini gösterirken; negatif değerli asal gerilmeler ise basma gerilimlerini göstermektedir. Bir düğüm noktasındaki etkin olan gerilim tipi, mutlak değerce en büyük olan gerilimdir (Gümüş, 2007).

von Mises gerilmesi: Çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başka bir tabirle deformasyonun başlangıcıdır. Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında gerilme dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bilgi verir (Ramoğlu ve Ozan, 2015). Von Mises gerilmesi, 3 asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır ve formülü şu şekildedir (Ichikawa ve ark., 1997).

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

Gerinim (Strain): Gerinim (strain) bir yapıya stres etki ettiğinde bu yapıda oluşturduğu uzunluk değişimidir. Gerinim, deformasyon boyutunun orjinal uzunluğa olan oranıdır. Gerinim için bir ölçü birimi yoktur.

Elastisite modülü (Young modulus): Şekil değiştirmeye karşı materyalin gösterdiği dirençtir. Stresin straine oranıdır. Sert materyallerin elastik modülü daha yüksektir. Elastisite modülü yüksek olan materyallere kuvvet uygulandığında daha az deforme olurlar (Zaimoğlu, 1993).

Poisson oranı: Bir cisme kuvvet uygulandığında cisimde meydana gelen enine şekil değişikliğinin, boyuna şekil değişikliğine oranıdır. Bu oran cisme ait ayırt edici bir özelliktir ve tüm materyaller için Poisson oranı 0 ile 0,5 arasında farklılık göstermektedir (Adıgüzel, 2010).

Lineer Elastik Cisim: Kuvvet uygulanmasıyla cisimde meydana gelen stresle doğru orantılı olarak cisimde şekil değişikliği meydana geliyorsa böyle cisimlere lineer elastik cisim denir (Natali, 2003).

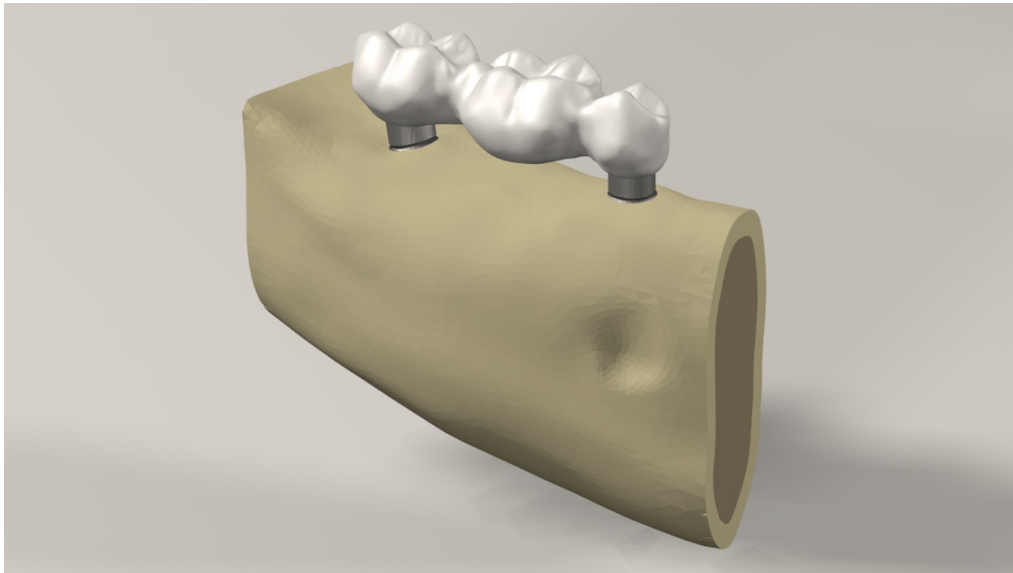
İzotrop cisim ve Homojen cisim: Farklı yönlerden gelen kuvvetler karşısında aynı elastik özellikleri gösteren cisimlere izotrop cisim denir. Homojen cisim ise her noktada aynı elastik özellikler gösterdiği kabul edilen cisimdir (Natali, 2003).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'nde (Ankara, Türkiye) gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; mandibular 45 ve 47 numaralı dişler bölgesine farklı inklünasyonlarda (meziale 17°, distale 17°, linguale 17°, bukkale 17°) yerleştirilen implantlar üzerine farklı alt yapı materyalleri (krom-kobalt, zirkonya, PEEK) kullanılarak tasarlanan implant üstü sabit protezin oblik yükler altında; implant, implant çevresindeki kortikal kemik ve trabeküler kemik, ve restorasyonların alt yapısında oluşan en yüksek çekme, basma ve von Mises stresleri miktarlarının ve dağılımlarının incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı.

Bu amaçla, stres analiz yöntemlerinden, bilgisayar ortamında çalışan ve en detaylı sayısal değerleri veren üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi kullanıldı.



Şekil 3.1. Protezin modellenmesi

3.1. Çalışma Modelinin Oluşturulması

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smartoptics Sensortechnik GmbH, Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (Robert McNew Associate Seattle, USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, USA) ve Algor Fempro (ALGOR Inc; Pittsburgh, USA) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 3.2. Activity880 optik tarayıcı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., Pittsburgh, USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır.

Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, dış yapısının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

3.1.1 Mandibulanın Modellenmesi

Alt çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için bir hastanın alt çene kemiğinden yararlanıldı. Alt çene kemiği seçilirken kemik dikey boyutu 10 mm, bukkolingual yöndeki genişliği 5 mm'den fazla olan A Divizyonu tipinde kemik seçimi yapıldı.

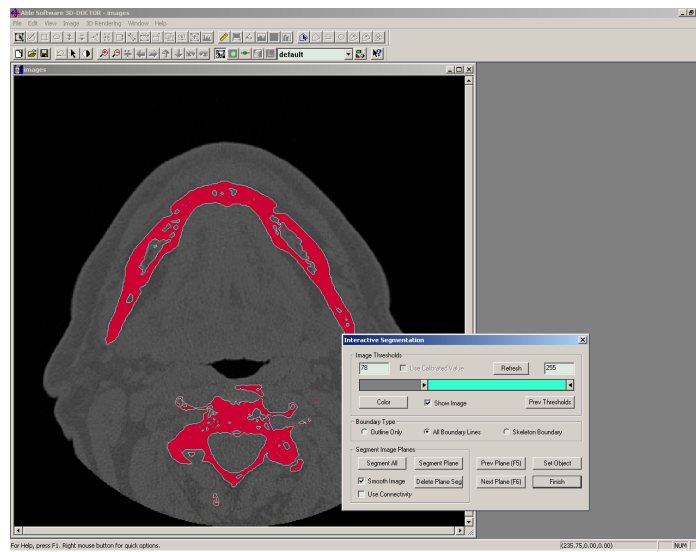
Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (Robert McNew Associate , Seattle, USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle bir hastanın tomografisi çekildi. Tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT cihazı kullanıldı. Çekimde 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanıldı.



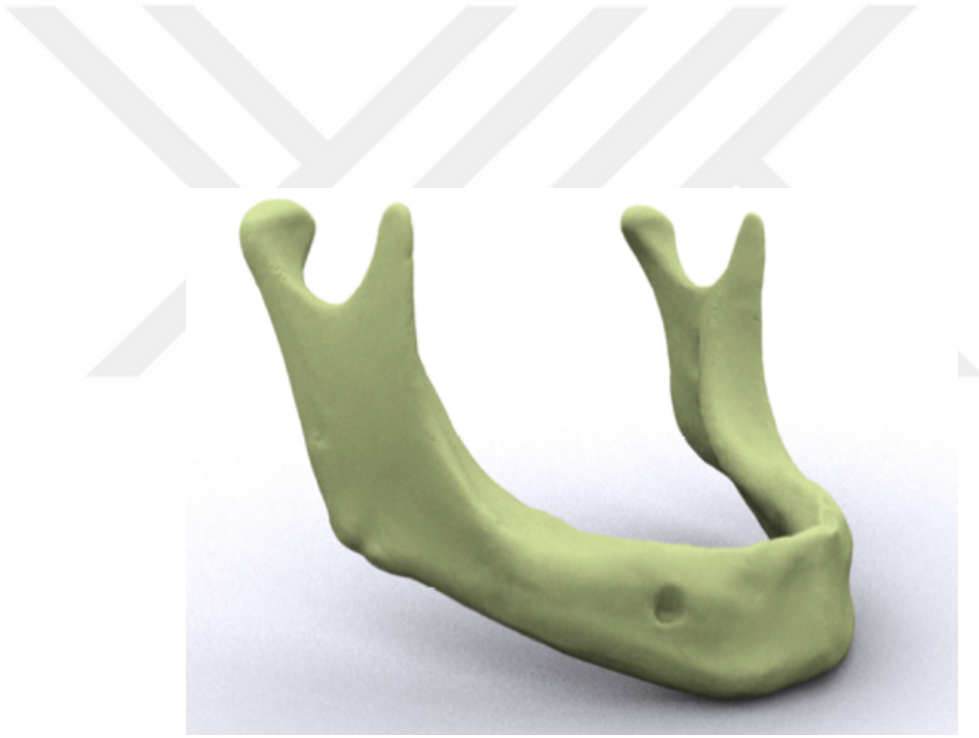
Şekil 3.3. Mandibula'nın Konik Hüzme Işınlı Tomografide taranmasıyla elde edilmiş kesit örneği

3D-Doctor yazılımı (Able Software Corp, Lexington, USA) (Şekil 3.4.) manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografide olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



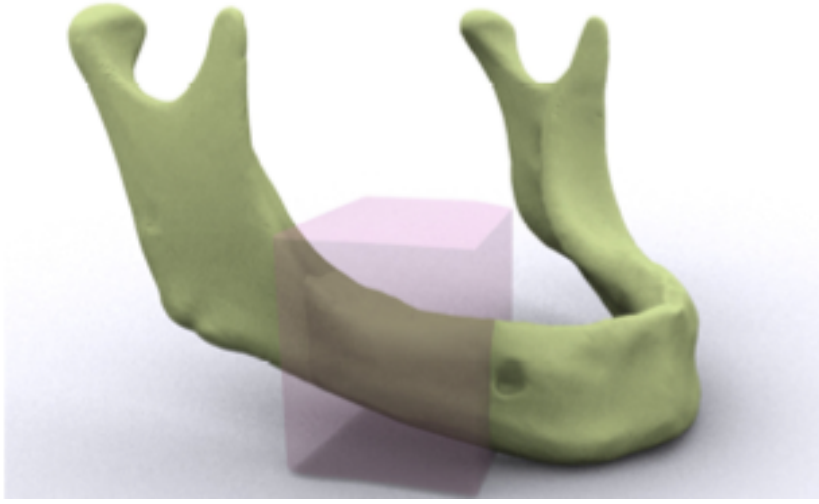
Şekil 3.4. 3D-Doctor yazılımı

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında export edildi.

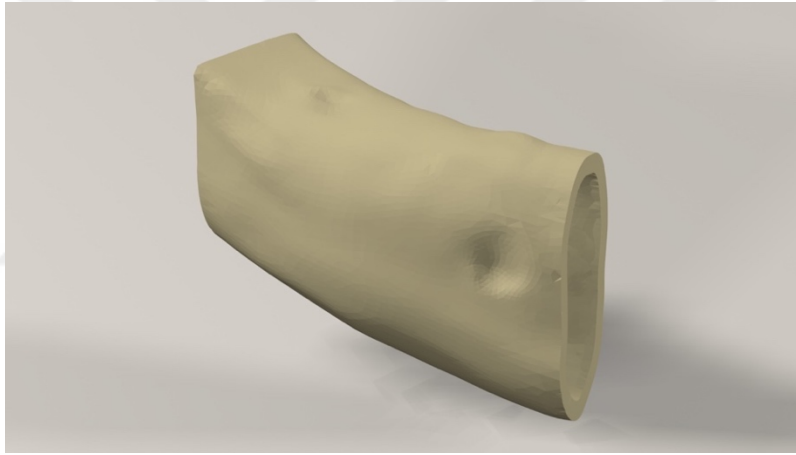


Şekil 3.5. Mandibulanın modellenmesi

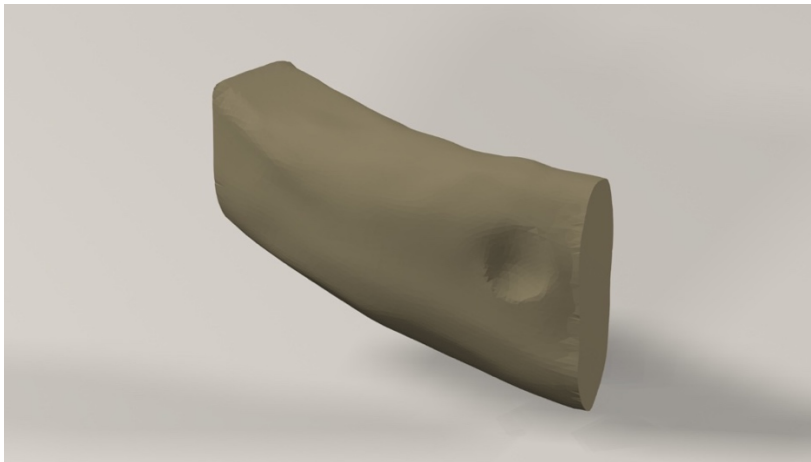
Bu aşamada bilgisayar oluşturulan modelin (Şekil 3.5.) sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanımaktadır. Trabeküler kemiğin oluşturulması için alt çene modelinde oluşturmak istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (2mm) pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlendi. Bu işlemlerin yapılması için, Stl veriler Rhinoceros 4.0 da modellendi, Fempro yazılımına aktarıldı.



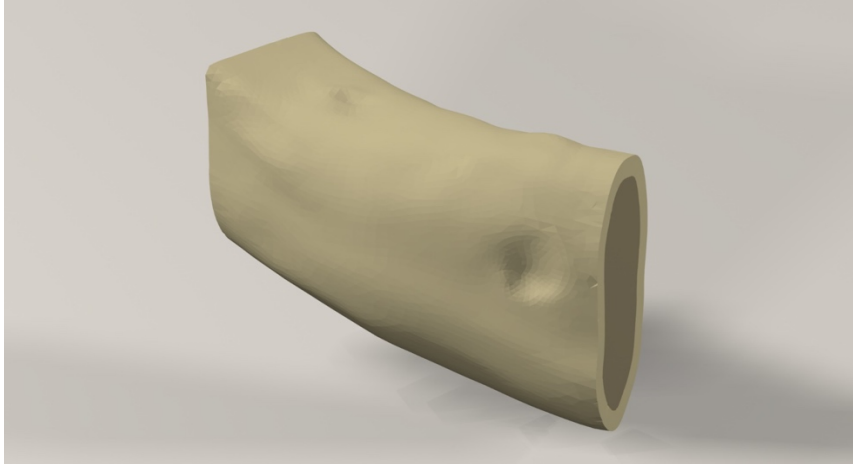
Şekil 3.6. Boolean işlemi ile mandibulada çalışılacak bölgenin ayrılması



Şekil 3.7. Kortikal kemik modeli



Şekil 3.8. Trabeküler kemik modeli



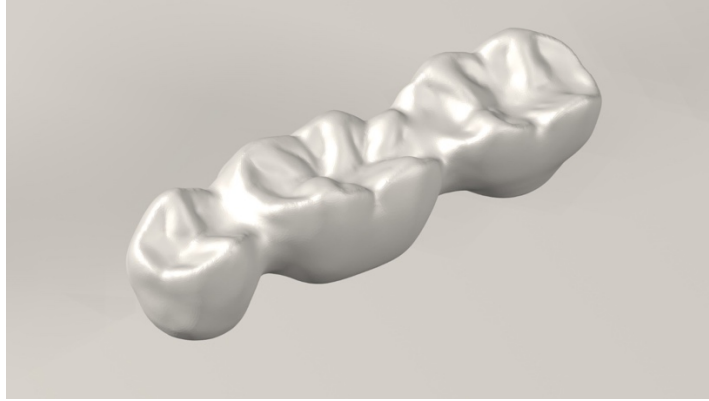
Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan mandibular kesitte kortikal ve trabeküler kemik

3.1.2. İmplantların Modellenmesi

Kullanılacak implantların yerleştirilmesi için öncelikle alt çene modeli üzerinde bu implantların bulunması gereken bölgenin saptanması gereklidir.

Anatomik oluşumların rehber alındığı alt çenede mental sinirin çıkış noktası olan foramen mentale referans noktası seçildi. İmplant lokalizasyonları foramen mentalenin lokalizasyonuna göre belirlendi. Analiz modellerinde boşlukların kapatılması gerektiği için mentalenin lokalizasyonu tomografik görüntüler sayesinde saptandı. DICOM formatındaki tomografik kayıtlar üzerinde foramen mentale'nin konumu bilgisayar ortamında işaretlendi. İşaretlenen bölgenin koordinatları 3 boyutlu koordinat sistemi yardımıyla geometrik olarak saptandıktan sonra, bu koordinatlar hazırlanan çene modeline aktarılarak foramen mentale'nin konumu 3 boyutlu olarak lokalize edildi.

Tedarik edilen alçı modellerin smartOptics tarayıcısı ile macro modda taraması yapıldı. Daha sonra elde edilen üç boyutlu veriler, Wheeler atlasına göre revize edildi ve Rhinoceros yazılımında standardize edildi. Diş modelleri istenen ölçülerde Rhinoceros yazılımında köprü haline getirildi (Şekil 3.10).

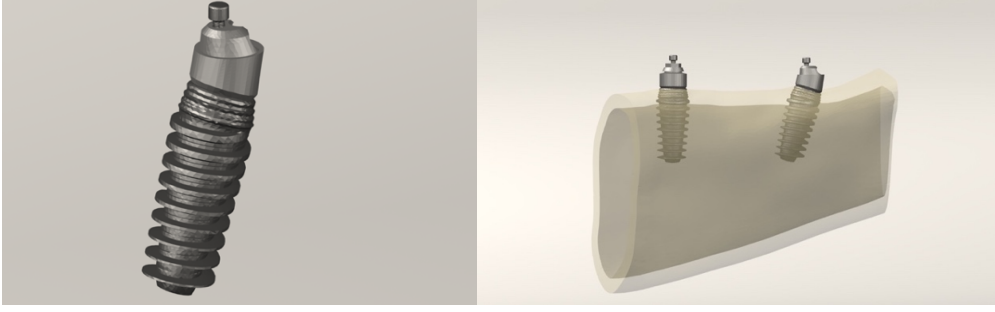


Şekil 3.10. Çalışmada kullanılan köprü restorasyonu modeli

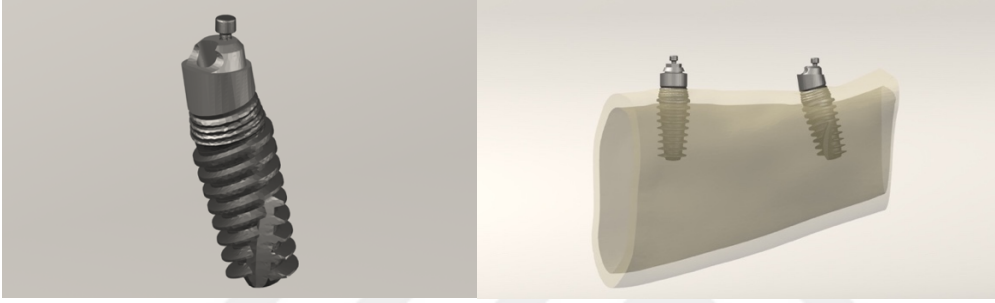
İmplant ve dayanak modelleri firmadan tedarik edildi ve smartOptics tarayıcısında tarandı. İmplantlar NobelActive (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) firmasından seçildi. Anterior ve posterior implantın boyu 10 mm, çapı ise 4,3 mm olarak belirlendi. 45 – 47 nolu diş bölgesine köprü çalışmasında 4 farklı posterior implant açılı/yönü (meziale 17° ,distale 17° , bukkale 17° ve palatinale/linguale 17°) olarak belirlendi (Şekil 3.12.; Şekil 3.13.; Şekil 3.14.; Şekil 3.15). Anterior implant ise her modelde paralel olarak yerleştirildi (Şekil 3.11). İmplantlar arası mesafe 16 mm olacak şekilde konumlandırıldı.



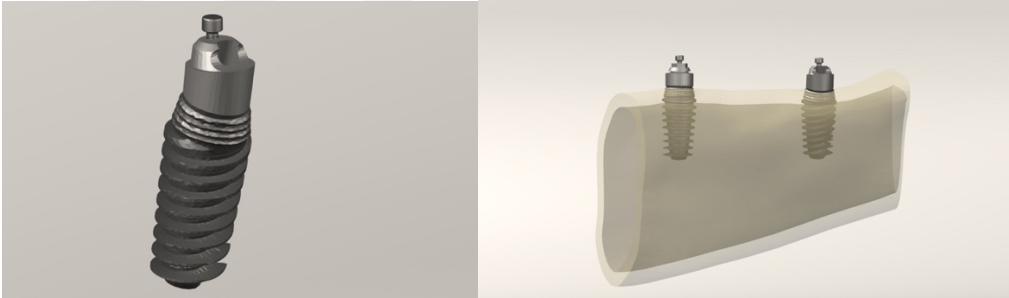
Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan 5 numaralı diş bölgesine yerleştirilmesi planlanan implant modeli



Şekil 3.12. Çalışmada kullanılan meziale 17 derece eğimlendirilmiş posterior implant



Şekil 3.13. Çalışmada kullanılan distale 17 derece eğimlendirilmiş posterior implant



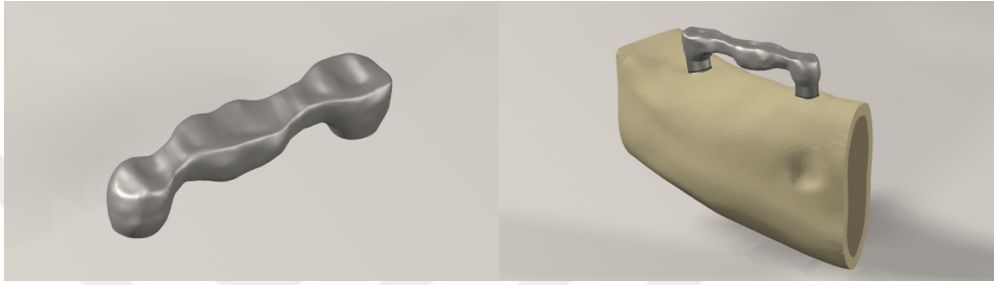
Şekil 3.14. Çalışmada kullanılan bukkale 17 derece eğimlendirilmiş posterior implant



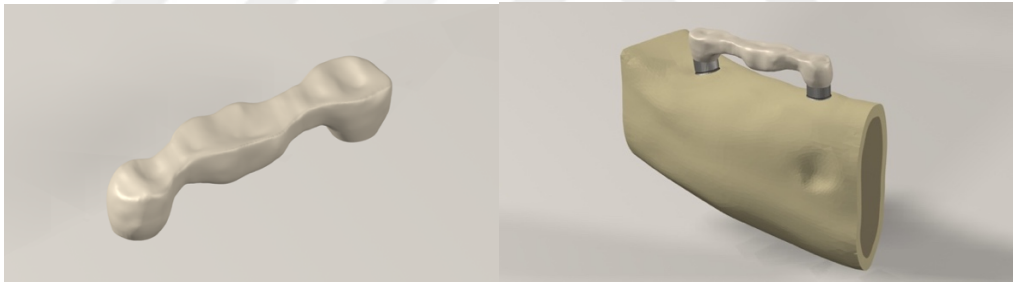
Şekil 3.15. Çalışmada kullanılan linguale 17 derece eğimlendirilmiş posterior implant

3.1.3. İmplant üstü modellenmesi

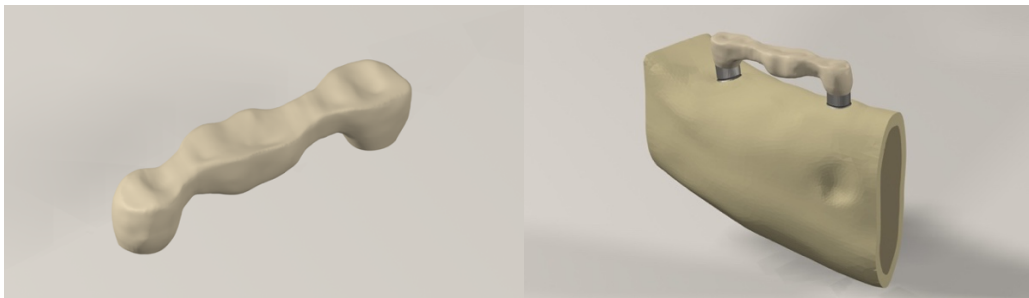
İmplant üstü protezlerin modellenmesi sırasında alt yapı olarak krom-kobalt alaşımı, zirkonya, Peek materyali kullanılmıştır. Konnektör kalınlığı 2,5 mm olacak şekilde 3 farklı alt yapı tasarlandı (Şekil 3.16.; Şekil 3.17.; Şekil 3.18).



Şekil 3.16. Krom-kobalt alt yapı

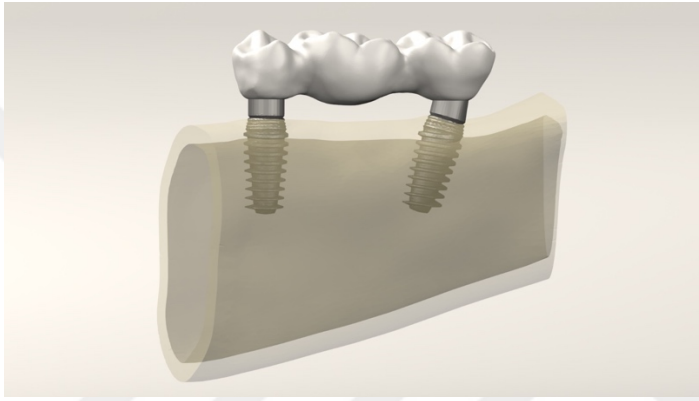


Şekil 3.17. Zirkonya alt yapı

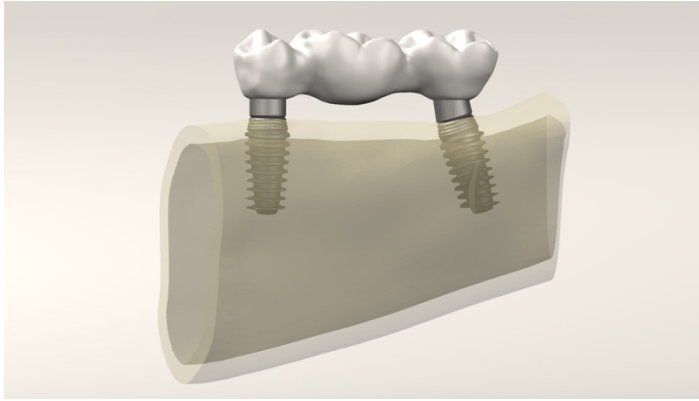


Şekil 3.18. PEEK alt yapı

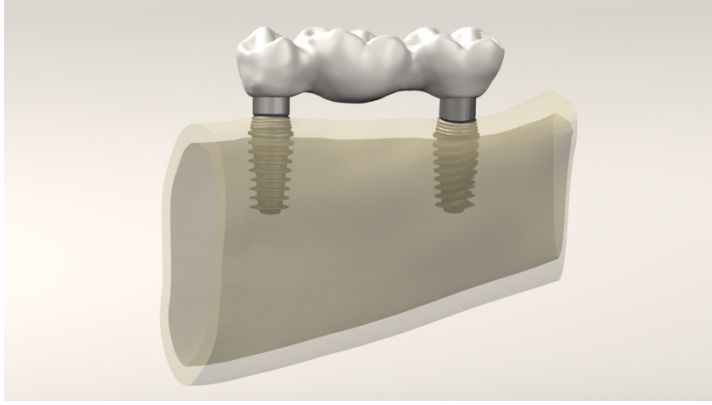
Mandibula posterior bölgesindeki köprü çalışmasında 4 farklı posterior implant açısı/yönü ile (meziale 17° , distale 17° , bukkale 17° ve palatinale/linguale 17°) 3 farklı alt yapı/üst yapı malzemesi ile birlikte (zirkonya alt yapı feldspatik porselen, krom kobalt alt yapı feldspatik porselen ve PEEK alt yapı akrilik rezin) kullanılmıştır. (Şekil 3.19.; Şekil 3.20.; Şekil 3.21.; Şekil 3.22). Toplamda $4 \times 3 = 12$ adet sonlu eleman analizi gerçekleştirilmiştir.



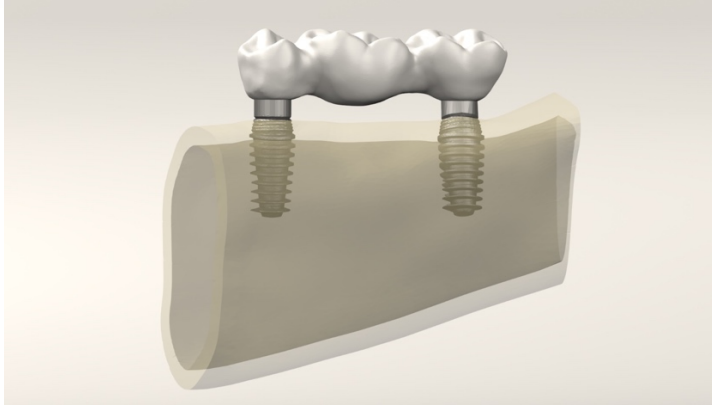
Şekil 3.19. Meziale 17 derece eğimli posterior implantla oluşturulan köprü modeli



Şekil 3.20. Distale 17 derece eğimli posterior implantla oluşturulan köprü modeli



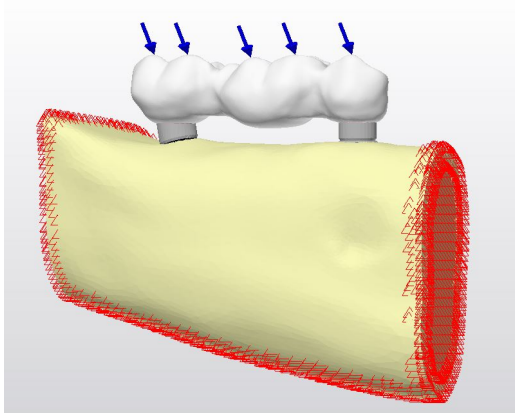
Şekil 3.21. Bukkale 17 derece eğimli posterior implantla oluşturulan köprü modeli



Şekil 3.22. Linguale 17 derece eğimli posterior implantla oluşturulan köprü modeli

3.2.Oluşturulan modellerin sonlu elemanlar analizi için hazır hale getirilmesi

VR Mesh (VirtualGrid ,Bellevue, United States) yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir (Şekil 3.23).



Şekil 3.23. Meshlenmiş ve yüklemeye hazır hale getirilmiş model (oblik yüklerle birlikte)

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır.

Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3.1).

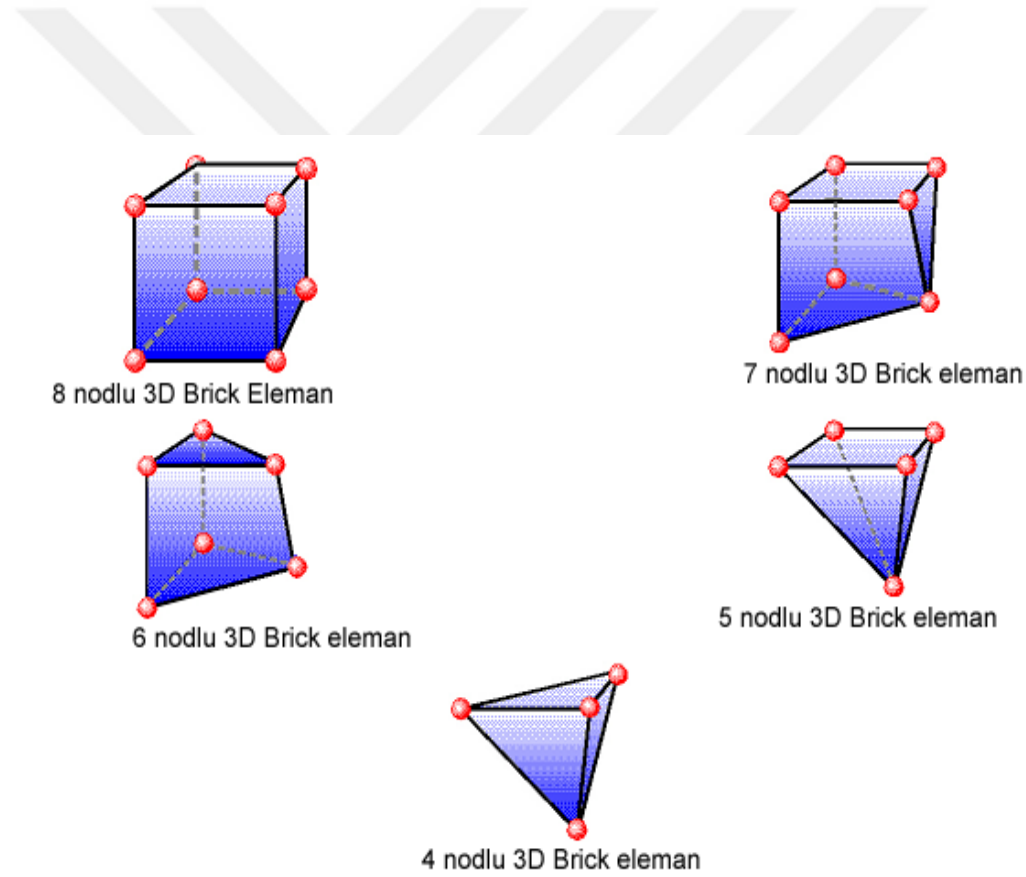
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları (Brizuela- Velasco ve ark., 2017; Marcian ve ark., 2014; Ozan & Kurtulmus-Yilmaz, 2018)

MALZEMELER		
	Young Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio
Kortikal kemik	13700	0.30
Spongioz kemik	1370	0.30
Titanyum (implant, abutment ve vidalar)	110000	0.35
Zirkonya alt yapı	205000	0.22
Krom kobalt alt yapı	218000	0.33
Peek alt yapı	4000	0.36
Akrilik rezin	3000	0.35
Feldspatik porselen	82800	0.35

3.2.1. Analizi yapılacak matematiksel modellerin oluşturulması

Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 3.24).



Şekil 3.24. Meshleme işleminde kullanılan eleman tipleri

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya straininin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir. (Tablo 3.2.)

Tablo 3.2. Gruplar ve düğüm sayıları

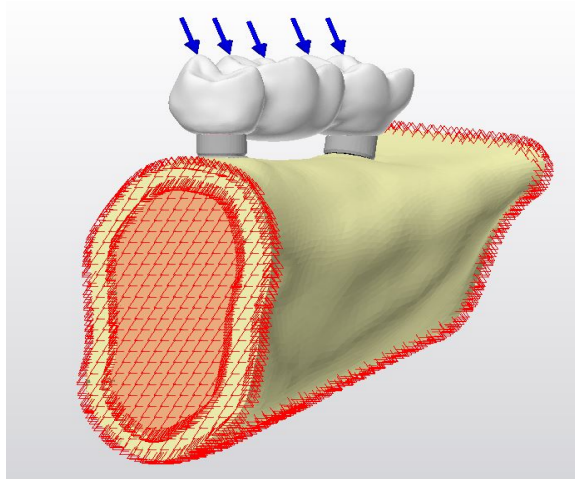
GRUPLAR ve ELEMEN NODE			
Grup 01	Anterior dik + posterior meziale 17 derece açılı	Zirkonya alt yapılı feldspatik porselen	Number of nodes = 253811 Number of elements = 1315933
Grup 02	Anterior dik + posterior meziale 17 derece açılı	Krom kobalt alt yapılı feldspatik porselen	
Grup 03	Anterior dik + posterior meziale 17 derece açılı	Peek alt yapılı akrilik rezin	
Grup 04	Anterior dik + posterior distale 17 derece açılı	Zirkonya alt yapılı feldspatik porselen	Number of nodes = 261069 Number of elements = 1316254
Grup 05	Anterior dik + posterior distale 17 derece açılı	Krom kobalt alt yapılı feldspatik porselen	
Grup 06	Anterior dik + posterior distale 17 derece açılı	Peek alt yapılı akrilik rezin	
Grup 07	Anterior dik + posterior bukkale 17 derece açılı	Zirkonya alt yapılı feldspatik porselen	Number of nodes = 260736 Number of elements = 1314066
Grup 08	Anterior dik + posterior bukkale 17 derece açılı	Krom kobalt alt yapılı feldspatik porselen	
Grup 09	Anterior dik + posterior bukkale 17 derece açılı	Peek alt yapılı akrilik rezin	
Grup 10	Anterior dik + posterior linguale 17 derece açılı	Zirkonya alt yapılı feldspatik porselen	Number of nodes = 261308 Number of elements = 1318182
Grup 11	Anterior dik + posterior linguale 17 derece açılı	Krom kobalt alt yapılı feldspatik porselen	
Grup 12	Anterior dik + posterior linguale 17 derece açılı	Peek alt yapılı akrilik rezin	

3.2.2. Modellerde kontakt yüzeylerin belirlenmesi

Oluşturulan matematiksel modellerin üzerinde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin programa tanımlanması gerekir. Kortikal kemik ile trabeküler kemiğin, dental implantlar ile çene kemiğinin, implantlar ile dayanakların ve dayanaklar ile implant üstü protezlerin kesintisiz olarak kontakta oldukları kabul edildi. Bütün yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik yapılar olarak kabul edildi. İmplantlar ise çene kemiğine %100 osseointegre kabul edildi.

3.2.3. Sonlu elemanlar analizi programında modellere uygulanan yükler ve sınır koşulları

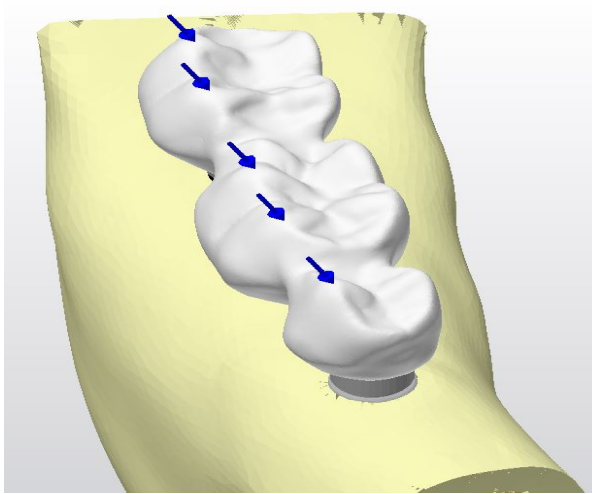
Uzayda duran modelin analizinin yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. Çalışmada kullanılan modellerin tümünde, mandibulanın ön, arka ve alt kısımlara sıfır serbestlik derecesi verildi (Şekil 3.25).



Şekil 3.25. Oblik yükler ve meshlenmiş modelde kırmızı renkte görülen periferik noktalara sıfır serbestlik derecesi verilmiştir

Her bir modelde premolar dişe 100 N, 1. molar ve 2. molar dişe $100 + 100 = 200$ N olacak şekilde bukkal tüberkül tepelerinden bukkolingual yönde dişin uzun aksına 30 derece açı yapacak şekilde toplamda 500 N oblik kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.26).

Modellerde oluşan en yüksek maksimum principal stresi ve minimum principal stresi değerleri alındı. Ayrıca implantlardan ve alt yapılardan da maksimum von Mises stresi değerleri alındı.

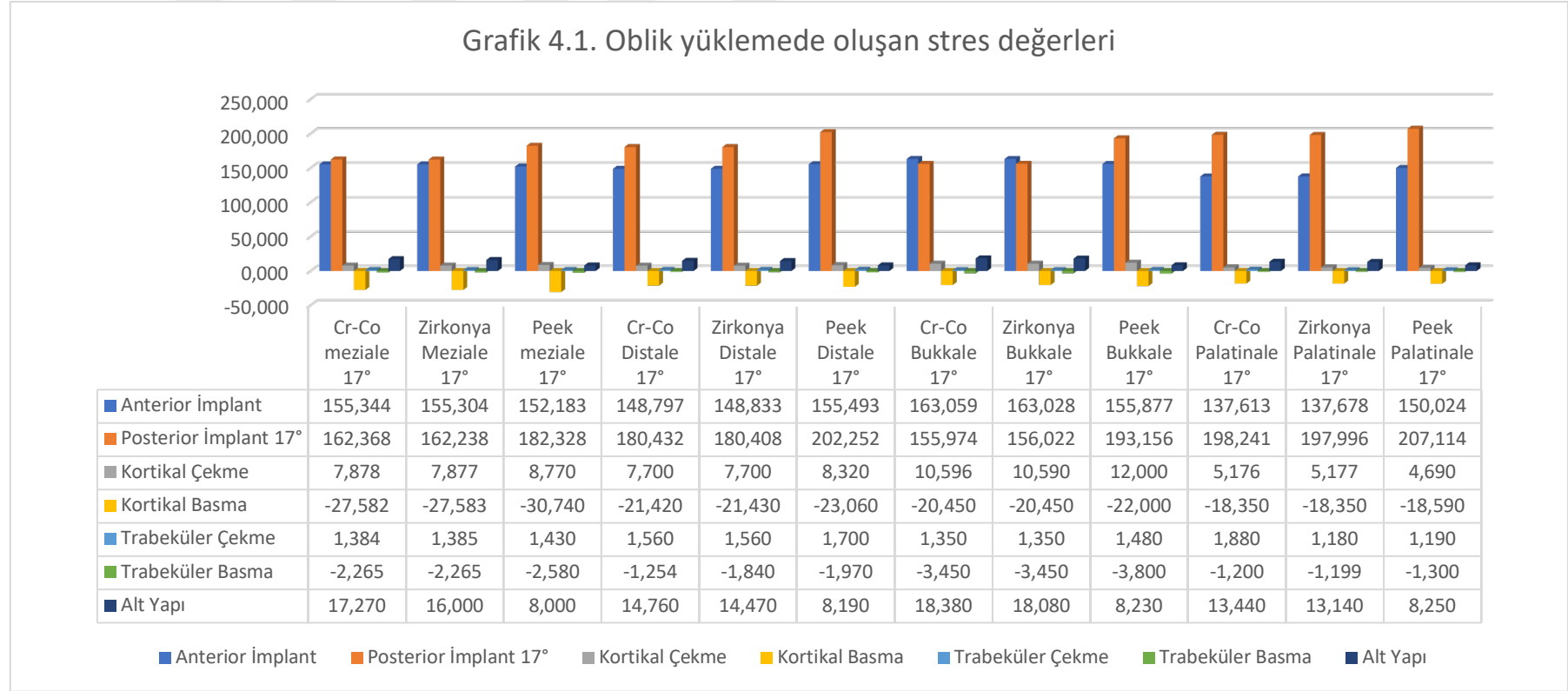


Şekil 3.26. Restorasyonların bukkal tüberkül tepelerinden 30° açıyla yüklenen oblik yükler (mezialden görünüm)

4. BULGULAR

4.1. Oblik Yüklemede Oluşan Stres Değerleri

Oblik yüklemede bütün yapılarda oluşan stres bulguları Tablo 4.1. ve Grafik 4.1.'de gösterildi. Oblik yüklemede bütün yapılarda oluşan stres bulguları değerlendirildiğinde, kortikal kemikte oluşan streslerin, trabeküler kemikte oluşan streslerden daha yüksek olduğu tespit edildi. En yüksek stres değerlerinin implantlarda olduğu görüldü. Alt yapılarda oluşan stres değerleri incelendiğinde PEEK alt yapı modellerinde daha düşük stres değerlerinin olduğu görüldü. Posterior implantlarda oluşan stres değerleri incelendiğinde PEEK modellerinde daha yüksek stres değerlerinin olduğu görüldü.

Grafik 4.1. Oblik yüklemde oluşan stres değerleri

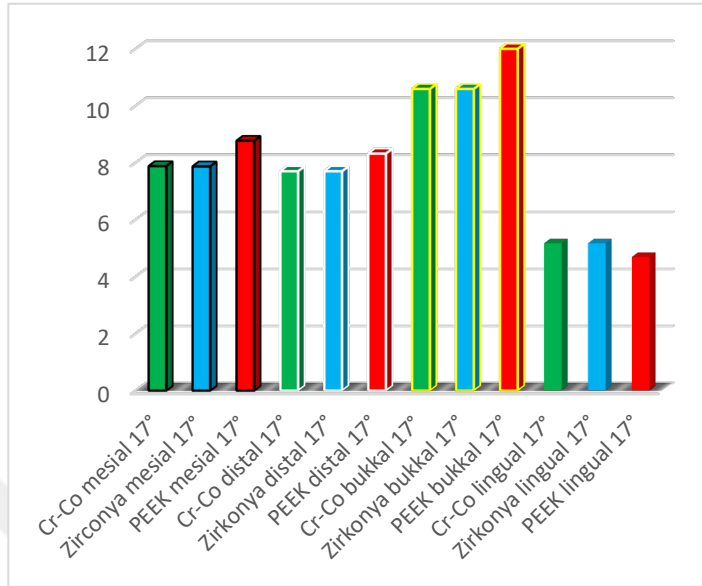
Tablo 4.1. Oblik yüklemde oluşan stres değerleri (MPa)

	Anterior İmplant	Posterior İmplant (17°)	Kortikal Çekme	Kortikal Basma	Trabeküler Çekme	Trabeküler Basma	Alt Yapı
Cr-Co meziale 17°	155,344	162,368	7,878	-27,582	1,384	-2,265	17,27
Zirkonya meziale 17°	155,304	162,238	7,877	-27,583	1,385	-2,265	16
PEEK meziale 17°	152,183	182,328	8,77	-30,74	1,43	-2,58	8
Cr-Co distale 17°	148,797	180,432	7,70	-21,42	1,56	-1,254	14,76
Zirkonya distale 17°	148,833	180,408	7,70	-21,43	1,56	-1,84	14,47
PEEK distale 17°	155,493	202,252	8,32	-23,06	1,7	-1,97	8,19
Cr-Co bukkale 17°	163,059	155,974	10,596	-20,45	1,35	-3,45	18,38
Zirkonya bukkale 17°	163,028	156,022	10,59	-20,45	1,35	-3,45	18,08
PEEK bukkale 17°	155,877	193,156	12	-22	1,48	-3,8	8,23
Cr-Co linguale 17°	137,613	198,241	5,176	-18,35	1,88	-1,20	13,44
Zirkonya linguale 17°	137,678	197,996	5,177	-18,35	1,18	-1,,199	13,14
PEEK linguale 17°	150,024	207,114	4,69	-18,59	1,19	-1,30	8,25

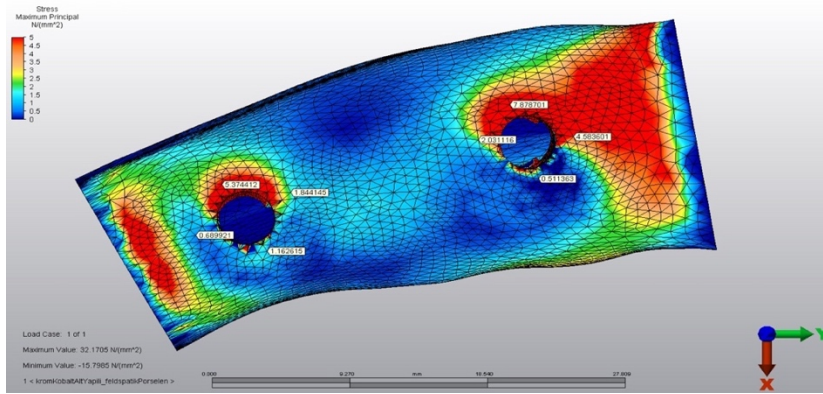
4.1.1 Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri

Oblik yüklemede, kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri bulguları Grafik 4.2. de gösterildi. Bu yüklemede; implant çevresindeki kortikal kemikte seçilen düğüm noktalarındaki en yüksek değer bukkale 17° eğimli PEEK modelinde 12 MPa olarak, en düşük değer ise linguale 17° eğimli PEEK modelinde 4,69 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin kortikal kemikteki çekme stresi değerleri Tablo 4.2.'de gösterildi.

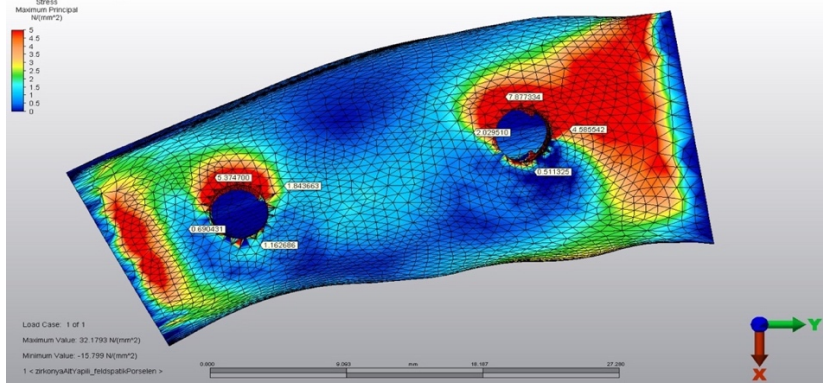
Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımlarının implant çevresinde lingual bölgeye oranla bukkal bölgede yoğunlaştığı belirlendi. En yüksek çekme stresleri değerlerinin PEEK modellerde implant soketinin bukkal bölgesinde oluştuğu saptandı. Cr-Co alt yapıya sahip tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi bukkale 17° eğimli grupta 10,59 MPa, zirkonya alt yapıya sahip tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi bukkale 17° eğimli grupta 10,59 MPa , PEEK alt yapıya sahip tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi bukkale 17° eğimli grupta 12 MPa analiz edilmiştir. Cr-Co alt yapıya sahip tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en düşük çekme stresi linguale 17° eğimli grupta 5,17 MPa , zirkonya alt yapıya sahip tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en düşük çekme stresi linguale 17° eğimli grupta 5,17 MPa, PEEK alt yapıya sahip tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en düşük çekme stresi linguale 17° eğimli grupta 4,69 MPa analiz edilmiştir.

Grafik 4.2. Oblik yüklemde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri**Tablo 4.2.** Oblik yüklemde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan maximum çekme stres değerleri

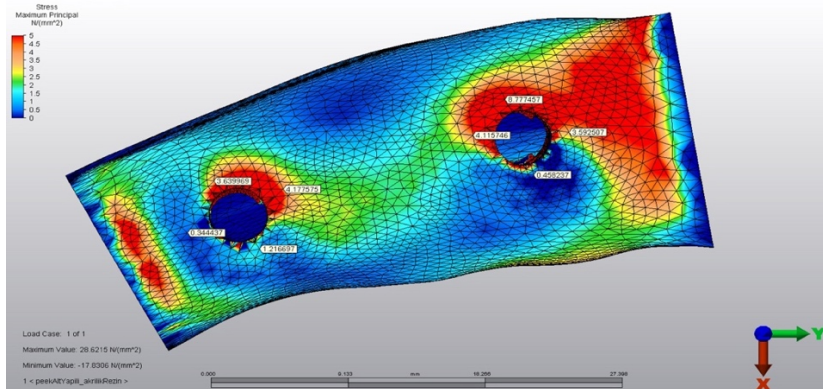
Gruplar	Posterior bölge
Cr-Co meziale 17°	7,88 MPa
Zirkonya meziale 17°	7,87 MPa
PEEK meziale 17°	8,77 MPa
Cr-Co distale 17°	7,70 MPa
Zirkonya distale 17°	7,70 MPa
PEEK distale 17°	8,32 MPa
Cr-Co bukkale 17°	10,59 MPa
Zirkonya bukkale 17°	10,59 MPa
PEEK bukkale 17°	12 MPa
Cr-Co linguale 17°	5,17 MPa
Zirkonya linguale 17°	5,17 MPa
PEEK linguale 17°	4,69 MPa



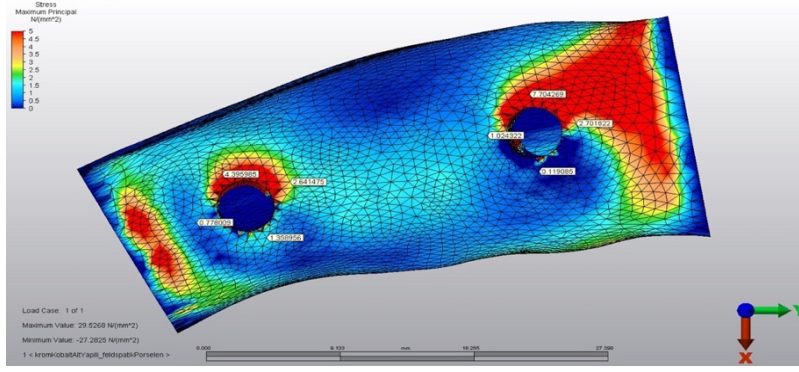
Şekil 4.1. Cr-Co alt yapılı , posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



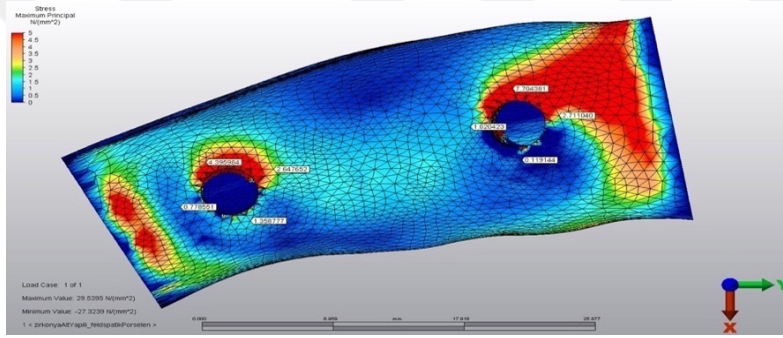
Şekil 4.2. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



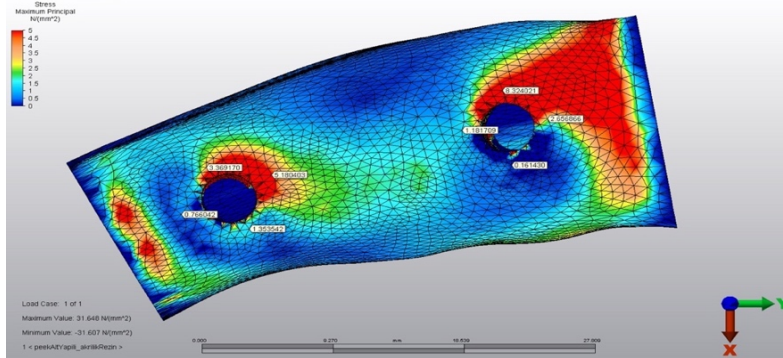
Şekil 4.3. PEEK alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



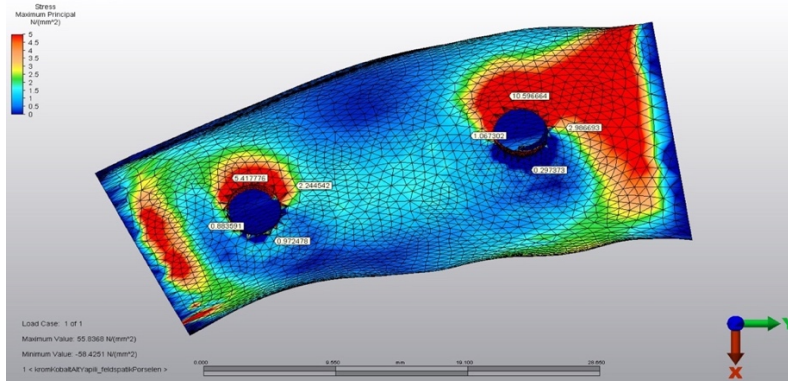
Şekil 4.4. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



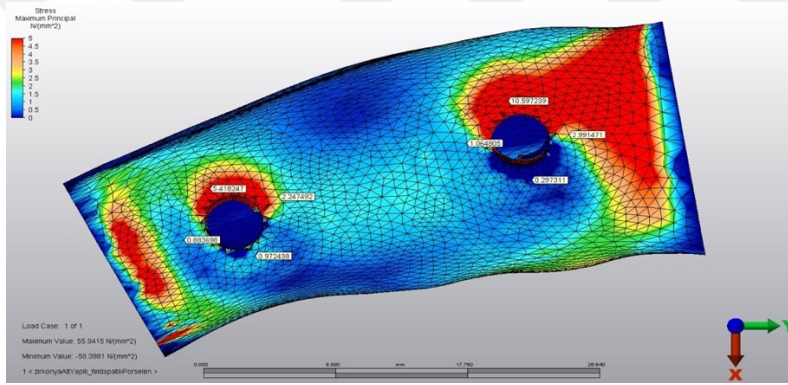
Şekil 4.5. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



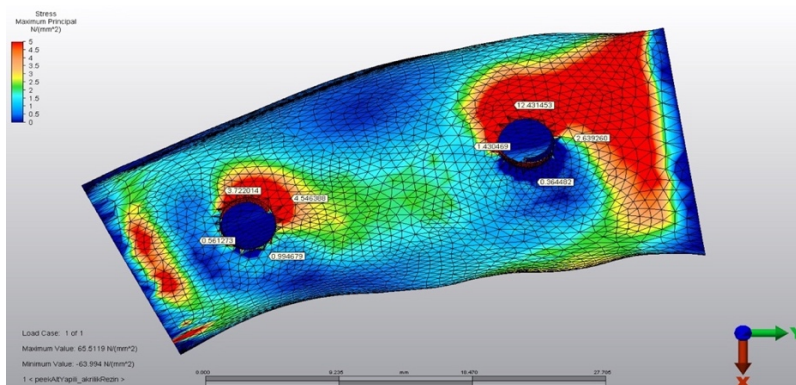
Şekil 4.6. PEEK alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



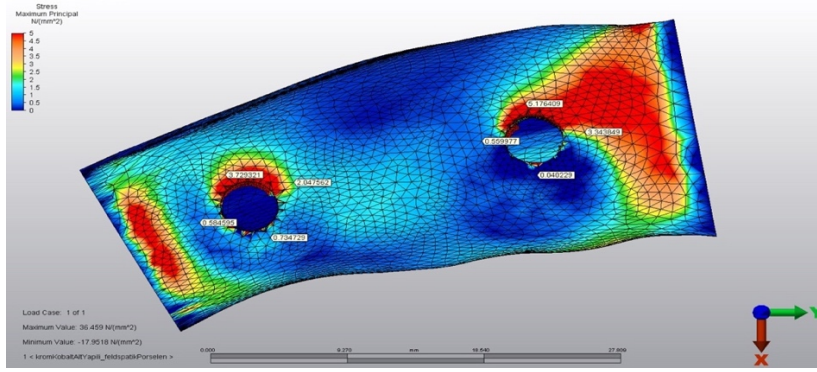
Şekil 4.7. Cr-Co alt yapılı , posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



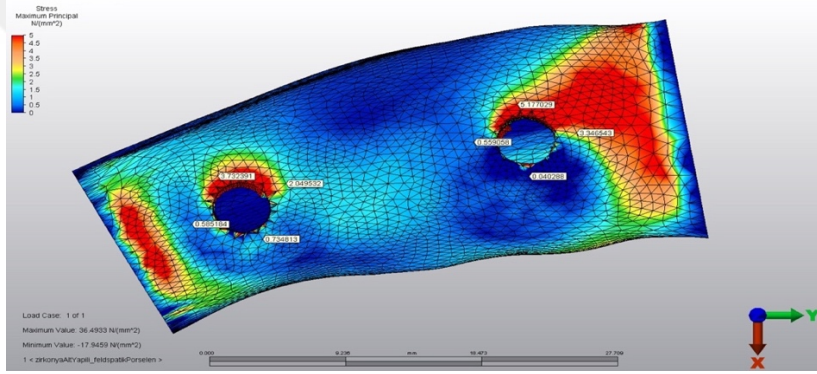
Şekil 4.8. Zirkonya alt yapılı , posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



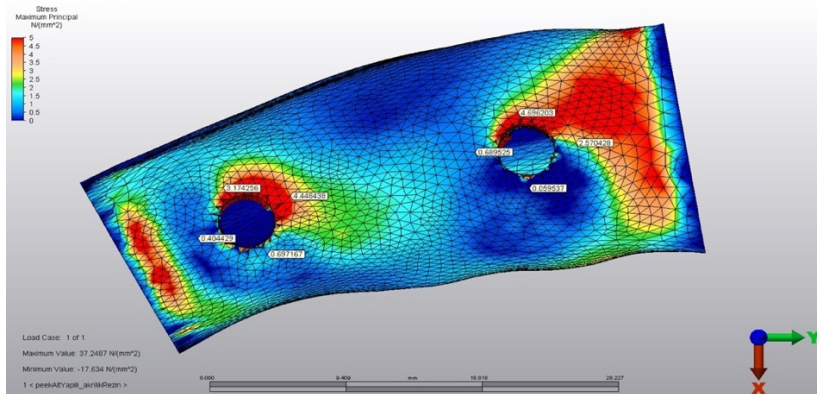
Şekil 4.9. PEEK alt yapılı , posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



Şekil 4.10. Cr-Co alt yapılı , posterior implantın palatinal 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



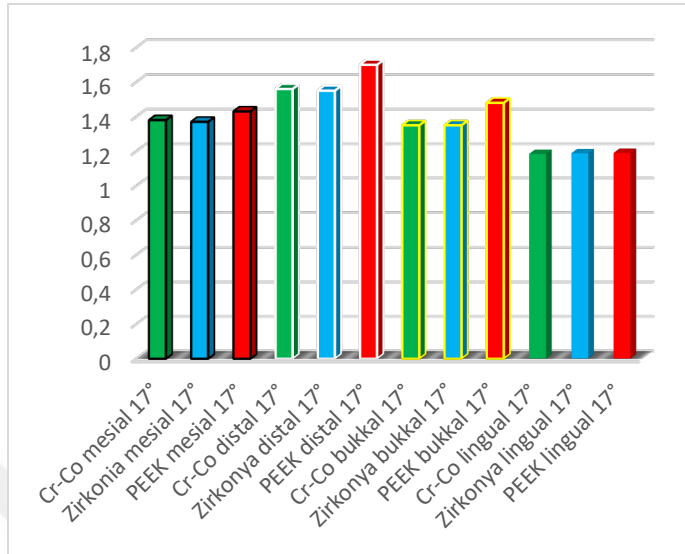
Şekil 4.11. Zirkonya alt yapılı , posterior implantın palatinal 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



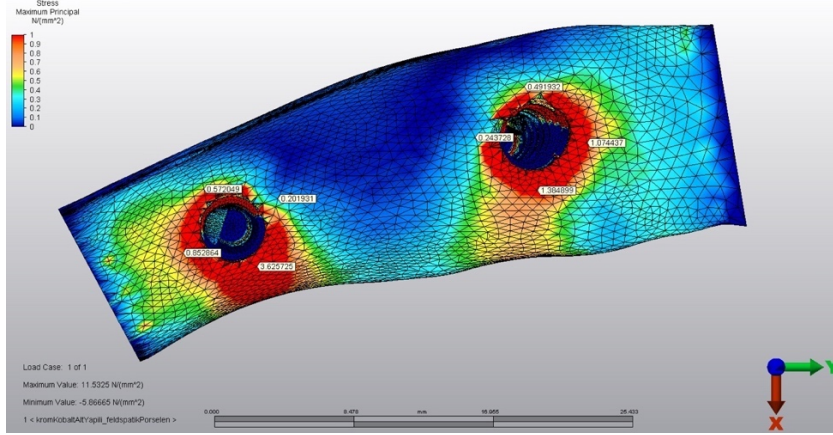
Şekil 4.12. PEEK alt yapılı , posterior implantın palatinal 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

4.1.2. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri

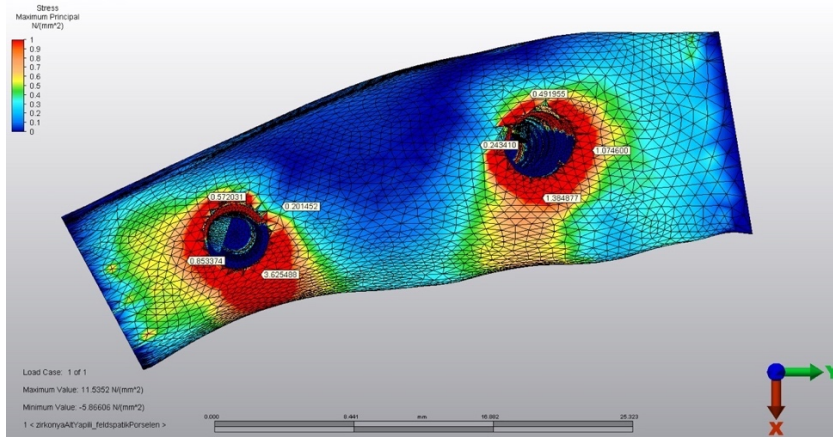
Oblik yüklemde, trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri bulguları Grafik 4.3.' de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer PEEK distale 17° eğimli grupta 1,70 MPa , en düşük değer ise Cr-Co linguale 17° eğimli grupta 1,18 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin trabeküler kemikteki çekme stresi değerleri Tablo 4.3.'de gösterildi. Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımlarının implant çevresinde bukkal bölgeye oranla lingual bölgede yoğunlaştığı belirlendi. En yüksek çekme stresleri değerlerinin PEEK modellerde implant socketinin lingual bölgesinde oluştuğu saptandı. Cr-Co alt yapıya sahip tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi distale 17° eğimli grupta 1,56 MPa, zirkonya alt yapıya sahip tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi distale 17° eğimli grupta 1,55 MPa, PEEK alt yapıya sahip tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi distale 17° eğimli grupta 1,70 MPa analiz edilmiştir. Cr-Co alt yapıya sahip tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en düşük çekme stresi linguale 17° eğimli grupta 1,184 MPa, zirkonya alt yapıya sahip tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en düşük çekme stresi linguale 17° eğimli grupta 1,188 MPa, PEEK alt yapıya sahip tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en düşük çekme stresi linguale 17° eğimli grupta 1,19 MPa analiz edilmiştir.

Grafik 4.3. Oblik yüklemde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri**Tablo 4.3.** Oblik yüklemde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri

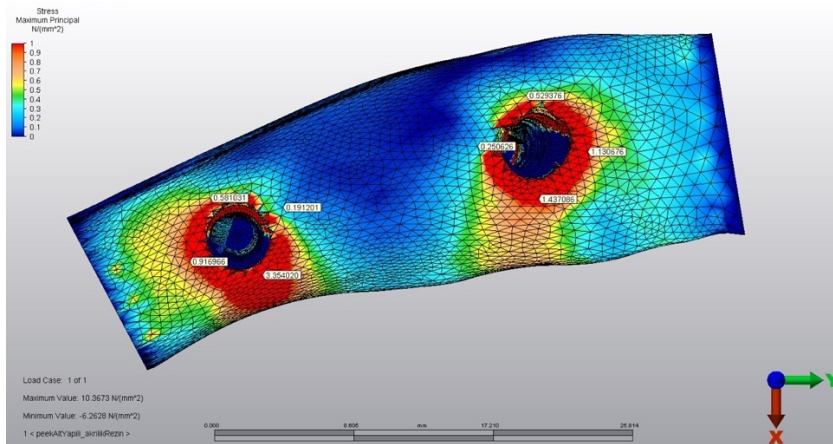
Gruplar	Posterior bölge
Cr-Co meziale 17°	1,38 MPa
Zirkonya meziale 17°	1,37 MPa
PEEK meziale 17°	1,43 MPa
Cr-Co distale 17°	1,56 MPa
Zirkonya distale 17°	1,55 MPa
PEEK distale 17°	1,70MPa
Cr-Co bukkale 17°	1,35 MPa
Zirkonya bukkale 17°	1,35 MPa
PEEK bukkale 17°	1,48 MPa
Cr-Co linguale 17°	1,184 MPa
Zirkonya linguale 17°	1,188 MPa
PEEK linguale 17°	1,19 MPa



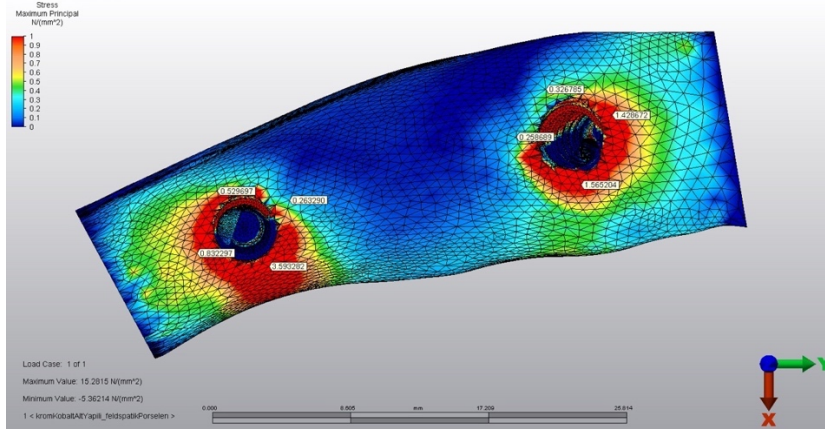
Şekil 4.13. Cr-Co alt yapılı , posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



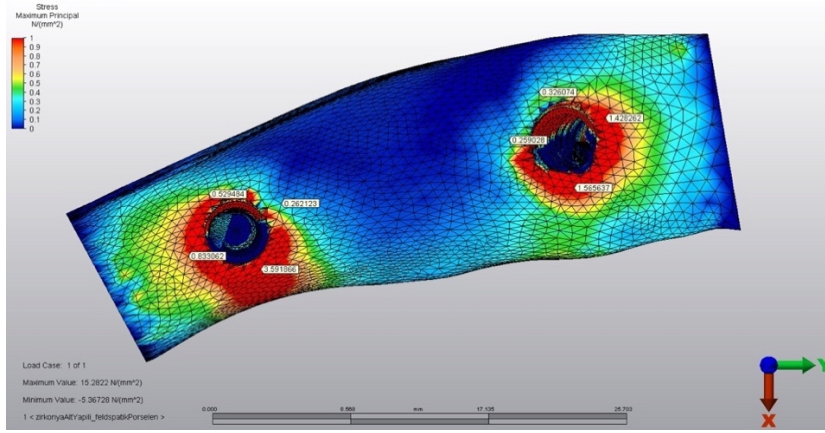
Şekil 4.14. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



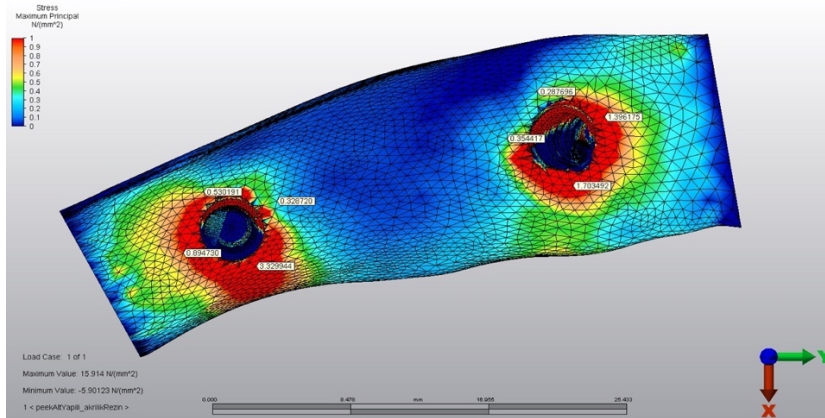
Şekil 4.15. PEEK alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



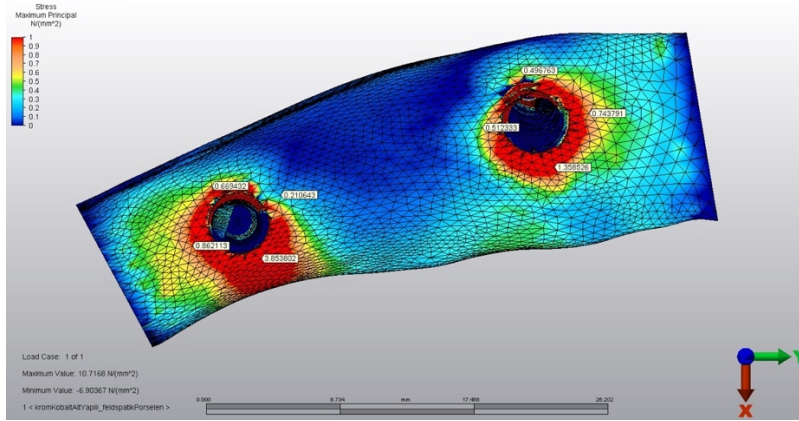
Şekil 4.16. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



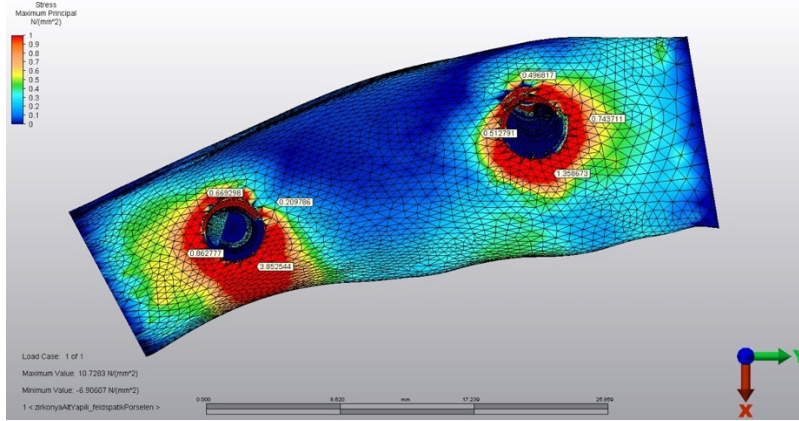
Şekil 4.17. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



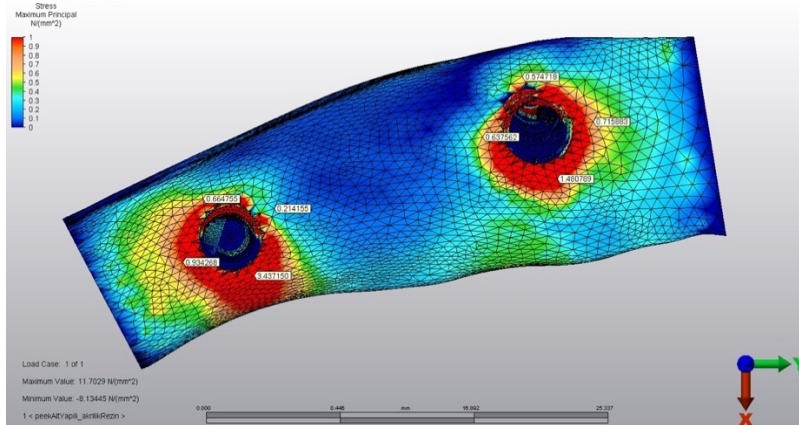
Şekil 4.18. PEEK alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



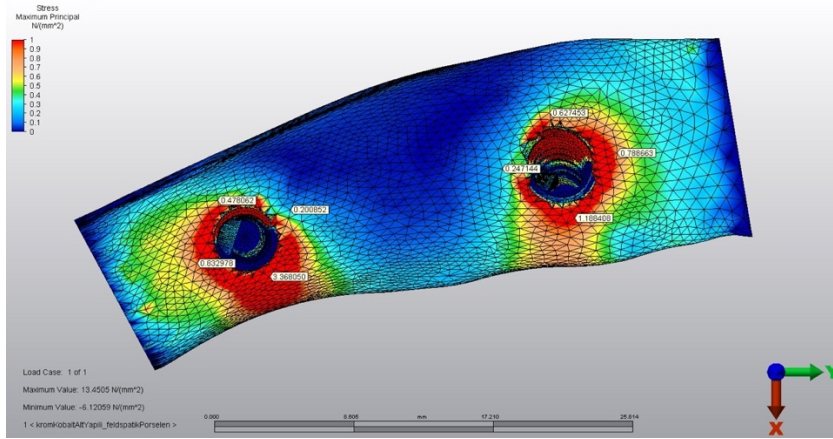
Şekil 4.19. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



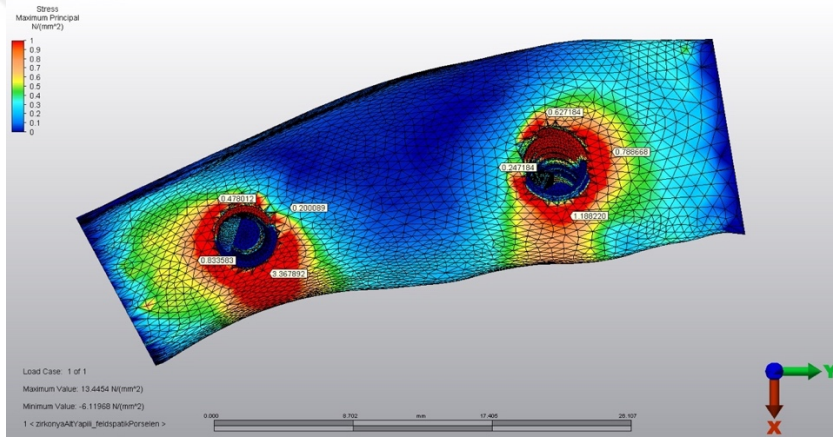
Şekil 4.20. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



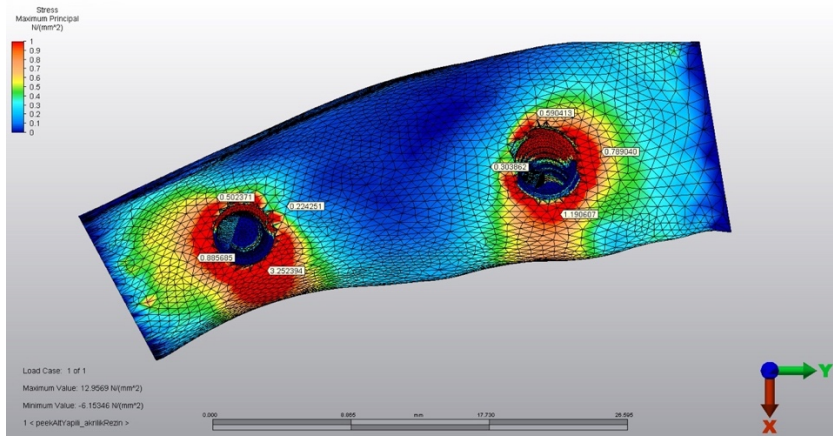
Şekil 4.21. PEEK alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



Şekil 4.22. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



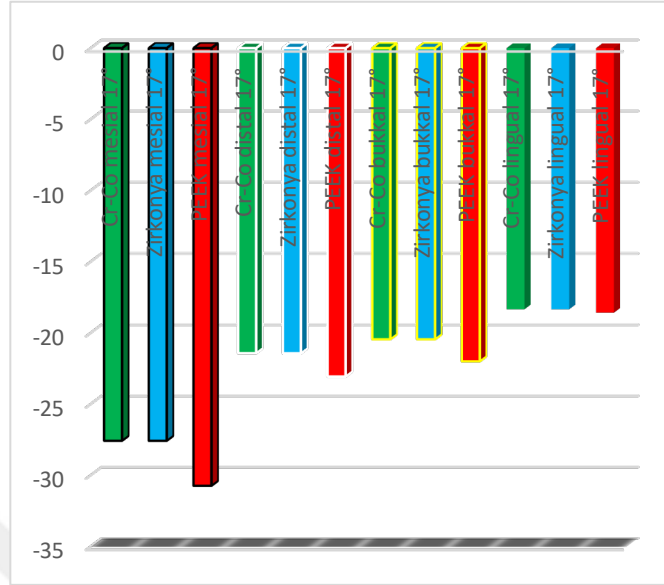
Şekil 4.23. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



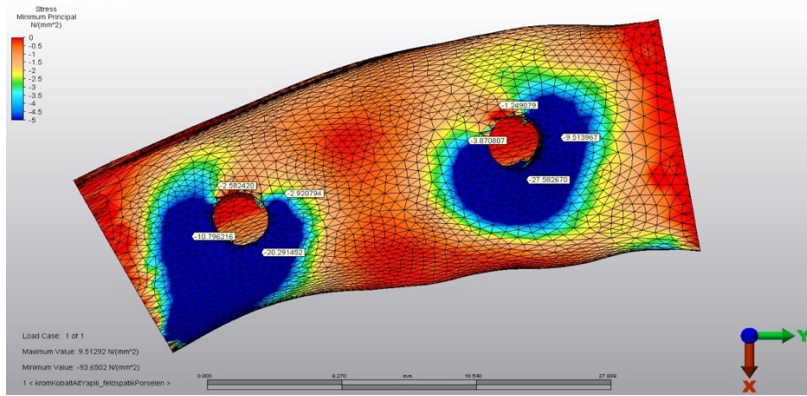
Şekil 4.24. PEEK alt yapılı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

4.1.3. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri

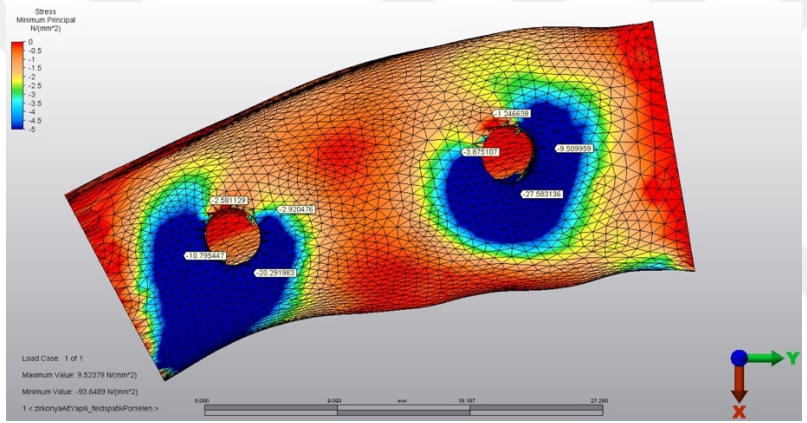
Oblik yüklemde, kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresleri bulguları Grafik 4.4. 'de gösterildi. Bu yüklemde; implant çevresindeki kortikal kemikte seçilen düğüm noktalarındaki en yüksek değer meziale 17° eğimli PEEK modelinde -30,74 MPa olarak, en düşük değer ise linguale 17° eğimli Cr-Co modelinde -18,35 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin kortikal kemikteki çekme stresi değerleri Tablo 4.4.'de gösterildi. Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımlarının implant çevresinde bukkal bölgeye oranla lingual bölgede yoğunlaştığı belirlendi. Cr-Co alt yapıya sahip tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi meziale 17° eğimli grupta -27,58 MPa, zirkonya alt yapıya sahip tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi meziale 17° eğimli grupta -27,58 MPa , PEEK alt yapıya sahip tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi meziale 17° eğimli grupta -30,74 MPa olarak analiz edilmiştir. Cr-Co alt yapıya sahip tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en düşük basma stresi linguale 17° eğimli grupta -18,35 MPa, zirkonya alt yapıya sahip tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en düşük basma stresi linguale 17° eğimli grupta -18,35 MPa, PEEK alt yapıya sahip tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en düşük basma stresi linguale 17° eğimli grupta -18,59 MPa olarak analiz edilmiştir.

Grafik 4.4. Oblik yüklemde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri**Tablo 4.4.** Oblik yüklemde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri

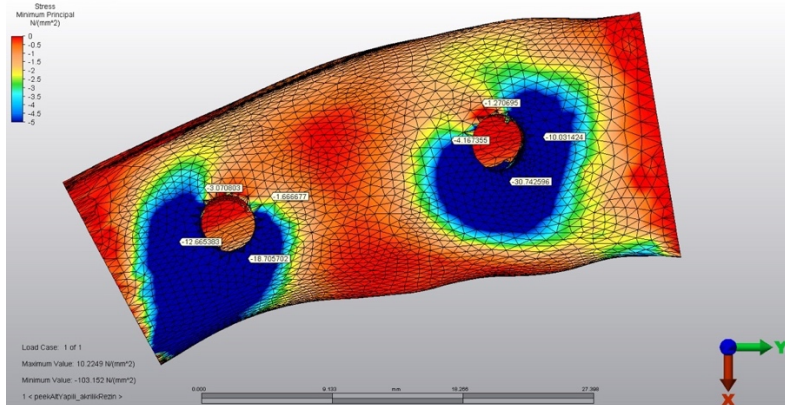
Gruplar	Posterior bölge
Cr-Co meziale 17°	-27,58 MPa
Zirkonya meziale 17°	-27,58 MPa
PEEK meziale 17°	-30,74 MPa
Cr-Co distale 17°	-21,42 MPa
Zirkonya distale 17°	-21,43 MPa
PEEK distale 17°	-23,06 MPa
Cr-Co bukkale 17°	-20,45 MPa
Zirkonya bukkale 17°	-20,45 MPa
PEEK bukkale 17°	-22 MPa
Cr-Co lingual 17°	-18,35 MPa
Zirkonya lingual 17°	-18,35 MPa
PEEK lingual 17°	-18,59 MPa



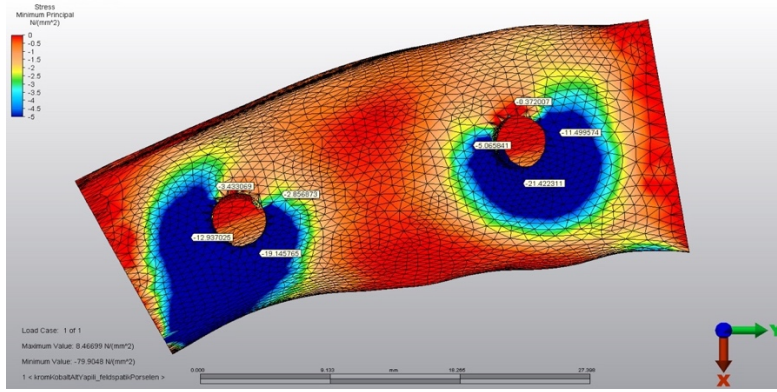
Şekil 4.25. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



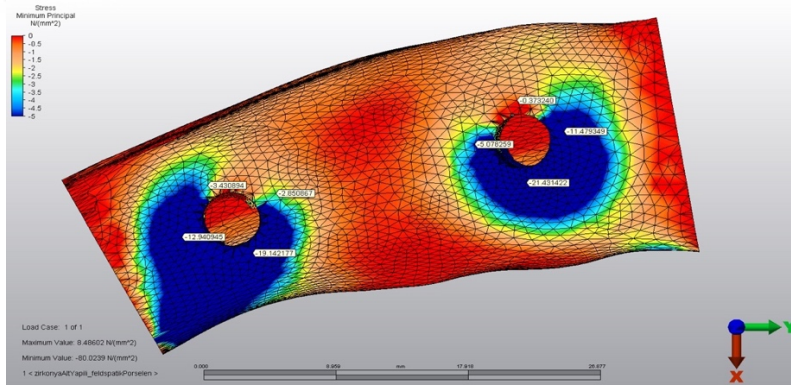
Şekil 4.26. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



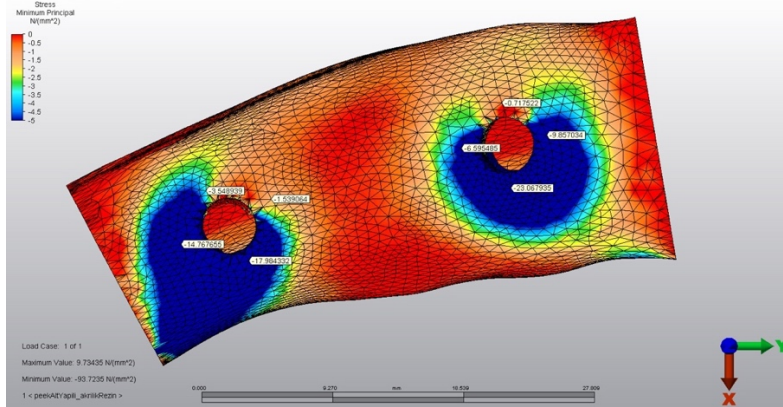
Şekil 4.27. PEEK alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



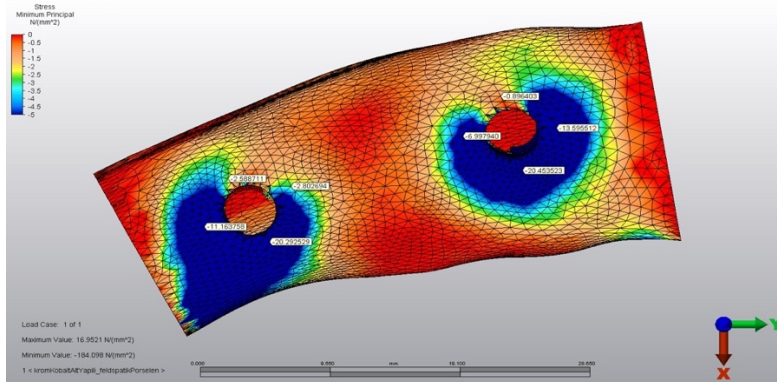
Şekil 4.28. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



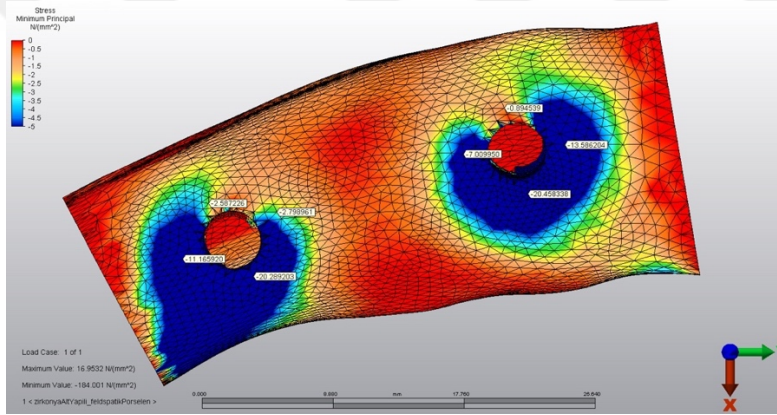
Şekil 4.29. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



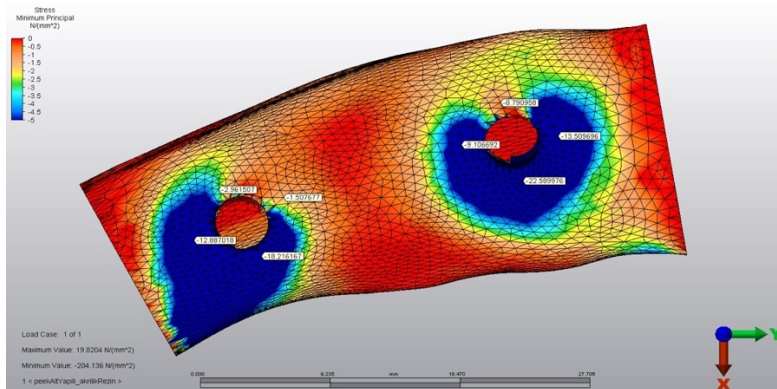
Şekil 4.30. PEEK alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



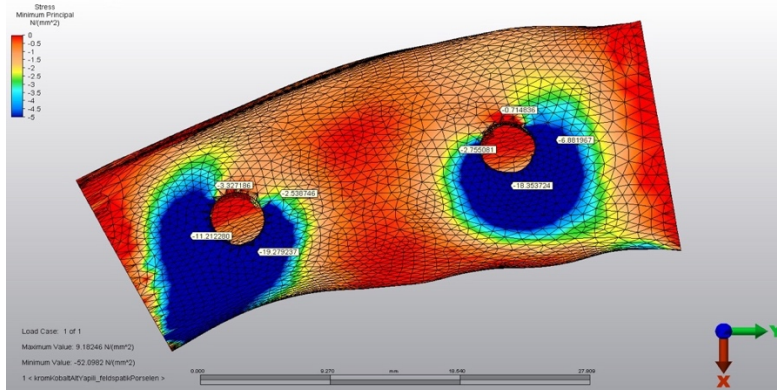
Şekil 4.31. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



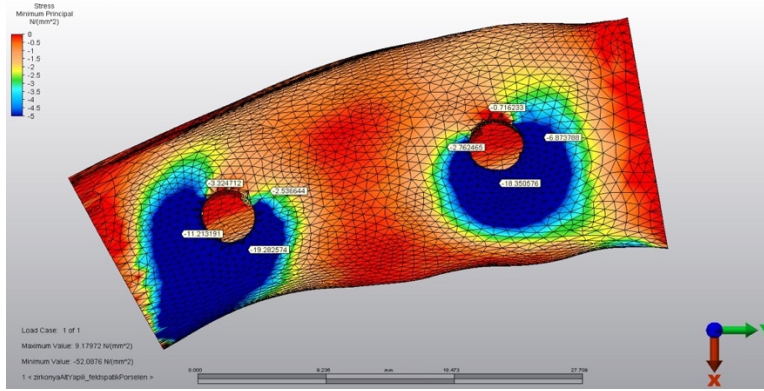
Şekil 4.32. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



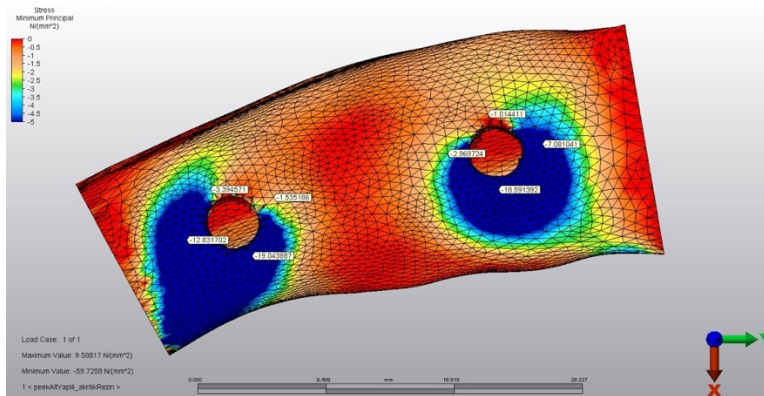
Şekil 4.33. PEEK alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Şekil 4.34. Cr-Co alt yapı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Şekil 4.35. Zirkonya alt yapı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

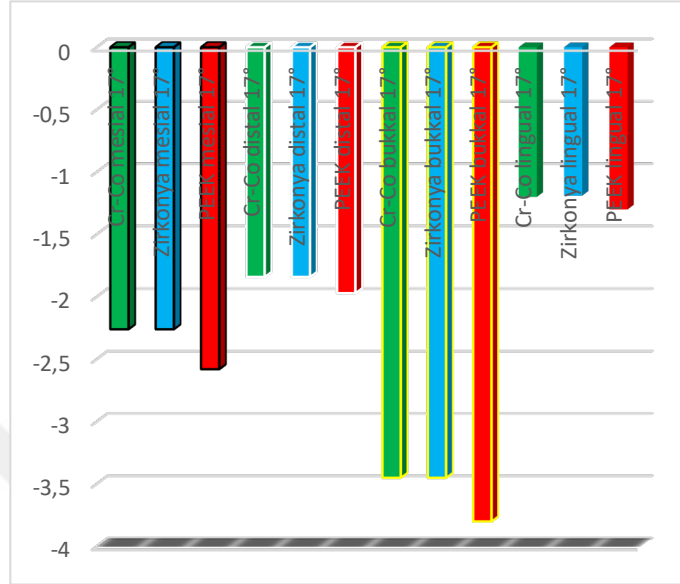


Şekil 4.36. PEEK alt yapı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

4.1.4. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri

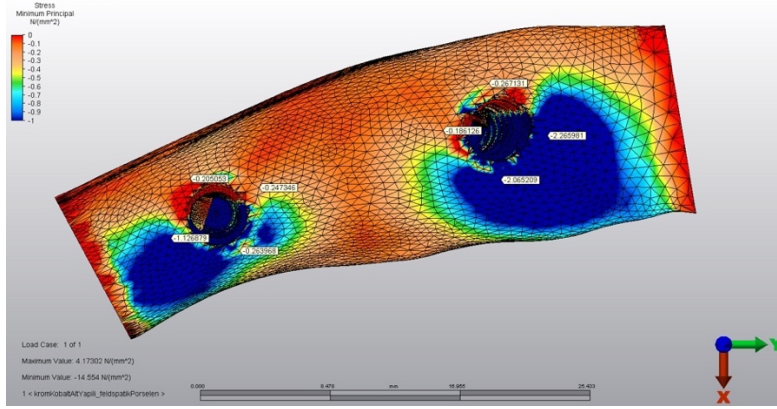
Oblik yüklemde, trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresleri bulguları Grafik 4.5. 'de gösterildi. Bu yüklemde; implant çevresindeki trabeküler kemikte seçilen düğüm noktalarındaki en yüksek değer bukkale 17° eğimli PEEK modelinde -3,8 MPa olarak, en düşük değer ise linguale 17° eğimli zirkonya modelinde -1,19 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin trabeküler kemikteki basma stresi değerleri Tablo 4.5.'de gösterildi. Bütün modellerdeki, basma stresleri dağılımlarının implant çevresinde bukkal bölgeye oranla lingual bölgede yoğunlaştığı belirlendi. Cr-Co alt yapıya sahip tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi bukkale 17° eğimli grupta -3,45 MPa, zirkonya alt yapıya sahip tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi bukkale 17° eğimli grupta -3,45 MPa , PEEK alt yapıya sahip tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi bukkale 17° eğimli grupta -3,8 MPa analiz edilmiştir. Cr-Co alt yapıya sahip tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en düşük basma stresi palatinal 17° eğimli grupta -1,2 MPa, zirkonya alt yapıya sahip tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en düşük basma stresi linguale 17° eğimli grupta -1,19 MPa, PEEK alt yapıya sahip tüm modellerde trabeküler kemikte oluşan en düşük basma stresi linguale 17° eğimli grupta -1,3 MPa analiz edilmiştir.

Grafik 4.5. Oblik yüklemde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan maximum basma stres değerleri

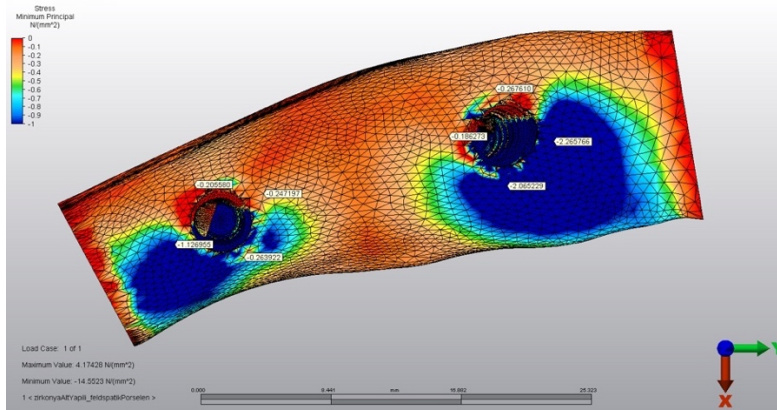


Tablo 4.5. Oblik yüklemde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri

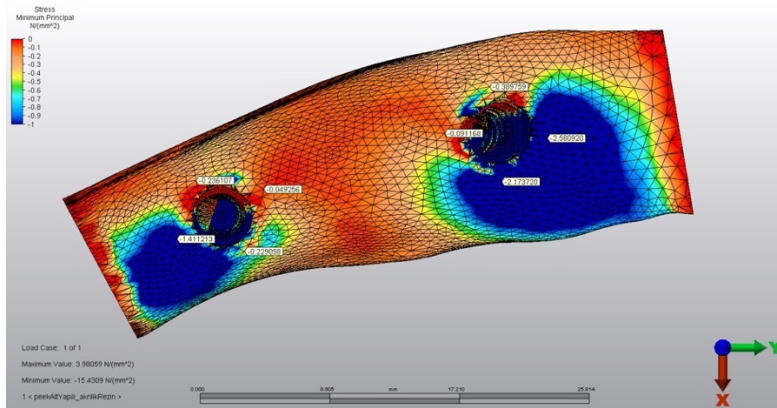
Gruplar	Posterior bölge
Cr-Co meziale 17°	-2,26 MPa
Zirkonya meziale 17°	-2,26MPa
PEEK meziale 17°	-2,58 MPa
Cr-Co distale 17°	-1,84 MPa
Zirkonya distale 17°	-1,84 MPa
PEEK distale 17°	-1,97 MPa
Cr-Co bukkale 17°	-3,45 MPa
Zirkonya bukkale 17°	-3,45 MPa
PEEK bukkale 17°	-3,8 MPa
Cr-Co linguale 17°	-1,2 MPa
Zirkonya linguale 17°	-1,19 MPa
PEEK linguale 17°	-1,30 MPa



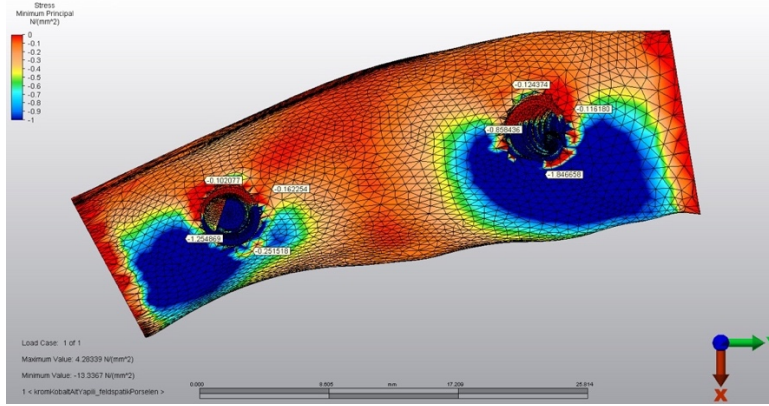
Şekil 4.37. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



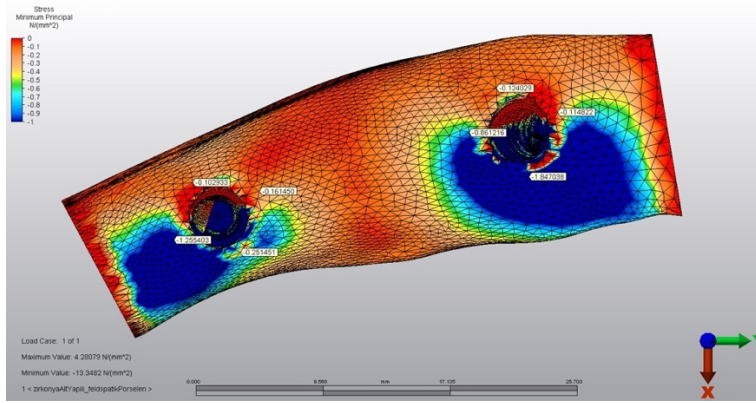
Şekil 4.38. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



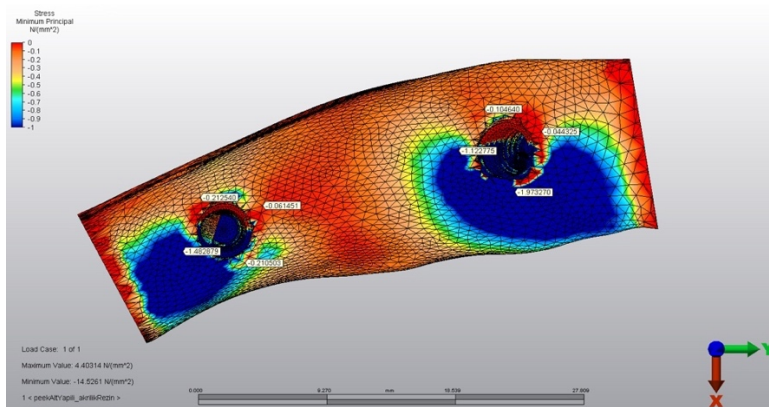
Şekil 4.39. PEEK alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



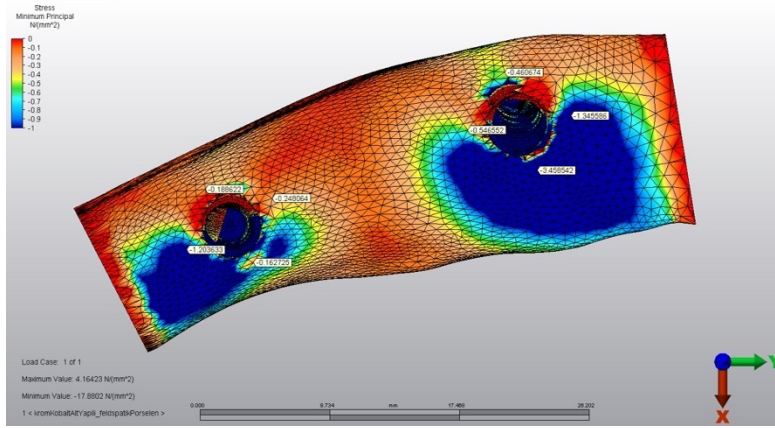
Şekil 4.40. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



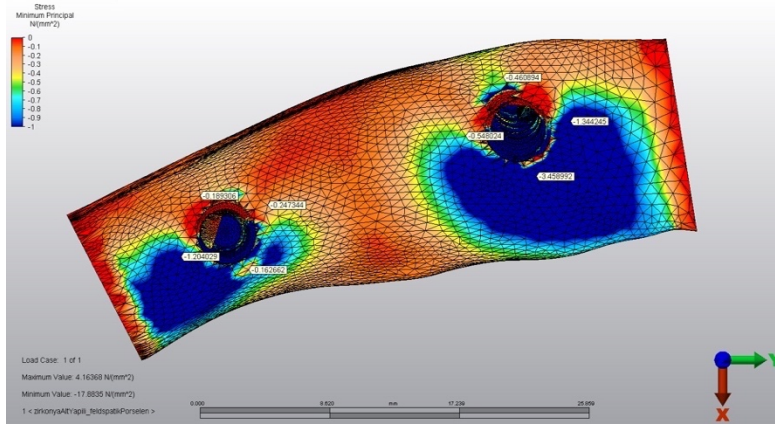
Şekil 4.41. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



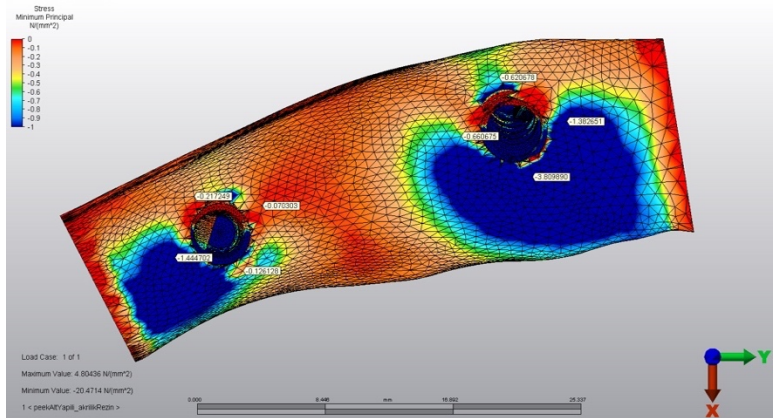
Şekil 4.42. PEEK alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



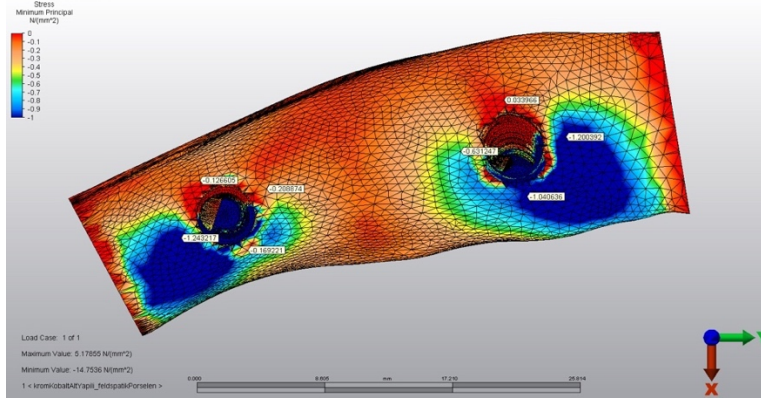
Şekil 4.43. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



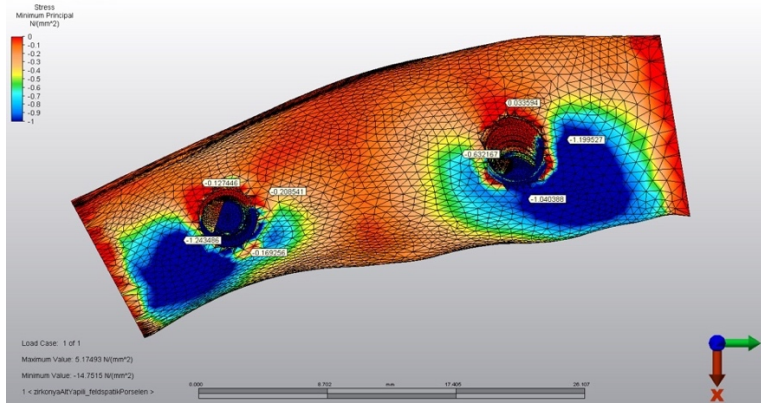
Şekil 4.44. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



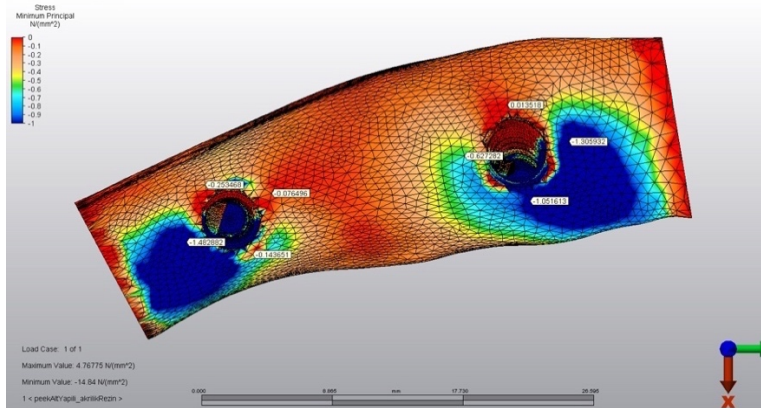
Şekil 4.45. PEEK alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



Şekil 4.46. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



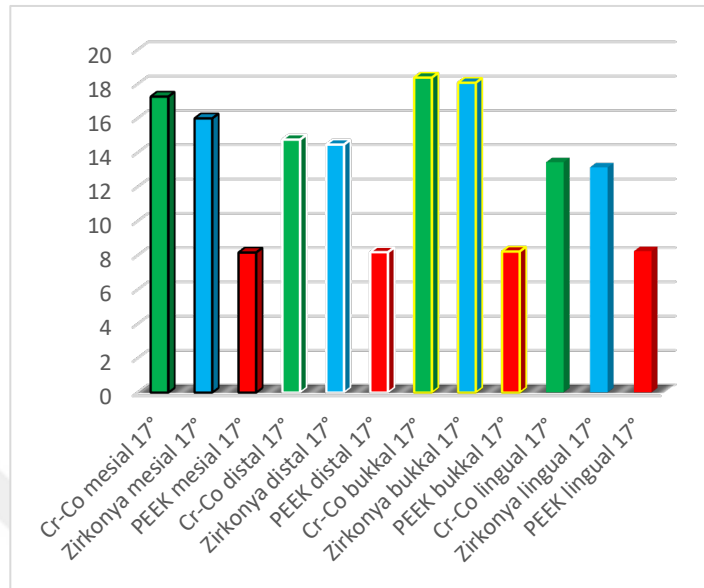
Şekil 4.47. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



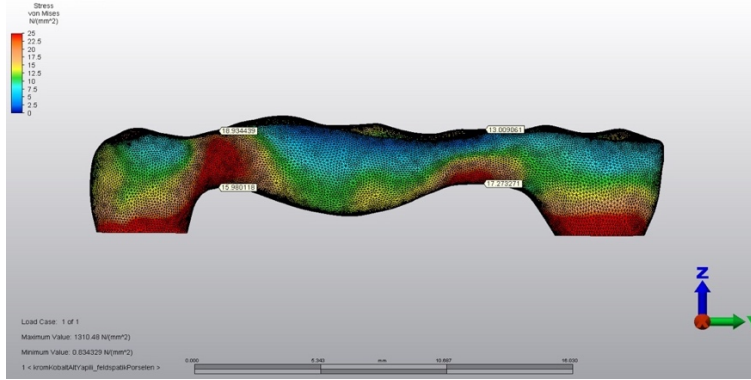
Şekil 4.48. PEEK alt yapılı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

4.1.5. Oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri

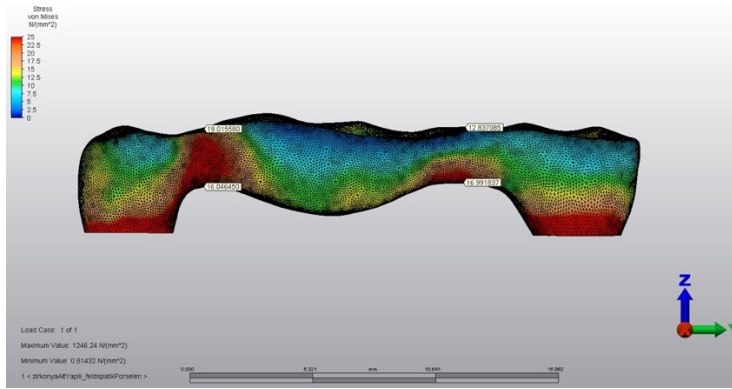
Oblik yüklemde, alt yapıda oluşan en yüksek stres bulguları Grafik 4.6.'da gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer Cr-Co alt yapıya sahip bukkale 17° eğimli grupta 18,38 MPa olarak, en düşük değer ise PEEK alt yapıya sahip meziale 17° eğimli grupta 8 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin alt yapıdaki stres değerleri Tablo 4.6.'da gösterildi. Bütün modellerdeki, stres dağılımları Şekil 4.6' da gösterildi. Cr-Co ve zirkonya alt yapı modellerindeki, stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değerlerinin konnektör bölgesinde olduğu görülürken, PEEK alt yapı modellerindeki en yüksek stres değerlerinin destek kronların dişetine yakın bölge çevresinde olduğu belirlendi. En yüksek stres değerlerinin Cr-Co ve zirkonya alt yapı modellerinde olduğu saptandı. En düşük von Mises stresi değerlerinin Peek modellerde olduğu görüldü. Cr-Co ve zirkonya alt yapı modellerindeki en yüksek von Mises stres değerleri incelendiğinde değerlerin benzer olduğu görüldü. Cr-Co alt yapıda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri bukkale 17° eğimli grupta 18,38 MPa, zirkonya alt yapıda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri bukkale 17° eğimli grupta 18,38 MPa, PEEK alt yapıda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri linguale 17° eğimli grupta 8,25 MPa olarak analiz edilmiştir. Cr-Co alt yapıda oluşan en düşük von Mises stres değerleri linguale 17° eğimli grupta 13,44 MPa, zirkonya alt yapıda oluşan en düşük von Mises stres değerleri linguale 17° eğimli grupta 13,14 MPa, PEEK alt yapıda oluşan en düşük von Mises stres değerleri meziale 17° eğimli grupta 8,17 MPa olarak analiz edilmiştir. Referans değerler posterior diş alt yapı konnektöründen seçilen düğüm noktalarının gingivale en yakın bölgesinden alınan değerlerdir.

Grafik 4.6. Oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri**Tablo 4.6.** Oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri (posterior implantın alt yapı konnektöründen seçilen düğüm noktalarının gingivale en yakın bölgesinden alınan değerler)

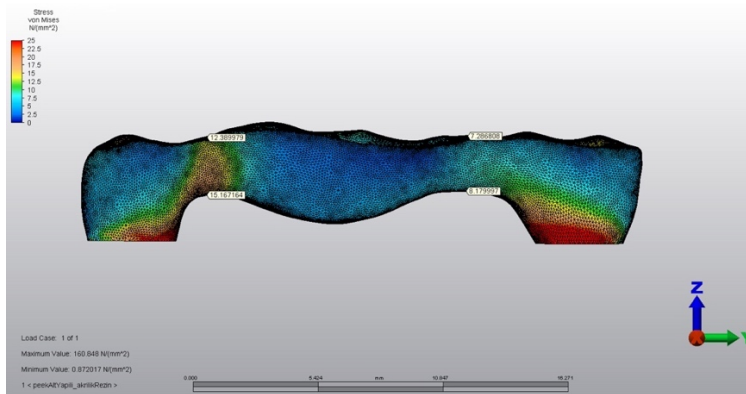
Gruplar	Posterior bölge
Cr-Co meziale 17°	17,27 MPa
Zirkonya meziale 17°	16 MPa
PEEK meziale 17°	8,17 MPa
Cr-Co distale 17°	14,76 MPa
Zirkonya distale 17°	14,47 MPa
PEEK distale 17°	8,19 MPa
Cr-Co bukkale 17°	18,38 MPa
Zirkonya bukkale 17°	18,08 MPa
PEEK bukkale 17°	8,23 MPa
Cr-Co linguale 17°	13,44 MPa
Zirkonya linguale 17°	13,14 MPa
PEEK linguale 17°	8,25 MPa



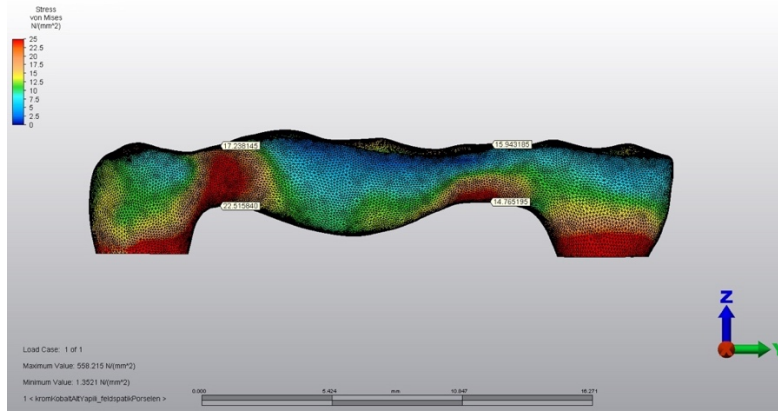
Şekil 4.49. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



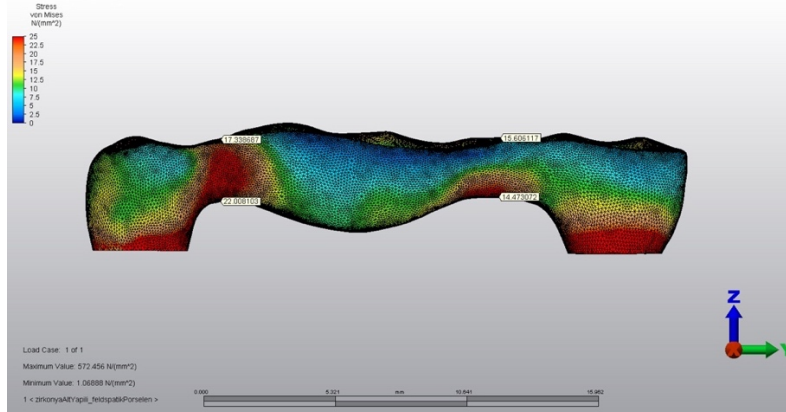
Şekil 4.50. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



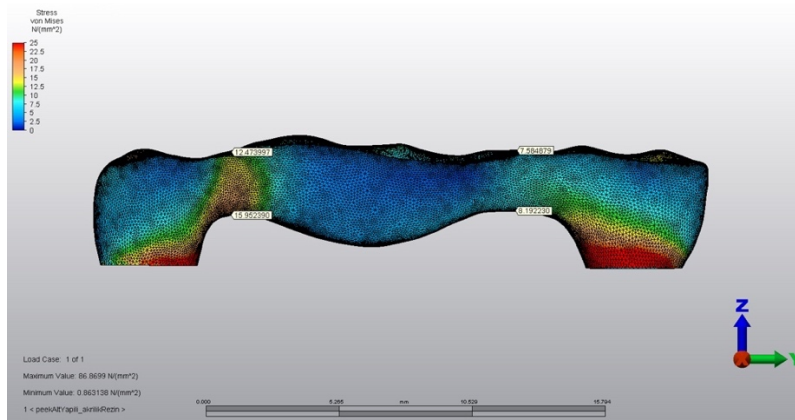
Şekil 4.51. PEEK alt yapılı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



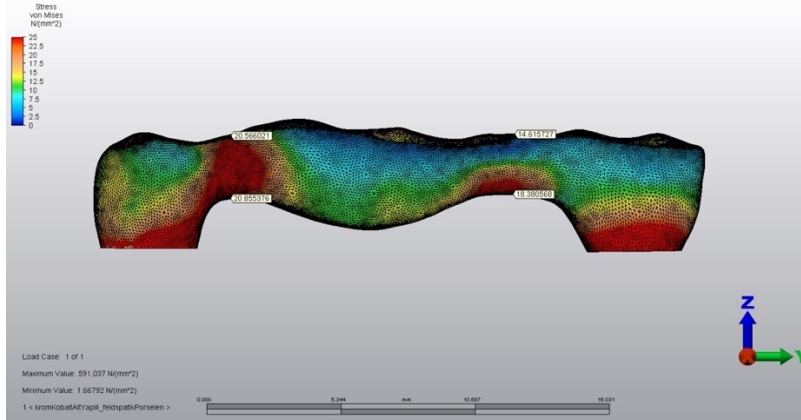
Şekil 4.52. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



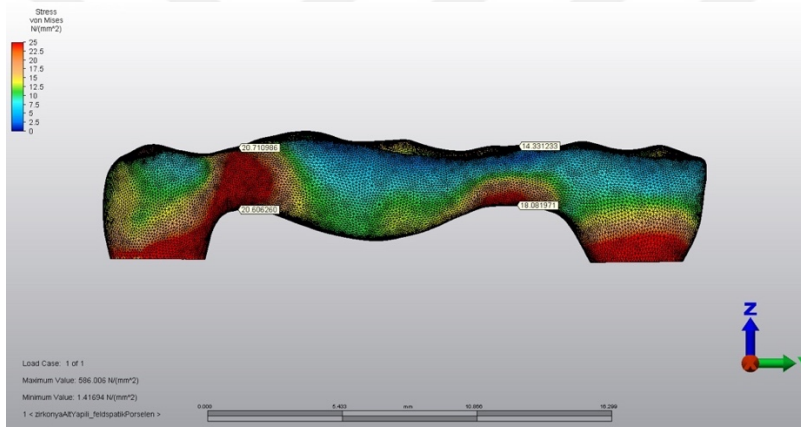
Şekil 4.53. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



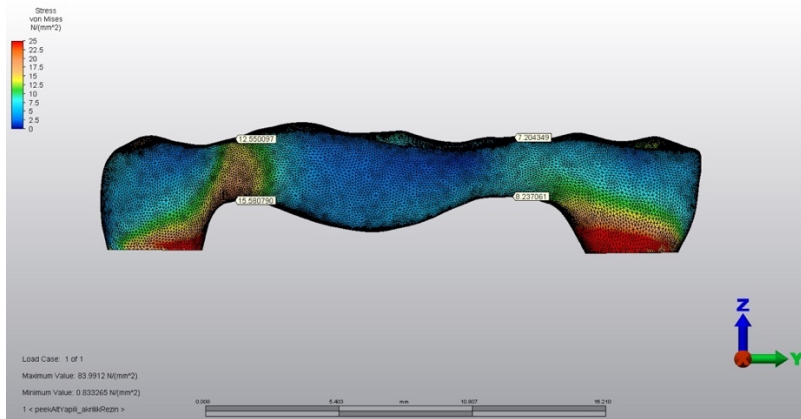
Şekil 4.54. PEEK alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



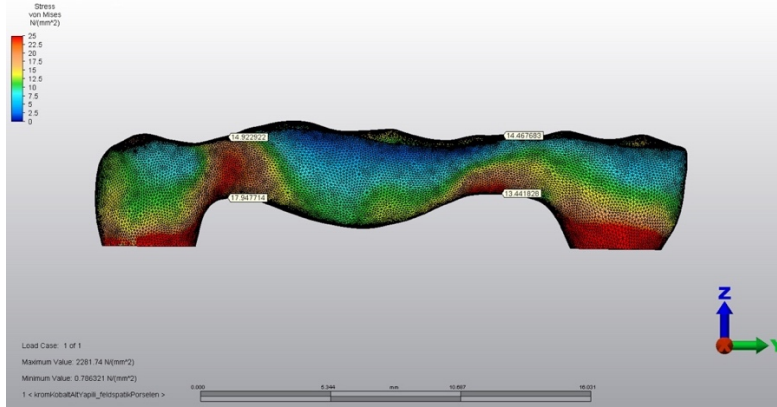
Şekil 4.55. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



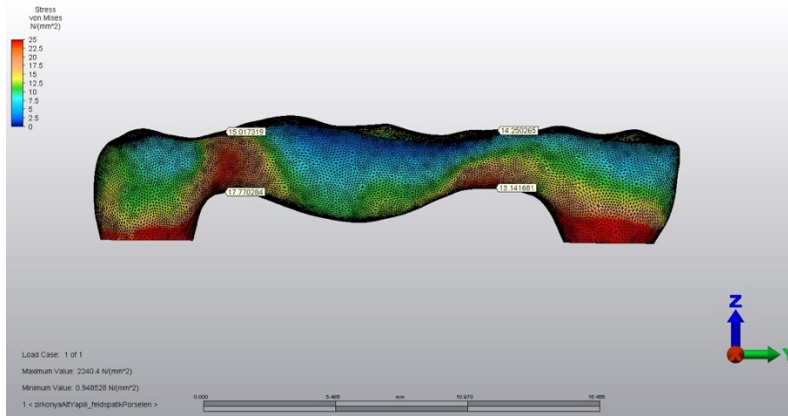
Şekil 4.56. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



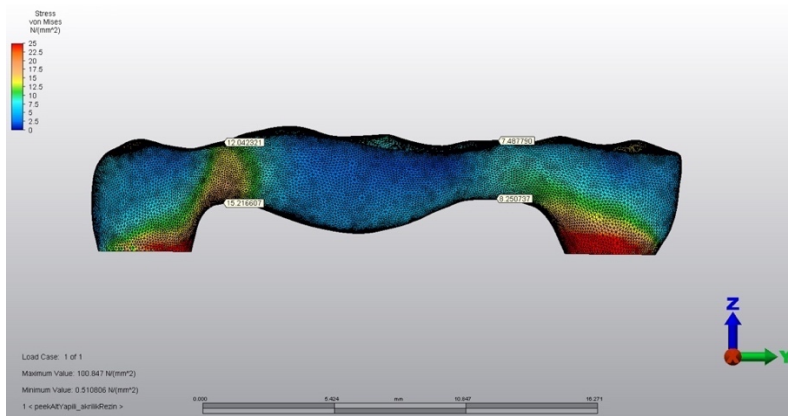
Şekil 4.57. PEEK alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.58. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.59. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri

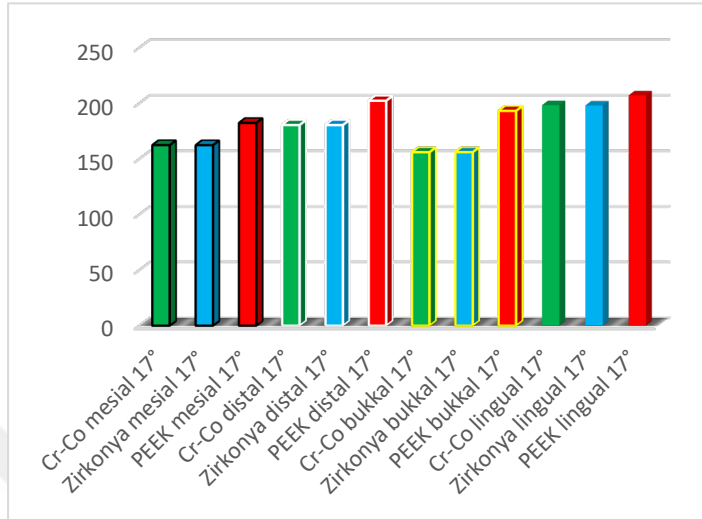


Şekil 4.60. PEEK alt yapılı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stres değerleri

4.1.6. Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri

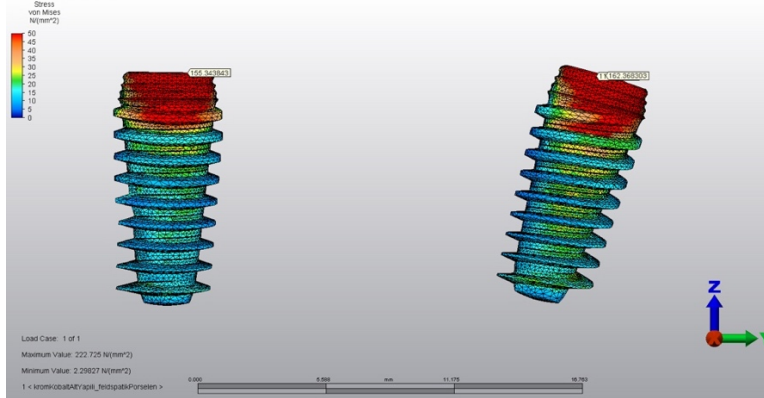
Oblik yüklemde, implantlarda oluşan en yüksek stres bulguları Grafik 4.7.'de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer PEEK linguale 17° eğimli grupta 207,11 MPa olarak, en düşük değer ise Cr -Co bukkale 17° eğimli grupta 155,97 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin implantlarda stres değerleri Tablo 4.7.'de gösterildi. Bütün modellerdeki, stres dağılımları. Şekil 4.7.'de gösterildi. Bütün modellerdeki, en yüksek stres değerlerinin posterior implantta boyun bölgesinde yoğunlaştığı belirlendi. Çalışmanın genelinde en yüksek stres değerlerinin PEEK modellerinde olduğu görüldü. Cr-Co alt yapılı implantlarda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri linguale 17° eğimli grupta 198,24 MPa, zirkonya alt yapılı implantlarda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri linguale 17° eğimli grupta 197,99 MPa, PEEK alt yapılı implantlarda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri linguale 17° eğimli grupta 207,11 MPa olarak analiz edilmiştir. Cr-Co alt yapılı implantlarda oluşan en düşük von Mises stres değerleri bukkale 17° eğimli grupta 155,97 MPa, zirkonya alt yapılı implantlarda oluşan en düşük von Mises stres değerleri bukkale 17° eğimli grupta 156,02 MPa, PEEK alt yapılı implantlarda oluşan en düşük von Mises stres değerleri meziale 17° eğimli grupta 182,32 MPa olarak analiz edilmiştir. Cr-Co ve zirkonya modellerinde oluşan en yüksek ve en düşük von Mises stresi değerlerinin benzer olduğu görüldü.

Grafik 4.7. Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri (seçili düğüm noktalarındaki en yüksek değerler)

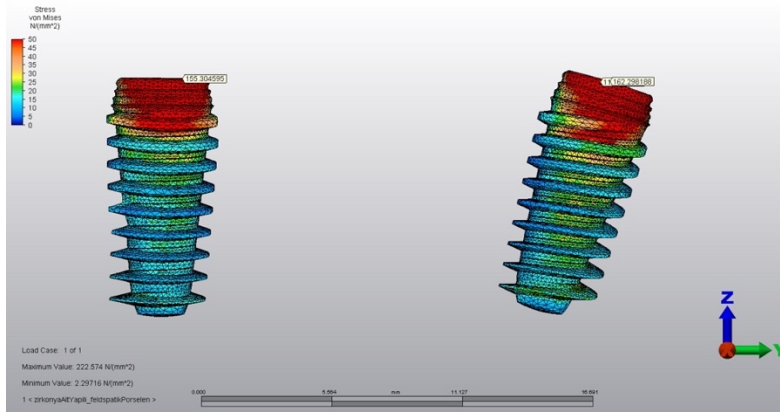


Tablo 4.7. Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri (seçili düğüm noktalarındaki en yüksek değerler)

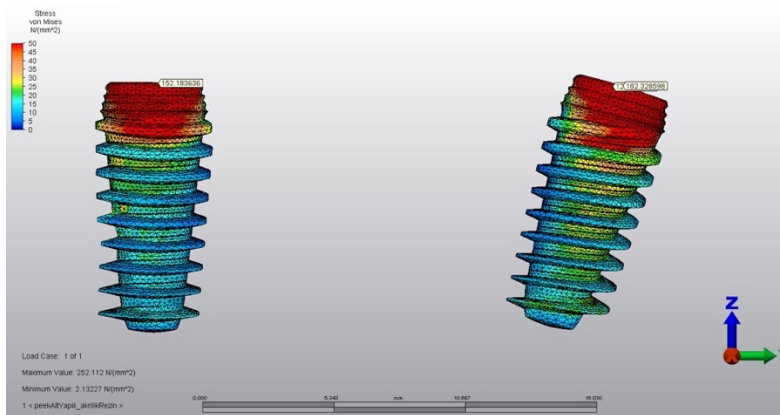
Gruplar	Posterior bölge
Cr-Co meziale 17°	162,36 MPa
Zirkonya meziale 17°	162,29 MPa
PEEK meziale 17°	182,32 MPa
Cr-Co distale 17°	180,43 MPa
Zirkonya distale 17°	180,40 MPa
PEEK distale 17°	202,25 MPa
Cr-Co bukkale 17°	155,97 MPa
Zirkonya bukkale 17°	156,02 MPa
PEEK bukkale 17°	193,15MPa
Cr-Co linguale 17°	198,24 MPa
Zirkonya linguale 17°	197,99 MPa
PEEK linguale 17°	207,11 MPa



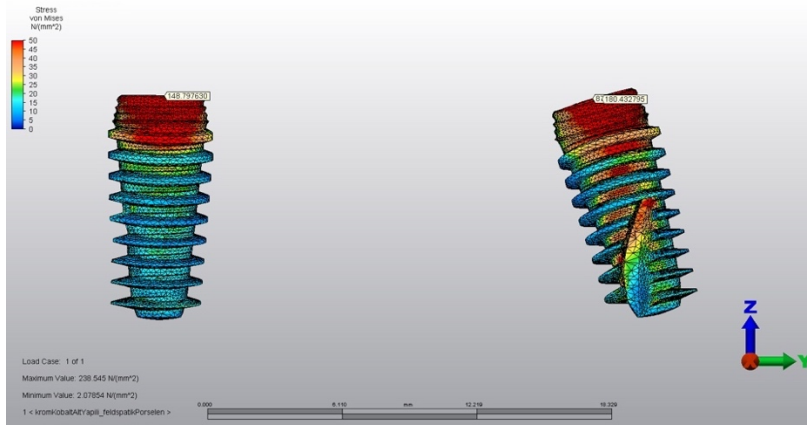
Şekil 4.61. Cr-Co alt yapı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri



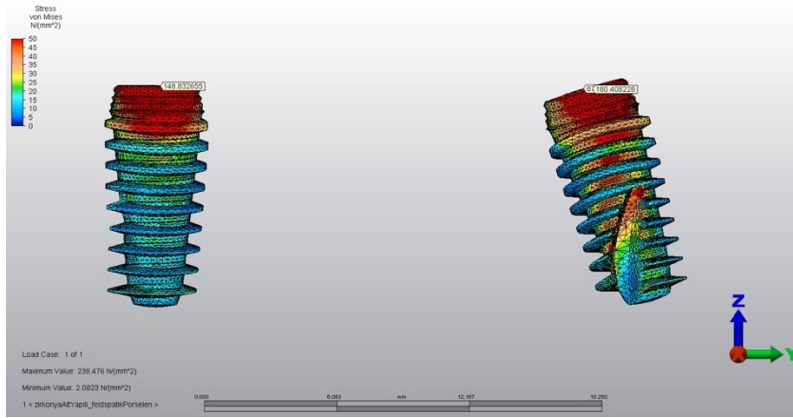
Şekil 4.62. Zirkonya alt yapı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri



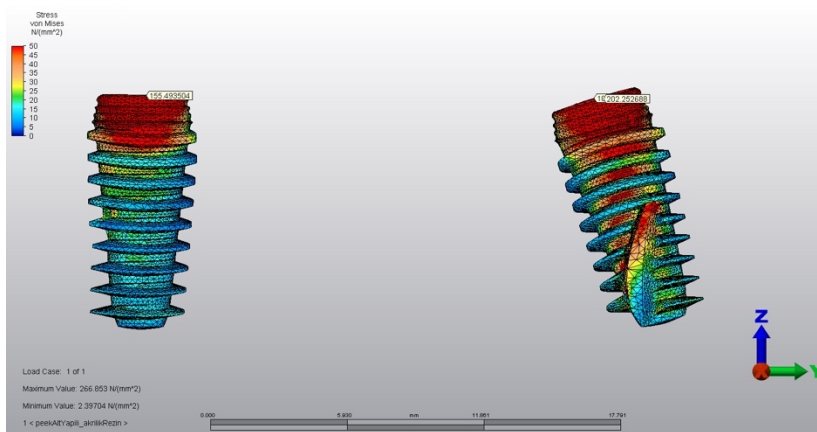
Şekil 4.63. PEEK alt yapı, posterior implantın meziale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri



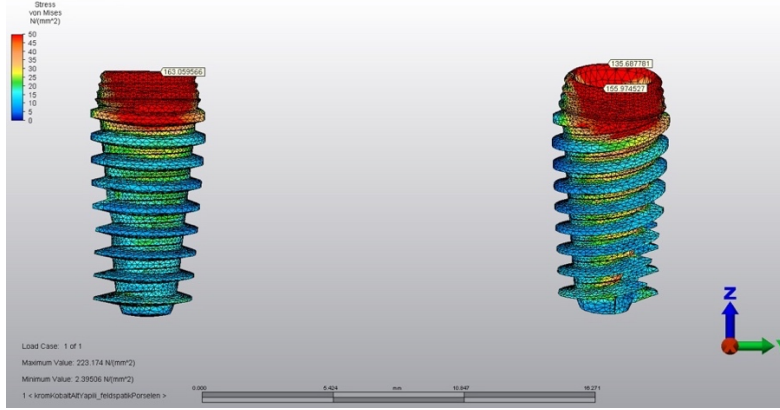
Şekil 4.64. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri



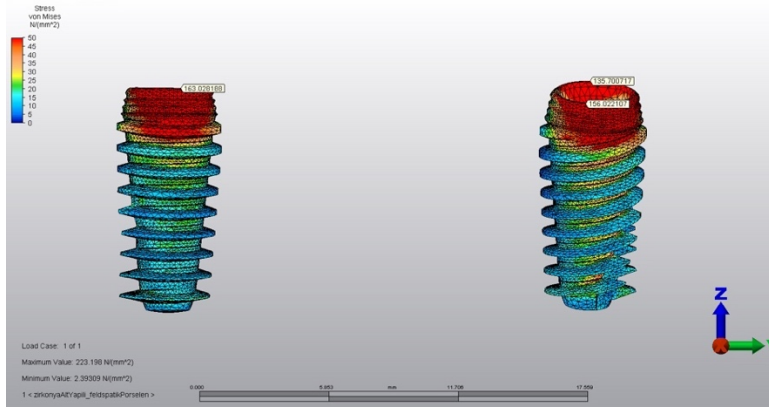
Şekil 4.65. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri



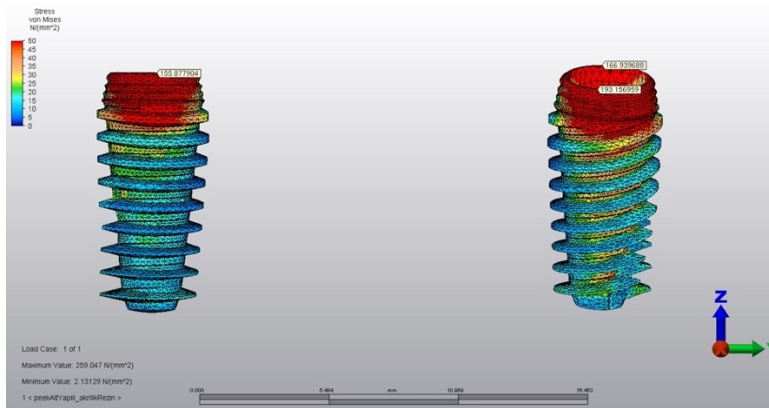
Şekil 4.66. PEEK alt yapılı, posterior implantın distale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri



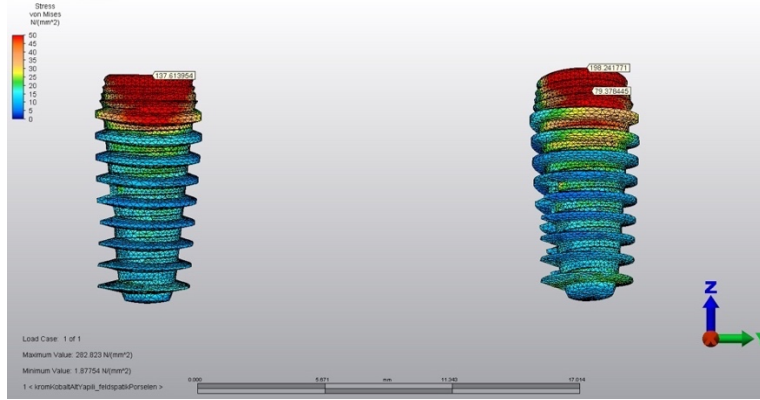
Şekil 4.67. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemeye implantlarda oluşan von Mises stres değerleri



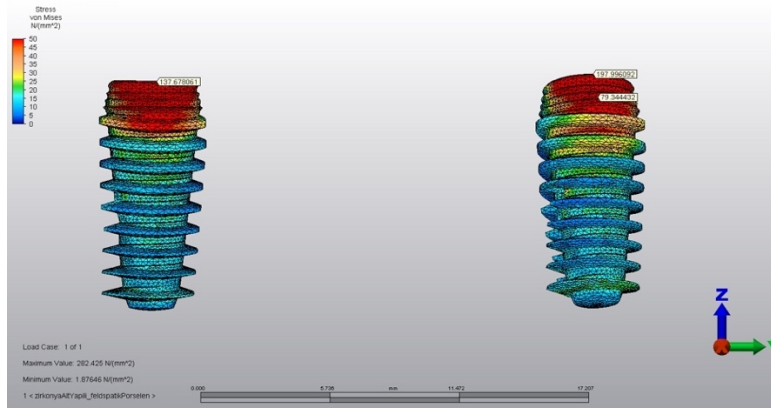
Şekil 4.68. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemeye implantlarda oluşan von Mises stres değerleri



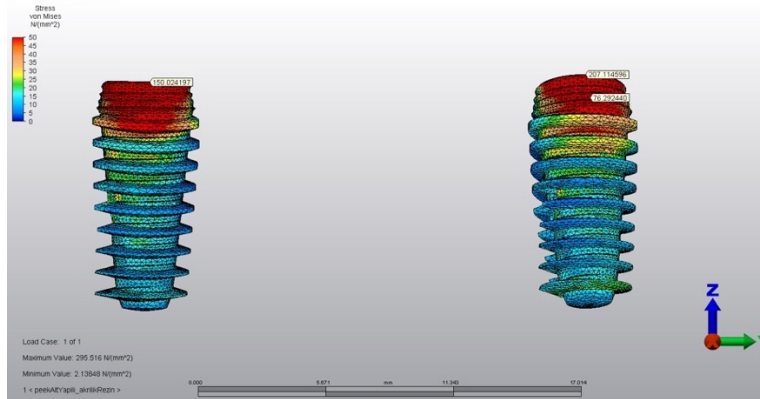
Şekil 4.69. PEEK alt yapılı, posterior implantın bukkale 17° eğimli grubunda oblik yüklemeye implantlarda oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.70. Cr-Co alt yapılı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.71. Zirkonya alt yapılı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.72. PEEK alt yapılı, posterior implantın linguale 17° eğimli grubunda oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada önerilen hipotez, “farklı pozisyonlarda implant yerleşimlerinin ve kullanılan farklı alt yapı materyallerinin; kemikte, implantta ve protezde oluşacak stres değerlerine etki edeceği” şeklindedir. Çalışmamızda mandibular posterior ikinci premolar ve ikinci molar bölgesine titanyum implant uygulaması yapıldı. Daha sonra titanyum abutmentlar üzerine üç farklı protetik materyalden köprü tasarımı yapılarak okluzal kuvvetler uygulandı. Kobalt-krom, zirkonya ve PEEK alt yapıları kullanılarak implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşan stresler; üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Çalışmanın sonuçlarına göre implantların pozisyonunun ve alt yapı materyallerinin değişmesi sebebiyle oluşan streslerde fark bulunmuştur. Bu sonuçlar göz önüne alındığında önerilen hipotez kabul edilmiştir.

İmplant tedavisi uygulanmaya başlanmadan önceki yıllarda orta ve ileri yaştaki bireylerin büyük çoğunluğunda gözlenen tam veya kısmi dişsizlik, başka tedavi seçenekleriyle giderilmekteydi. Ancak günümüzde, özellikle 1980’li yıllardan sonra implant uygulamaları rutin bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (Zarb,1983). Gelişen teknoloji sayesinde kaybedilen dişler yerine yapılan geleneksel protezler, yerini hızla dental implantlara bırakmaktadır. Dental implantların en önemli avantajları arasında, alveol kemiğin devamlılığının korunması ve komşu dişlerde preperasyon ile oluşan doku kaybına engel olması yer almaktadır (Newman and ark., 2002).

Kemik tipi, implant osseointegrasyonunda ve uzun dönem başarısında önemli faktörler arasında yer almaktadır (De Almeida, 2010). Tip I ve tip IV kemik tipinde osseointegrasyon ve rejeneratif süreçte problemlerle karşılaşılabilir. Kantitatif olarak, tip A ve tip B kemikler idealdir, ancak kemik kaybındaki artışa bağlı olarak bir çok problemle karşılaşılabilir (Sabeti ve Rokn, 2014). Yapılan bir çalışmada dört kemik tipinde de (tip I, tip II, tip III, tip IV) mental foramenler arasına yerleştirilen implantlar prefabrike bar sistemleriyle protetik bir şekilde modellenmiş ve sonlu eleman analizi yöntemiyle karşılaştırılmıştır. Tip III ve tip IV kemik tipleri aksiyel ve

bukkolingual yükleme altında maksimum stres birikimi göstermiştir. Tip I ve tip II kemikte stres yoğunluğu diğer kemik tiplerine oranla daha düşük bulunmuştur (De Almeida ve ark., 2010). Bu bulgular doğrultusunda alt çene kemiği seçilirken kemik dikey boyutu 10 mm, bukko-lingual yöndeki genişliği 5 mm'den fazla olan tip II, A divizyonu tipinde kemik seçimi yapıldı.

Bir dental implantı başarılı kabul edebilmek için sadece ağızda durması yeterli değildir (Mish ve ark., 2008). Aynı zamanda yumuşak dokuların sağlığı, implant çevresinde oluşan krestal kemik kaybı, implant stabilitesinin korunması ve gelen kuvvetleri karşılayarak çiğneme fonksiyonuna katkıda bulunması gibi faktörler de etkilidir (Çetiner ve Zor, 2007). Dental implantların uzun dönem başarısını inceleyen birçok çalışmada ağız hijyeni, genel sistemik durum, kemik kalite ve kantitesi, implant yüzey özellikleri, implant dizaynı (boy, çap), cerrahi teknik ve protetik tedavi sonrası doğru yük dağılımının implant tedavisindeki başarı üzerinde rol oynadığı bildirilmiştir. (Abrahamsson ve Soldini, 2006).

Özellikle kısa implantlardaki azalmış implant-kemik teması ve artmış kron/implant oranı nedeniyle implant başarısının etkileneceği düşünülmektedir. İmplant boyu arttıkça implantın prognozu da iyileşmektedir. İmplant uzunluğu 8 mm'nin altında olan implantlar kısa implantları oluşturmaktadır ve uzun implantlar kısa implantlara göre daha iyi prognoz sergilemektedir (Lekholm ve Zarb, 1985). Geniş implantlar stres dağılımını olumlu etkiler ve implantın boyu kadar önemlidir (Santiago ve ark., 2013). Himmlová ve arkadaşları 2004 yılında yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, implant uzunluğunun artmasıyla implant üzerindeki stresin azaldığını ancak implant çapı kadar etkili bir faktör olmadığını belirtmişlerdir (Himmlová ve ark., 2004). Yapılan bir başka çalışmada ise kron/implant oranı, implant genişliği ve implant uzunluğunun dokular üzerinde oluşturduğu stres etkisi sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Kron boyunun kron/implant oranının değişmesinden daha etkili olduğu belirtilmiş, implant boyundaki değişimin implant çapındaki değişim kadar stres dağılımını etkilemediğini ve daha geniş implant kullanımının daha başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Bayraktar ve ark., 2013).

Bizim çalışmamızda da 4.3 mm çapında ve 10 mm boyunda kemik seviyesinde implantlar modellenmiştir.

Osseointegre bir implantın başarısı için kemiğe iletilen stresin önemi büyüktür. Stresin fazla olduğu durumlarda kemik rezorbsiyonunun artacağı düşünülmektedir (Çiftçi ve Canay, 2001). Artan stres miktarına bağlı olarak kemiğin ileri derecede rezorbe olması sonucunda implantın kaybedilmesi ve başarısızlık kaçınılmaz olacaktır (Holmes ve Loftus, 1997).

Fonksiyon sırasında ortaya çıkan yüklerin implanta ve sonrasında kemiğe iletilme şekli implant başarısı için en önemli faktörlerden biridir (Akça ve ark., 2002). Dental implantların uzun vadeli başarısı biyomekanik faktörlere bağlıdır. Fonksiyonlarla beraber oluşan gerilmelere bağlı stres değerleri kemiğin taşıma kapasitesini aştığı zaman, kemikte rezorbsiyon gerçekleşir ve implantlarda kayıplar görülür (Turker ve ark., 2019). Biyomekanik faktörlerin implant destekli protezlerin başarısındaki etkisinin sadece in vivo çalışmalarla belirlenmesi imkansızdır. Bunun yanında in vitro ve in vivo çalışmalarda standardizasyonun sağlanması oldukça zordur. Sonlu elemanlar stres analizleri ile standardizasyon sağlanabilmekte ve stres dağılımları dijital olarak belirlenebilmektedir (Guzzi ve ark., 2012). Aynı zamanda sonlu elemanlar analizi sadece belirlenen faktörleri değiştirerek ve diğer tüm faktörleri sabit tutarak analizlerin gerçekleştirilmesine olanak sağlamaktadır (De Rossi ve ark., 2014). Bu avantajlar nedeniyle çalışmamız sonlu elemanlar stres analizi ile gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde, dental implantın ve implant çevresindeki kemik dokusunun taklit edilebilmesi kolay değildir. Bu nedenle modelleme yapılırken, analizin yapılabilmesi için belirli varsayımlar yapılması gerekmektedir (Akça ve ark., 2002). Bu varsayımları sıralayacak olursak; kullanılan materyalin özellikleri, kemiğin ve modellenecek implantın detaylı geometrisi, kemik implant arasındaki ilişki ve sınır koşullarıdır (Geng ve ark., 2001; Koriath ve Versluis, 1997).

Sonlu elemanlar analizinde, trabeküler ve kortikal kemik, kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları için evrensel olarak kabul edilen bir değer mevcut değildir (Bölükbaşı ve ark., 2012). Kemik; homojen olmayan, anizotropik, viskoelastik bir yapı olmasına rağmen yapılan çalışmalarda modeli basitleştirerek analizi tamamlayabilmek amacıyla trabeküler ve kortikal kemiğin homojen, izotropik ve doğrusal elastik oldukları varsayılmaktadır (Natali, 2003). Bu nedenle bu çalışmada da diğer çalışmalarda (Bhering ve ark., 2016; Cinel ve ark., 2018; Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018) olduğu gibi trabeküler ve kortikal kemik homojen, izotropik ve doğrusal elastik olarak varsayılmıştır. Çalışmamızda kullandığımız elastik modülü ve Poisson oranı için ise literatürdeki en çok kullanılan değerlerden yararlanılmıştır (Aritza Brizuela-Velasco ve ark., 2017; Marcian ve ark., 2014; Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018).

Sonlu eleman analizi ile kemik modellenmesi zor olduğu gibi, osseointegrasyonun da tam olarak modellenmesi imkansızdır. Çünkü histomorfometrik çalışmalar hiçbir zaman kemik-implantın ara yüzeyinin % 100 osseointegre olmadığını göstermiştir (Bhering ve ark., 2016). Fakat sonlu elemanlar analizlerinde kemik modellenmesi zor olduğu için osseointegrasyon %100 olarak düşünülmektedir (Erkmen ve ark., 2011). Çalışmamızda da, dental implantların alveol kemiğine osseointegrasyonun %100 olduğu varsayılmıştır.

2D veya 3D sonlu eleman modelinin kullanılıp kullanılmayacağına karar vermek sonlu elemanlar analizinde önemli bir konudur. 2D modellemenin yapılması daha kolaydır ve model oluşturmak için çok gelişmiş bilgisayar programlarına gerek duyulmamaktadır. Fakat yapılan çalışmalarda, dental restorasyonların gerilme analizlerini ölçmek için 2D modellemenin yetersiz kaldığı görülmüştür (Erkmen ve ark., 2011). Bu nedenle, çalışmamızda 3D modelleme yapılmıştır.

İnan ve ark. yaptıkları bir çalışmada implant çevresindeki kemik dokusunda oluşan kuvvet dağılımını fotoelastisite ve sonlu elemanlar analizi yöntemleri kullanarak değerlendirmişler ve her iki stres analiz yöntemi ile de stres dağılımının değerlendirilebileceğini, fakat sonlu elemanlar analizinin daha detaylı ve kapsamlı bilgi sağladığını belirtmişlerdir (İnan ve ark., 2009). Başka bir çalışmada, Eraslan ve ark.

porselen ve akrilik rezin materyallerinin çevre kemik dokudaki stres dağılımını değerlendirmek amacıyla fotoelastik yöntem ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak sonlu elemanlar stres analizi yönteminin fotoelastik yöntemine göre daha detaylı bilgi sağladığı ve modeldeki tüm yapılarıdaki stres dağılımlarının incelenebilmesine imkan sağladığını bildirmişlerdir (Eraslan ve ark., 2009). Bu çalışmada da implantlar, implant çevresindeki kortikal kemik, trabeküler kemik ve implant üstü protez alt yapısında oluşan stresleri değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar analizi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde sonuçların güvenilir olması için, eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında olması tavsiye edilmektedir. 300 μm 'den daha büyük eleman boyutu, yanıltıcı sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir (Sato ve ark., 1999). Çalışmamızda da eleman ve düğüm sayısı 47977-253811 arasındadır.

Sonlu elemanlar stres analizi tekniğinde güvenilir sonuçlar elde edebilmek için ileri dijital görüntüleme tekniklerinden yararlanılır ve böylece homojen olmayan kemik modelleri de elde edilebilmektedir (Geng ve ark., 2001). İleri dijital görüntüleme teknikleri arasında bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve lazer tarama yöntemleri yer almaktadır. Bu teknikler kendi aralarında kıyaslandığında, yapılan araştırmalara göre en ayrıntılı görüntüyü veren tekniğin bilgisayarlı tomografi tekniği olduğu bildirilmiştir (Keyak ve ark., 1990). Çalışmamızda bilgisayarlı tomografi ile hazırlanmış mandibula modeli kullanılmıştır.

Analizlerimiz gerçekleştirilirken mandibuladan alınmış farklı boyutlarda elde edilmiş birçok kemik kesiti kullanılmıştır. Çene kemiklerinden farklı boyutlarda kesitlerin alınması mümkündür. Güncellenen teknoloji ile beraber çalışmamızda modellerimiz; üç boyutlu, gerçeğe uygun anatomik formlar, olabildiğince detaylı ve titiz bir şekilde hazırlanmıştır. Çalışmamızda kemikte oluşan en yüksek stres değerleri, implantın kortikal kemiğe ilk temas ettiği kısımlarda (boyun bölgesinde) görülmüştür. Böylece kortikal kemiğin varlığı gelen kuvvetlerin çoğunluğunu kendisi karşılayarak, trabeküler kemiğe çok daha az stres iletilmesine neden olmuştur.

İmplantlar gelen kuvvetleri, periodontal aralıkları bulunmadığı için doğrudan kemiğe iletirler. Bu özellikleriyle doğal dişlerden ayrılırlar. Bu sebeple kemik-implant bağlantısının korunmasında gelen çiğneme kuvvetlerinin de etkisi büyüktür (Ishigaki ve ark., 2003). Çiğneme kuvvetleri ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır ve bu kuvvetler ile ilgili farklı farklı sonuçlar bulunmuştur. Ferrario ve ark. yaptıkları çalışmalarında doğal dentisyondaki ısırma kuvvetlerini, kesicilerde 94-146N, birinci premolarlarda 179-254 N ve birinci molarlarda 234-306 N olarak bulmuşlardır (Ferrario ve ark., 2004). Doğal dentisyona sahip bireylerde oluşan bu farklı okluzal kuvvetler, bireyin yaşı ve ağzında mevcut olan restorasyonlara göre büyük değişiklik göstermektedir. İmplant destekli sabit protezlerde, doğal dişleri olan bireyler gibi benzer kuvvetlere maruz kalırlar (Mustafaoğlu, 2016). Sonlu elemanlar stres analizi ile implantlar üzerinde çalışma yapılırken bu durum göz önüne alınmıştır. Böylece implantların da doğal dişler gibi sadece yatay ve dikey kuvvetlere maruz kalmadığı, oblik kuvvetlere de maruz kaldığı için bu durumun da göz önüne alınması gerekmektedir (Geng ve ark., 2001). Oblik kuvvetlerin daha fazla stres yarattığı yapılan çalışmalarda görülmüştür (Helkimo ve ark., 1977). Çalışmamızda oblik kuvvetler altında oluşan stres sonuçları değerlendirilmiştir.

İmplant destekli sabit protezlerde krom-kobalt, zirkonya, altın ve alaşımları, PEEK, fiberle güçlendirilmiş rezin, krom-nikel, gümüş-paladyum ve titanyum gibi malzemeler alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (Bhering ve ark., 2016). Bu çalışmada protez modellemelerinde alt yapı materyali olarak krom-kobalt, zirkonya ve PEEK alt yapı olarak kullanılmıştır. İmplant üstü protetik restorasyonlar arasında metal alt yapı porselenler günümüzde hala en çok tercih edilen materyallerdir. En büyük avantajları dayanıklı olmaları, porselene iyi bağlanmaları, ucuz olmaları ve kolay ulaşılmaları yer almaktadır. Fakat metal alt yapı porselenlerin birçok dezavantajı da bulunmaktadır. Korozyona uğramaları, alerji yapabilmeleri dezavantajlarının başında gelmektedir (Gökçe ve Beydemir, 2002). Bu özellikler değerlendirildiğinde çalışmamızın bir grubunda metal destekli porselenler kullanılmıştır.

Zirkonya, estetik sonuçları arttırması sebebiyle metal alt yapılara alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır (Abduo ve Lyons 2012). Metal alt yapılardaki estetik problemleri çözmek için alt yapı olarak kullanılmaya başlanan zirkonyumun implant ile çok iyi marjinal adaptasyon ve yeterli dayanıklılığı sağladığı bildirilmiştir. Bunun yanı sıra metal kullanılmadığı için, iyon salınımından kaynaklanan toksik ve alerjik reaksiyonların ortaya çıkması gibi dezavantajları da bulunmamaktadır (Abduo ve Lyons, 2012; Tribst ve ark., 2017; Yildirim ve ark., 2000).

PEEK uzun yıllardır ortopedide biyomateriyal olarak kullanılan yüksek erime sıcaklığına sahip termoplastik ve yarı kristalli bir materyaldir. Radyoaktif bir materyal olan PEEK, manyetik rezonans görüntüleme artefaktlarını düşürmüştür ve aynı zamanda çok iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir (Bathala ve ark., 2019).

Bir çalışmada 2 implant üzerine tasarlanan 3 üyeli sabit protetik bir restorasyonda 5 farklı alt yapı materyalinin (altın, gümüş-paladyum, zirkonya, titanyum, kobalt-krom); implant çevresi kemik doku, alt yapı ve vidada oluşturduğu çekme ve von Mises stresleri kıyaslanmıştır. Alt yapı materyallerinin kemikte oluşturduğu çekme stresleri büyükten küçüğe sırayla zirkonya, kobalt-krom, titanyum, gümüş-paladyum ve altın olarak gözlemlenmiştir.

Literatürdeki başka bir çalışmada (Bhering ve ark., 2016) kobalt-krom, titanyum ve zirkonya protetik alt yapıları karşılaştırılmıştır. Tedavi konseptlerinden bağımsız olarak kobalt-krom ve zirkonya gibi daha sert olan materyaller, biyomekanik açıdan daha iyi sonuçlar göstermiş olup; kemik, implant, abutment, abutment vidası ve yer değiştirme miktarında azalmaya sebep olmuşlardır.

Lee ve arkadaşları (Lee ve ark., 2017) sonlu elamanlar analizi ile yaptıkları bir çalışmada implant destekli protezler için alt yapı materyali olarak PEEK materyalini titanyum ve zirkonya ile karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda elastik modülüsü düşük alt yapının stresi absorbe edici etkilerinin bazı bölgelerde sınırlı olduğunu ve daha sert alt yapı materyalinin protezin bileşenlerinde olumlu bir stres dağılımı gösterdiğini bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda alt yapıların kortikal ve trabeküler kemikte

oluşturduğu gerilme ve sıkışma stresleri PEEK>krom-kobalt=zirkonya olarak izlenmiştir, bu sonuçlar Lee ve arkadaşlarının çalışması ile uyumludur.

Çalışmamızda hazırlanan restorasyonda, anterior implantlar düz multiünit abutment, posterior implantlar 17 derece açılı abutmentlere vidalı olacak şekilde üç farklı alt yapı materyali kullanılarak tasarlanmıştır. Bazı vakalarda implantların vertikal olarak yerleştirilmesi pek mümkün olmamaktadır. Örneğin, implantın kemiğin içine gömülebilmesi için veya kimi zaman yandaki dişin aksına uygun olması için açılı yerleştirmek durumunda kalılabilmektedir. İmplantlar çene kemiğine uygunsuz bir şekilde yerleştirilmişse, çiğneme kuvvetleri sırasında etraflarında fazla gerilme oluşur. Bu durum; enflamasyona, implant çevresindeki kemikte mikro kırıklara, kemik resorbsiyonuna, implant vidasının gevşemesine ve sonuç olarak da protetik tedavinin başarısızlığına yol açar (Watanabe ve ark., 2003).

Klinik olarak incelenmiş birçok implant vakasında, özellikle alt posterior bölgede farklı implant açılanmalarına rastlanmıştır. Lan ve ark. yaptığı çalışmada, implantlar aynı okluzal düzlem üzerinde distale ya da meziale 0°-15° eğimlendirilmiş, farklı yönlerde kuvvetler uygulanmış ve kemikte meydana gelen stresler sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelemiştir. 8 farklı açılendirme sonucu oluşturulan modellerde aynı üst yapı dizaynı kullanılmıştır. Bütün modellerde, en yüksek stres kortikal kemiğin boyun bölgesinde görülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda, implant gövdesinin açılendirilmesinin, daha iyi kemik yanıtlarına sebep olduğu bulunmuştur ve bu durumun ileride yapılan protezlerdeki aşırı yüklenmeyi önleyebileceği savunulmuştur.. İmplantlar, distale doğru her modelde açı artacak şekilde farklı açılarla eğimlendirilmiş ve kuvvet altında stresler, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmıştır. Ayrıca, aksiyal ve eğimli yerleştirilen implantlarda, stresler aynı bölgede yoğunlaşmış ve stres değerlerinde anlamlı bir artış gözlenmemiştir (Lan ve ark., 2008)

Zampelis ve ark. iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışma sonucunda, distale eğimli implantların, sabit bir restorasyon ile birbirine bağlanmasının stres dağılımına etkisi değerlendirilmiştir. Bu çalışmada 45° distale eğimli yerleştirilmiş

implantlar ile vertikal olarak yerleştirilmiş implantlar karşılaştırılmış, implantın boyun bölgesindeki kemik stresinde anlamlı bir artış görülmemiştir (Zampelis ve ark., 2007).

Satoh ve ark. mandibular kemiğe yerleştirilen implantları 10° ve 20° mesiale eğimlendirerek çalışma modelleri hazırlamışlardır. Araştırmacılar modellerinde düz silindir implantları kullanmışlardır. Dikey eksene paralel olacak şekilde, eğilmiş implantlar üzerine kuvvet uygulanmıştır. Sonuçlar, implantların eğimli yerleştirilmesinin kemik stresini olumsuz etkilemediğini göstermiştir (Satoh ve ark., 2005).

Bizim çalışmamızda en yüksek kortikal çekme değerleri PEEK bukkale 17 derece eğimli grupta, en düşük kortikal çekme değerleri PEEK palatine 17 derece eğimli grupta görülmüştür. En yüksek değerlerin bukkalde görülmüş olması oblik kuvvetlerin bukkal yönden uygulanması sonucu olmuş olabilir. PEEK; Cr-Co ve zirkonyadan daha düşük Poisson oranına sahip olduğu için kuvveti tam olarak iletememiş ve kendi üzerinde biriktirmiştir. Alt yapılardaki von Mises stres değerlerine baktığımız zaman Cr-Co, zirkonya ve PEEK de en yüksek değerler bukkale 17 derece eğimlendirilmiş gruplarda bulunmuştur. En düşük değerler ise yine aynı şekilde palatine 17 derece eğimlendirilmiş gruplarda bulunmuştur. Cr-Co ve zirkonya alt yapı modellerindeki, stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değerlerinin konnektör bölgesinde olduğu görülürken, PEEK alt yapı modellerindeki en yüksek stres değerlerinin destek kronların diş etine yakın bölge çevresinde olduğu belirlendi. İmplantlardaki von Mises stres değerlerine baktığımız zaman yine en yüksek değerler bukkale 17 derece eğimlendirilmiş gruplarda bulunmuştur. En düşük değerler ise yine aynı şekilde palatine 17 derece eğimlendirilmiş gruplarda bulunmuştur. Bütün modellerdeki, en yüksek stres değerlerinin posterior implantta boyun bölgesinde yoğunlaştığı belirlendi. Çalışmanın genelinde en yüksek stres değerlerinin PEEK modellerinde olduğu görüldü. Cr-Co ve zirkonya alt yapıli implant modellerinde oluşan en yüksek ve en düşük von Mises stresi değerlerinin benzer olduğu görüldü.

Jr Sarot ve ark. yaptığı çalışmada oblik kuvvetlerin dikey kuvvetlerden daha yıkıcı etkiye sahip olduğunu söylemişlerdir. Bunun aksini bildiren bir çalışmaya rastlanmamıştır (Sarot ve ark., 2010). Bu çalışmada molarlara 200 N, premolar dişe 100 N gelecek şekilde toplamda 500 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Çalışmamızda oblik kuvvet için literatürde kullanılan açı aralığından 30 derecelik açı tercih edilmiştir (Göre ve ark., 2010)

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması, gerçek durum hakkında bilgi verir fakat sonuçlarının kesin olarak alınmaması gerekmektedir. Bu çalışmada kullanılan tüm modeller; homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir. İmplantların kemikle bağlantısının %100 olduğu varsayılmıştır. Kemikle implant arasında hiçbir zaman %100 bağlantının oluşmadığını bildirilmektedir. Abutment implant bir bütün olarak varsayılmıştır. Siman aralığı ve oklüzal vida değerleri çalışmamızda değerlendirilmemiştir. Bu nedenle çalışma sonuçlarını değerlendirirken sonlu elemanlar stres analizinin sınırlamaları akılda bulundurulmalıdır.

6. SONUÇLAR

Çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı;

1. Kullanılan farklı alt yapı materyallerinde oluşan stresler değerlendirildiğinde;

- Kortikal kemikte PEEK materyali kullanılan modellerde en yüksek çekme ve basma stresleri oluşmuştur. Zirkonya ve Cr-Co materyalleri kullanılan modellerde benzer stresler oluşmuştur.
- Trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri incelendiğinde en yüksek PEEK kullanılan modellerde, zirkonya ve Cr-Co materyalleri kullanılan modellerde ise PEEK'den daha az, benzer stresler oluşmuştur.
- İmplantlarda oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek stresler PEEK materyali kullanılan modellerde oluşmuştur. Cr-Co ve zirkonya materyali kullanılan modellerde benzer stresler oluşmuştur.
- Alt yapılarda oluşan von Mises stresler değerlendirildiğinde en yüksek stresler Cr-Co ve zirkonya modellerinde , en düşük stresler PEEK modellerinde oluşmuştur.

2. Farklı inklünasyona sahip modellerde oluşan stresler değerlendirildiğinde;

- Kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri , en yüksek PEEK bukkale 17 derece grubunda, en düşük PEEK linguale 17 derece grubunda görülmüştür.
- Kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri, en yüksek PEEK meziale 17 derece grubunda, en düşük Cr-Co linguale 17 derece grubunda görülmüştür.
- Trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri, en yüksek PEEK distale 17 derece grubunda, en düşük Cr-Co linguale 17 derece grubunda görülmüştür.
- Trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri, en yüksek PEEK bukkale 17 derece grubunda, en düşük Cr-Co ve zirkonya linguale 17 derece grubunda görülmüştür.
- İmplantlarda oluşan von Mises stres değerleri, en yüksek PEEK linguale 17 derece grubunda, en düşük Cr-Co bukkale 17 derece grubunda görülmüştür.

- ✓ Bütün modellerde, oblik yükleme altında, kortikal kemikte oluşan basma ve çekme stresleri trabeküler kemikte oluşan basma ve çekme streslerinden daha yüksektir.
- ✓ Oblik yüklemede, posterior implantta anterior implanta göre daha yüksek stresler olduğu bulunmuştur.
- ✓ Oblik yüklemede; implant, çevresindeki kemik dokusu ve protetik alt yapılarda en yüksek değerler kuvvetin uygulandığı yönde görülmektedir.

Elde ettiğimiz sonuçlar ışığında:

- Oblik kuvvetler, klinik duruma daha çok benzediği için; implant üstü sabit protezlerde doğru endikasyonla uygulanan Cr-Co alt yapılı seramik köprü restorasyonu ve zirkonya destekli seramik köprü restorasyonu stres dağılımı açısından daha başarılı olacağı düşünülmektedir.

7.KAYNAKLAR

- Abduo, J., Lyons, K. (2012). Clinical considerations for increasing occlusal vertical dimension: a review. *Aust Dent J*, 57(1), 2-10.
- Abrahamsson, I., Soldini, C. (2006). Probe penetration in periodontal and peri-implant tissues: An experimental study in the beagle dog. *Clin. Oral Implants Res*;17(6), 601-605.
- Albrektsson, T., Brånemark, P-I., Hansson, H-A., Lindström, J. (1981). Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52, 2, 155-70
- Adalı, E., Yüce., M, Ö., Günbay, T. & Çıplak, g. (2018). Farklı dental implantların başarı oranlarının geriye dönük olarak değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2017,(3-4)
- Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Diş Hek Derg*, 11, 18-23.
- Akça, K., Çehreli, M. C., & İplikçioğlu, H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*, 15(2), 115-121.
- Al Jabbari, Y. S. (2014). Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: A review of the literature. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(2), 138–145.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). Indirect Restorative Materials. In K.J. Anusavice, Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences (pp. 367-396). St. Louis, USA

- Bacchi, A., Consani, R., L, Mesquita., M . F, & Dos Santos. M. B. (2013). Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand*, 71(5), 1243-1249
- Bathala, L., Majeti, V., Rachuri, N., Singh, N., & Gedela, S. (2019). The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry—A Review. *J med life*, 12(1),5.
- Bayraktar, M., Gültekin, B. A., Yalçın, S., and Mijiritsky, E. (2013). Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant Dentistry*, 22(4), 406–413.
- Bhering, C., L, Mesquita., M, F., Kemmoku, D., T, Noritomi., P, Y., Consani, R., L, & Barao, V. A. (2016). 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. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 69. 715-725.
- Binon, & PP. (2000). Implants and components : entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15, 76–94.
- Branemark, P.I., et al., Branemark, Novum. (1999). A new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 1999. 1(1), 2-16.
- Branemark, P-I., Zarb, GA., Albrektsson, T., Rosen, HM. (1986). Tissue-Integrated Prostheses. *Osseointegration in Clinical Dentistry*, LWW, 496-497
- Brånemark, PI., Breine, U., Adell, R., Hansson, BO., Lindström, J., Ohlsson, Å.(1969). Intraosseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*.:3(2),81-100

- Brizuela-Velasco, A., Perez-Pevida, E., Jimenez-Garrudo, A., Gil-Mur, F. J., Manero, J. M., Punset-Fuste, M., . . . Monticelli, F. (2017). Mechanical Characterisation and Biomechanical and Biological Behaviours of Ti-Zr Binary-Alloy Dental Implants. *Biomed Res Int*. ID 2785863.
- Bozkaya, D., Muftu, S., & Muftu, A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 523–530.
- Bölükbaşı, N., Koçak, A., & Özdemir, T. (2012). İmplant Konumlarının Anterior Maksillada Oluşturacakları Etkilerin Biyomekanik Olarak Araştırılması. *Istanbul Univ Fac Dent*, 46(3), 15-28.
- Chang, S.-H., Lin, C.-L., Hsue, S.-S., Lin, Y.-S., & Huang, S.-R. (2012). Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Medical Engineering & Physics*, 34(2), 153–160.
- Christensen, R. W. (1969). The transosteal mandibular dental implant. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 22(5), 578–587.
- Chun, H., J, Park., D, N., Han, C., H, Heo., S, J., Heo, M.S., Koak, J.Y. (2005). Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil*; 32: 193-205.
- Cinel, S., Celik, E., Sagirkaya, E., & Sahin, O. (2018). Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 119(3), 417-425.

- Craig, R. G., & Powers, J. (2002). Restorative Dental Materials St. Louis: CV Mosby, 480, 552-553.
- Çalikkocaoğlu, S., (2004). Tam Protezler. 4. Baskı, İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği, p(788).
- Çetiner, S., & Zor, F. (2007). Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(1), 51–56.
- Çınar D. (2007). İki farklı kemik tipinde kron/implant oranındaki değişikliğin stres oluşumuna etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi, Doktora tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara p(17-42).
- Çiftçi Y, Canay S. (2001). Stress distribution on the metal framework of the implant - supported fixed prosthesis using different veneering materials. *The International Journal of Prosthodontics*; 14(5), 406–411.
- De Almeida, E. O., Rocha, E. P., Freitas, A. C., and Freitas, M. M. (2010). Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple-implant superstructures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(6), 1108–1114.
- De Rossi, M., Santos, C. M., Miglioranca, R., & Regalo, S. C. (2014). All On Four(R) Fixed Implant Support Rehabilitation: A Masticatory Function Study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 16(4), 594-600.
- Drago, C., Howell ,K. (2012). Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 21, 5, 413-24.

- Dover, M.S., Booth, P.W., Schendel, S.A., Hausamen, J. (1999). Oral Implantology. Maxillofacial Surgery, Sydney: Churchill Livingstone, 1563-1582.
- Durkan, R., Deste, G., & Oyar, P. (2019). Tam-ark İmplant-destekli monolitik zirkonya sabit dental protezler: literatür derlemesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(1), 160–167.
- Eraslan, O., İnan, Ö., and Eskitaşçıoğlu, G. (2009). The Effect of Artificial Tooth Materials on Stress Distrubition in Complete Dentures. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 15(2), 81–86.
- Erkmen, E., Meric, G., Kurt, A., Tunc, Y., & Eser, A. (2011). Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mech Behav Biomed Mater*, 4(1), 107-116.
- Ersoy, A. E. (2015). Tam Seramik Restorasyonlar. In *Diş Hekimliğinde Sabit Protezler*. Yenişehir, ANKARA: Akademisyen Kitabevi Yayın Dağıtım ve Pazarlama A.Ş., 103–116.
- Ferrario, V. F, Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C., & Tartaglia, G. M. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of oral rehabilitation*, 31(1), 18-22.
- Geng, JP., Tan, KB., Liu, GR. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*; 85(6), 585–598
- Gezer, T., & Tuğçe. (2018). *All-on-six tekniğine göre yerleştirilen implantlarda farklı altyapı materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi*. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. Uzmanlık tezi, p(4-5)

- Gökçe, HS. & Beydemir, B. (2002). Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, 44(4), 457-463.
- Göre E. (2010). Bruksizmi olan hastalarda implant üstü sabit protezler farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirilmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul. (Danışman: Prof. Dr. Gülümser EVLİOĞLU), p(28-56).
- Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., & Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J dent*, 33(1), 918.
- Guzzi, G., Pigatto, PD., Spadari, F., La Porta, CA. (2012). Effect of thimerosal, methylmercury, and mercuric chloride in Jurkat T Cell Line. *Interdiscip Toxicol.Sep*;5(3),159-61.
- Gül, EB. (2009). Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki gerilme dağılımının incelenmesi. Doktora tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi,p(35-40).
- Gümüş H.Ö. (2007). Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdıkları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez programı, Ankara, p(25-29).
- Hasan, I., Bourauel, C., Keilig, L., Stark, H., & Luckerath, W. (2015). The effect of implant splinting on the load distribution in bone bed around implant-supported fixed prosthesis with different framework materials: A finite element study. *Ann Anat*, 199, 43-51.

- Helkimo, E., Carlsson, GE., Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica*, 35, 297–303.
- Himmlová, L., Dostálová, T., Kácovský, A., & Konvičková, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 20–25.
- Hobo, S., Ichida, E., Garcia LT. (1990). Osseointegration and occlusal rehabilitation. 2nd ed. Quintessence Publ. Co. Ltd, Tokyo, 265-280
- Hobo, S., Ichida, E., Garcia, LT. (1989). Osseointegration and occlusal rehabilitation, Quintessence Pub Co. Ltd, Tokyo, 163-186
- Holmes, DC., Loftus, JT. (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *Journal of Oral Implantology*, 23(3), 104-11.
- Horita, S., Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Imai, Y., & Kirita, T. (2017). Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(2), 123–132.
- Ichikawa, T., Kanitani, H., Wigianto, R., Kawamoto, N., & Matsumoto, N. (1997). Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clinical Oral Implants Research*, 8(1), 18—22.
- Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T., Takashima, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical oral implants research*, 14(1), 97-102.
- Ivanoff, C.-J., Sennerby, L., Johansson, C., Rangert, B., & Lekholm, U. (1997). Influence of implant diameters on the integration of screw implants: An experimental study in rabbits. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 26(2), 141–148.

- İnan, Ö., Sevimay, M., Eraslan, O., and Eskitaşçıoğlu, G. (2009). Comparison of Finite Element and Photoelastic Stress Analysis Methods. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 15(2), 93–101.
- Keyak, JH., Meagher, JM., Skinner ,HB., Mote, CD.(1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of Biomechanical Engineering*, 12(5), 389-97.
- Krennmair, G., Fürhauser, R., Krainhöfner, M., Weinlander, M., Piehslinger, E.(2005) Clinical outcome and prosthodontic compensation of tilted interforaminal implants for mandibular overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* ;20, 923-29
- Korioth, T., & Versluis, A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical reviews in oral biology & medicine*, 8(1), 90-104.
- Kulak Özkan Y, (2012). Tam protezler ve implantüstü hareketli protezler problemler ve çözüm yolları. İkinci cilt. İstanbul, Vestiyer, p(294-295).
- Kurtz, S. M. (2012). Chapter 1 - An Overview of PEEK Biomaterials. In S. M. B. T.-P. B. H. Kurtz (Ed.), *Plastics Design Library* ,p(1–7).
- Küçükeşmen, H. C., & Önoğlu, A. (2018) Farklı Tiplerdeki Titanyum Altyapı Materyali ile Kompozit Rezin Tabakalama Materyalinin Bağlantı Dayanıklılığının İncelenmesi Investigation of Bond Strength of Different Type of Titanium Infrastructure Material to Composite Resin Veneering Material. *SdÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, Cilt 9(2) 79-84.

- Lan, T. H., Huang, H. L., WU, J. H., Lee, H. E., Wang, C. H. (2008). Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 24(3), 138-143
- Lee, J.-H., Frias, V., Lee, K.-W., & Wright, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 377–381. 51.
- Lee, K.-S., Shin, S.-W., Lee, S.-P., Kim, J.-E., Kim, J.-H., Lee, J.-Y., . . . Kim, J.-E. (2017). Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and ComputerAided Design. *International Journal of Prosthodontics*, 30(6), 581-585.
- Lekholm, U., and Zarb, G. (1985). Patient selection and preparation. *Osseointegration in Clinical Dentistry*, 109–209.
- Lemons, J. and J, Natiella. (1986). Biomaterials, biocompatibility and peri-implant considerations. *Dent Clin North Am.*, 30(1), 3-23
- Lindh, C., Petersson, A., Klinge, B., Nilsson, M. (1997). Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dentomaxillofacial Radiology*;26: 101-06.
- Manz, M. C. (2000). Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study. *Ann Periodontol*, 5(1), 137-15
- Marcian, P., Borak, L., Valasek, J., Kaiser, J., Florian, Z., & Wolff, J. (2014). Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study. *J Biomech*, 47(16), 3830-3836.

- Matsushita, Y, Kitah, M., Misuta, K., Ikeda, H. and Suetsugu, T. (1990). Two Dimensional Fem Analysis of Hydroxyapatite Implants: Diameter, Effects on Stres Distribution. *Journal of Oral Implantology*, 16-1, 6-11.
- McCabe, JF., Walls, AW. (2013). *Applied dental materials*, John Wiley & Sons: Hoboken,NJ.USA.May 2013.
- Medvedev, A. E., Molotnikov, A., Lapovok, R., Zeller, R., Berner, S., Habersetzer, P., & Dalla Torre, F. (2016). Microstructure and mechanical properties of Ti–15Zr alloy used as dental implant material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 62, 384–398.
- Misch, C. E., & Kutay, Ö. (2009). *Dental İmplantlar Neden Uygulanmalı; İmplant Dış Hekimliğinde Protetik Seçenekler; Stres Faktörleri, Dental implant protezler* İstanbul, Türkiye, Nobel Tıp Kitabevleri, p(1-71)
- Misch, CE., Perel, ML., Wang, H-L., et al.(2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant Dent* ;17(1):5-15.
- Misch, C.E. (1999). *Contemporary Implant Dentistry* St. Louis. Mosby 2.baskı,p(151)
- Mustafaoğlu, R. (2016). Farklı Altyapı ve Abutment Materyalleri kullanılan implant destekli sabit parsiyel protezlerde oluşan stres dağılımının üç boyutlu sonlu eleman analizi kullanılarak incelenmesi. Uzmanlık Tezi. Dicle Üni. Dış Hek. Fak. (Danışman: Doç.Dr.Emine Göncü Başaran).
- Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of (PEEK) polyetheretherketone in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*, 60(1), 12-19.

- Natali, A. (2003). *Mechanics of Bone Tissue*. London, UK and New York: USA: Taylor and Francis Group, p(2-17).
- Newman M, G., Takai, H., H. and Carranza F. A., (2002). *Carranza's Clinical Periodontology*. 9 th Ed. Philadelphia: WB Saunders, p(894)
- Nisand, D., & Renouard, F. (2014). Short implant in limited bone volume. *Periodontol* 2000, 66(1), 72-96.
- O'Brien, W. J. (2008). *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence Publ. Co. Inc .Inc, 29(3), 9015
- Ozan, O., & Kurtulmus-Yilmaz, S. (2018). Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33(1), 64-71.
- Parr, G. R., Gardner, L. K., & Toth, R. W. (1985). Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 54(3), 410–414.
- Payer, M., Kirmeier, R., Jakse, N., Pertl, C., Wegscheider, W., & Lorenzoni, M. (2008). Surgical factors influencing mesiodistal implant angulation. *Clinical Oral Implants Research*, 19(3), 265–270.
- Petrikowski, C., G, Pharoah., M, J. & Schmitt, A. (1989). Presurgical radiographic assessment for implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(1), 59–64.
- Prado, F.B., Rossi, A.C., Freire, A.R. and Caria, P.H.F., (2014). “ The Application of Finite Element Analysis in the Skull Biomechanics and Dentistry.” *Indian Journal of Dental Research*, 25(3): 390.

- Ramoğlu, S. ve Oğuz, O. (2015). “Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi.” Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 9(9), 175-180.
- Sabeti, M. A., and Rokn, A. R. (2014). Factors Involved in Single Implants.Principles and Practice of Single Implant and Restorations. Elsevier Inc,(25), 42-45
- Sancaklı, E. (2006). Alt dişsiz çenede bar destekli implant üstü protezlerin stres dağılımının sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi.Doktora Tezi.İstanbul:İstanbul Üniversitesi.p(32-36)
- Sannino, G., Pozzi, A., Schiavetti, R., & Barlattani, A. (2012). Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. Oral Implantol, 5(1), 11-20.
- Santiago Junior, J. F., Pellizzer, E. P., Verri, F. R., and De Carvalho, P. S. P. (2013). Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: A 3-D finite element study. Materials Science and Engineering, 33(8), 4700–4714.
- Sarot, J. R., Contar, C. M. M., Da Cruz, A. C. C., & De Souza Magini, R. (2010). Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 21(7), 2079-2085.
- Satoh, T., Maeda, Y., Komiyama, Y. (2005). Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. İnt J Oral Maxillofac İmplants; 20:533-39
- Sato, Y., Teixeira, E. R., Tsuga, K., and Shindoi, N. (1999). The Effectiveness of A New Algorithm on A Three-Dimensional Finite Element Model Construction of Bone Trabeculae inImplant Biomechanics. Journal of Oral Rehabilitation, 26, 640–643.

- Schmid-Schönbein, GW., Woo, S-Y., Zweifach, BW.(2012). Frontiers in biomechanics, Springer Science & Business Media.26,4,288-291
- Schwitalla, A., & Muller, W. D. (2013). PEEK dental implants: a review of the literature. J Oral Implantol, 39(6), 743-749.
- Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, MA. (2005). Eskitascioglu, G. Threedimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stres distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent; 93: 227-34.
- Skirbutis, G., Dzingute, A., Masiliunaite, V., Sulcaite, G., & Zilinskas, J. (2017). A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. Stomatologija, 19(1), 19-23
- Şahin, S., Çehreli, M. C., & Yalçın, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of Dentistry*, 30(7), 271–282.
- Tribst, J. P. M., de Moraes, D. C., Alonso, A. A., Dal Piva, A. M. d. O., & Borges, A.L.S. (2017).Comparative three-dimensional finite element analysis of implantsupported fixed complete arch mandibular prostheses in two materials. J Indian Prosthodont Soc., 17(3), 255-260.
- Tunalı, B. (2000). Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. 2. baskı. İstanbul. Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti.,p (67-133)
- Tunçdemir, R.A., Özcan, E., Kemal, M. (2011). *İmplant destekli sabit ve hareketli protetik restorasyonlar*. literatür derlemesi. *Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.Cilt 2, Sayı 6.

- Turker, N., Buyukkaplan, U. S., Sadowsky, S. J., & Ozarslan, M. M. (2019). Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the "All-on-Four" Concept with Different Occlusal Schemes. *J Prosthodont*, 28(2), 185-194.
- Ulusoy, M., & AK, A. (2003). Bölümlü Protezlerin Planlaması, Ulusoy, M., & AK, A. , *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*, Ankara, Türkiye, Ankara Üniv Diş Hek Fak Yayınları, p(94-120),
- Uzun, Y., Bayındır, P. (2010). Dental Uygulamalarda Titanyum ve özellikleri. *Atatürk Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*; 2010(3): 213-220
- Verstreken, K., Van Cleynenbreugel, J., Marchal, G., van Steenberghe, D., & Suetens, P. (1996). Computer-assisted planning of oral implant surgery. An approach using virtual reality. *Studies in Health Technology and Informatics*, 29, 423—434.
- Viennot, S., Dalard, F., Lissac, M., Grosogeat, B. (2005). Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *European journal of oral sciences*, 113, 1, 90-5.
- Yildirim, M., Edelhoff, D., Hanisch, O., & Spiekermann, H. (2000). Ceramic abutments- a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent.* , 20(2), 80-91.
- Wataha, J. C., & Messer, R. L. (2004). Casting alloys. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 499–512.
- Watanabe, F., Hata, Y., Komatsu, S., Ramos, TC., Fukuda, H. (2003). Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stres distribution. *Odontology*, (91) ,31-36

- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara, p:515.
- Zampelis, A., Rangert, B., Hejil, L. (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *J. Prosthet Dent.*, 97(6), 35-43
- Zarb, GA. (1983). Proceedings of the Toronto conference on osseointegration in clinical dentistry. St Louis: Mosby, p(1-165).
- Zarb, G. A., & Albrektsson, T. (1985). Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry: Quintessence Pub Co. Int, 16(1), 39-42.
- Zarb, G. A., & Zarb, F. L. (1985). Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 16(1), 39–42.
- Zoidis, P. (2018). The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 516–521.

