

T.C
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

YENİ JENERASYON CAD/CAM İMPLANTÜSTÜ KRON
MATERYALLERİ PEEK, ZİRKONYA-LİTYUM SİLİKAT-ZLS,
LİTYUM DİSİLİKAT, REZİN MODİFİYE HİBRİT
SERAMİKLER İLE FARKLI ABUTMENT SİSTEMLERİNDE
KUVVET DAĞILIMININ SAYISAL YÖNTEMLER İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Gülsüm GÖKÇİMEN
UZMANLIK TEZİ

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Nergiz RONA

Tez No:15

Bu çalışma; Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma
Projeleri Birimi tarafından 20.DUS.002 kodlu proje ile desteklenmiştir.

2022 - AFYONKARAHİSAR

**YENİ JENERASYON CAD/CAM İMPLANTÜSTÜ KRON MATERYALLERİ
PEEK, ZİRKONYA-LİTYUM SİLİKAT-ZLS, LİTYUM DİSİLİKAT, REZİN
MODİFİYE HİBRİT SERAMİKLER İLE FARKLI ABUTMENT
SİSTEMLERİNDE KUVVET DAĞILIMININ SAYISAL YÖNTEMLER İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Gölsüm GÖKÇİMEN

**Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Diş Hekimliğinde
Uzmanlık Tezi**

Mart 2022

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Nergiz Rona

ÖZET

Amaç: İmplant destekli kron restorasyonlarının yapımında farklı blokların kullanıldığı bilgisayar destekli üretim/bilgisayar destekli tasarım (CAD/CAM) teknolojisi klinik pratiğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Estetik alanlarda implant destekli kron endikasyonlarının artması farklı abutment ve kron materyallerinin kullanımını arttırmıştır. Bu çalışmanın amacı; maksiller 1.premolar bölge tek diş eksikliğinde, farklı abutment ve kron materyalleri kullanıldığında kron restorasyonuna, abutment, implant ve implant çevresi kortikal ve kanselöz kemiğe etki eden stres değerlerini, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemektir.

Gereç ve yöntem: 3.75x10 mm servikal bone level implantların üzerine titanyum estetik, zirkonya estetik ve üniversal titanyum base abutmentlar ve her bir abutment sisteminin üzerine; polieter eter keton (PEEK), iki farklı zirkonya infiltre lityum silikat seramik(ZLS;Celtra Duo(ZLS1)-Vita Suprinity(ZLS2)), lityum disilikat cam seramik (IPS e.maxCAD) ve rezin infiltre cam seramik (Vita Enamic) üst yapı materyalleri tasarlanarak 15 adet sayısal model oluşturuldu. Maksiller 1. Premolar tek diş eksikliği için 2 mm kortikal kemik kalınlığına sahip, 40x30x20 mm boyutlarında kortikal kemik ile kanselöz kemikten oluşan kutu modellemesi yapıldı. Kronun linguoloklüzal cusp bölgesine oblik olarak 30° 150 N kuvvet uygulaması yapıldı ve sayısal modeller üzerindeki stres dağılımları incelendi. Kron, abutment ve implant üzerinde von Mises stres değerleri; kortikal ve kanselöz kemikte maksimum ve minimum asal stres değerleri incelendi.

Bulgular: Çalışma kapsamında, bütün modeller içerisinde üniversal titanyum base abutment kullanılan modellerde en düşük von mises stres değerleri gözlenmiştir. Abutmentlar üzerinde en yüksek stres değeri(411,33 MPa) kron materyalinden bağımsız olarak zirkonyum estetik abutmentta gözlenmiştir. İmplant von Mises stresleri bakımından zirkonya estetik abutment (561.34-561.75 MPa) <Titanyum estetik abutment (685.27-685.74 MPa) < Üniversal titanyum base abutment (704.28-705.23 MPa) sıralaması elde edilmiştir. Kron materyallerinin farklı olması kortikal ve kanselöz kemikte meydana gelen maksimum/minimum asal stres değerleri bakımından fark yaratmamıştır.

Sonuç: Stres lokasyonu abutmentın gingival 3 mm'lik boyun kısmında gözlenmiştir. Stres lokasyonu implantın servikal ilk üç yivlik kısmında lokalize

olmakla birlikte, ilk yivde maksimum değeri almıştır. Çalışmamızdaki tüm stres verileri, kortikal ve kanselöz kemikte zararlı etkiler oluşturmayacak sınırlarda bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: von Mises, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi, CAD/CAM, implant, abutment.



**STRESS DISTRIBUTION EVALUATION OF THE EFFECT OF NEW
GENERATION CAD/CAM RESTORATIVE MATERIALS PEEK,
ZIRCONIA-LITHIUM SILICATE-ZLS, LITHIUM DISILICATE, RESIN
MODIFIED HYBRID CERAMICS AND DIFFERENT ABUTMENT
MATERIALS WITH NUMERICAL METHODS**

Gülsüm GÖKÇİMEN

**Afyonkarahisar Health Sciences University Faculty of Dentistry Department of
Prosthodontics Specialization Thesis**

March 2022

Supervisor: Assist.Prof. Nergiz Rona

ABSTRACT

Aim: Computer-aided design /computer-aided manufacturing (CAD/CAM) technology, in which different blocks are used in the construction of implant-supported crown restorations, is extensively used in clinical practice. The increase of implant supported crown indications in aesthetic areas has also increased the use of different abutment and crown materials. The aim of this study is to examine the stress values affecting the crown restoration, abutment, implant and surrounding cortical and cancellous bone by using finite element stress analysis method, when different abutment and crown materials are used in a single missing tooth in the maxillary first premolar region.

Materials and methods: 15 numerical models were created by applying titanium aesthetics, zirconia aesthetics and universal titanium base abutments on 3.75x10 mm cervical bone level implants and designing crown materials which are polyether ether ketone, two different zirconia infiltrated lithium silicate ceramics, lithium disilicate glass ceramic and resin infiltrated glass ceramic crown on each abutment system. For the missing maxillary 1st premolar single tooth, box modeling consisting of cortical and cancellous bone with dimensions of 40x30x20 mm with 2 mm cortical bone thickness was performed. A force of 150 N 30° angle was applied at obliquely to the linguoloclusal cusp of the crown and the stress distributions on the numerical models were investigated. Von Mises stress values on the crown, abutment and implant; maximum and minimum principal stress values in cortical and cancellous bone were investigated.

Results: Within the scope of this study, the lowest von mises stress values were obtained in the models using universal titanium base abutment among all models. The highest stress value (411.33 MPa) on the abutments was observed in the zirconium aesthetic abutment, regardless of the crown material. In terms of implant von Mises stresses, zirconia aesthetic abutment (561.34-561.75 MPa) < Titanium aesthetic abutment (685.27-685.74 MPa) < Universal titanium base abutment

(704.28-705.23 MPa) rank was obtained. Different crown materials did not make a difference in terms of maximum/minimum principal stress values occurring in cortical and cancellous bone.

Conclusion: Stress location was observed in the gingival 3 mm on the abutment neck. Although the stress location is localized in the first three cervical thread of the implant, it has reached its maximum value in the first thread. All stress datas in our study were found to be within the limits that would not have harmful effects on cortical and cancellous bone.

Key words: von Mises, Three Dimensional Finite Element Analysis, CAD/CAM, implant, abutment.



İÇİNDEKİLER

Sayfa

KABUL VE ONAY	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
ÖZET.....	iii
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Tek Diş Eksikliklerinde Prostodontik Tedavi Protokolleri	5
2.1.1. Rezin Tutuculu Sabit Prostodontik Restorasyonlar	5
2.1.2. Sabit Prostodontik Restorasyonlar	6
2.1.3. Hareketli Bölümlü Prostodontik Restorasyonlar	7
2.1.4. İmplant Destekli Tek Diş Kron Prostodontik Restorasyonlar	7
2.2. Dental İmplant Tanımı ve Türleri	8
2.2.1. İmplant - kemik bağlantı mekanizması - osseointegrasyon biyomekanik değerlendirilmesi	9
2.2.2. İmplant-Kemik Bağlantı Mekanizmasının Sürekliliğini Değiştiren Etkenler	9
2.2.3. Dental İmplant Osseointegrasyon ile Survey Kriterleri	9
2.2.4. Kemik Kalite Sınıflaması.....	10
2.2.5. İmplant Çeşitleri.....	11
2.2.5.1. Krestal Kemik Sınırında İmplant Uygulaması-Kemik Düzeyi-Bone Level İmplant	11
2.2.5.2. Gingival Kret Sınırında İmplant Uygulaması-Doku Düzeyi-Tissue Level İmplant	12
2.3. Abutment Tanımı	12
2.4. Abutmentlerin Seçimini Etkileyen Faktörler	12
2.4.1. Abutmentlerde Bulunması Gerekli İdeal Özellikler	13
2.4.2. Abutment sistemlerinin Sınıflandırılması	14
2.4.2.1. Kimyasal Yapılarına Göre Abutment Sistemleri	14
2.4.2.2. Kullanım Alanlarına Göre Abutment Sistemleri.....	15
2.4.2.3. Abutment-İmplant Birleşim Modeline Göre Abutment Sistemleri....	17

2.4.2.4. Abutment-Protetik Restorasyon Bağlantı Modeline Göre Abutment Sistemleri.....	17
2.4.2.5. Açı Pozisyonuna Göre Abutment Sistemleri	19
2.4.2.6. Hareketli Protetik Restorasyon Abutment Türleri	19
2.4.2.7. Hibrid Abutment Kron	20
2.5. Dental Dijital CAD-CAM Teknolojisi.....	20
2.5.1. Dental Dijital CAD-CAM Teknolojisinin Kullanım Alanları	20
2.5.2. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller	21
2.5.3. IPS e.max CAD® Seramik Sistemleri	22
2.5.4. Zirkonya İnfiltrate Lityum Silikat Cam Seramik Sistemleri.....	23
2.5.5. Polimer rezin infiltrate cam seramik sistemleri	25
2.5.6. Polieter Eter Keton-PEEK (Polyether Ether Ketone) Polimer Materyal .	26
2.5.6.1. Polieter eter keton-PEEK polimer modifikasyon türleri	26
2.5.6.2. Polieter Eter Keton-PEEK Polimer Materyal Özellikleri	26
2.6. 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	28
2.6.1. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz (3-B SESA) Yönteminde Tanımlamalar	30
2.6.2. 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz (3-B SESA) Yönteminde Oluşan Stres Tipleri.....	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	34
3.1. Modelleme Dizayn Aşamaları.....	34
3.1.1. Sayısal modellerin Üretilmesi	34
3.1.2. İmplantüstü Maksiller Sağ 1. Premolar Diş Modellerinin Planlaması.....	37
3.1.3. Geometrik Sayısal Modellemelerin Oluşturulması.....	37
3.1.4. Maksiller Sağ 1.Premolar Diş Kron Sayısal Modelleme	38
3.1.5. Maksiller Sağ 1.Premolar Diş Abutment Sayısal Modelleme	38
3.1.6. Maksiller Sağ 1.premolar Diş İmplant Sayısal Modelleme	40
3.1.7. Maksiller sağ 1.premolar bölge Kortikal ve Kanselöz Kemik Sayısal Modelleme	40
3.1.8. Maksiller sağ 1.Premolar Diş Sayısal Modellerin Birleştirilmesi.....	41
3.2. Üç Boyutlu Finite Element Analiz Sınırlama Kabulleri	42
3.3. Maksiller Sağ 1.Premolar Diş Sayısal Modellerin Sabitletmesi	43
3.4. Sayısal Modellerin Yükleme Prosedürü.....	44
3.5. Üç Boyutlu Finite Element Analizi Yapılan Sayısal Modellemeler	44
3.6. Sayısal Modellerin Ölçme-Değerlendirme ve Analiz Verileri.....	59
4. BULGULAR	61

4.1. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizine Ait Ölçümler ve Verilerin Değerlendirmesi	61
4.1.1. Maksiler Sağ 1.Premolar İmplantüstü Kron Protetik Restorasyonunda Von Mises Stres Sonuçları	63
4.1.1.1. Linguooklüzal Kasp Bölgesinde Von Mises Stres Seviyeleri.....	63
4.1.1.2. Servikal Basamak Bölgesinde Von Mises Stres Seviyeleri	63
4.1.2. Maksiler Sağ 1. Premolar İmplant İçin Abutment Von Mises Stres Sonuçları	71
4.1.3. Maksiler Sağ 1. Premolar İmplant Von Mises Stres Sonuçları.....	78
4.1.4. Maksiler Sağ 1. Premolar İmplant Çevresi Kortikal Kemik Maksimum Prinsipal Stres Sonuçları	85
4.1.5. Maksiler Sağ 1. Premolar İmplant Çevresi Kortikal Kemik Minimum Prinsipal Stres Sonuçları	92
4.1.6. Maksiler Sağ 1. Premolar İmplant Çevresi Kancelöz Kemik Maksimum Prinsipal Stres Sonuçları	99
4.1.7. Maksiler Sağ 1. Premolar İmplant Çevresi Kancelöz Kemik Minimum Prinsipal Stres Sonuçları	107
5. TARTIŞMA	114
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	127
7. KAYNAKÇA.....	130

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

%	: 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
mm	: Milimetre
MPa	: Mega paskal
Pa	: Paskal
SESA	: Sonlu elemanlar stres analizi
ZLS	: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat
%	: Yüzde
E	: Elastisite modülü
>	: Büyüktür
CAD	: Computer Aided Designed – Bilgisayar Destekli Tasarım CAM:
Computer Aided Manufacturing	– Bilgisayar Destekli Üretim
Mm	: Mikrometre
CpTi	: Ticari Saf Titanyum
N/mm ²	: Newton/milimetrekare
$\sigma_v M$	: von Mises
Cr-Co	: Krom-Kobalt
Max	: Maksimum
Min	: Minimum
N	: Newton
Ti Grade 5	: Titanyum alaşım
F	: Kuvvet
GPa	: Giga paskal
ISO	: Uluslararası Standartlar Kurumu
mm	: Milimetre
N	: Newton

TABLÖLER DİZİNİ

Sayfa

Tablo 2.1. IPS e.max CAD® seramik sisteminin özellikleri.....	22
Tablo 2.2. Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik: Celta Duo® sistemin özellikleri.....	24
Tablo 2.3. Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik: Vita suprinity® sistemin özellikleri.....	24
Tablo 2.4. Polimer rezin infiltre seramik: Vita Enamic® sistemin özellikleri.....	25
Tablo 2.5. Polieter eter keton-PEEK polimer materyalin özellikleri	27
Tablo 2.6. Polieter eter keton-PEEK polimer ticari ürün materyal özellikleri ¹⁶⁹	28
Tablo 3.1. Araştırmada kullanılan CAD/CAM monoblok kron materyalleri ile ticari ürün özellikleri	36
Tablo 3.2. Araştırmada kullanılan abutment ve implant sistemleri ile ticari ürün teknik özellikleri.....	36
Tablo 3.3. Araştırmada kullanılan sayısal modelleme gruplarının üretilmesi.....	37
Tablo 3.4. Araştırmada kullanılan maksiller sağ 1.premolar dişin morfolojik ölçüm özellikleri wheelers	38
Tablo 3.5. Araştırmada kullanılan sayısal modellere ait element ve nod verileri	42
Tablo 3.6. Araştırmada kullanılan materyallere ait bazı fiziksel özellikler.....	43
Tablo 3.7. Araştırmada elde edilen analiz programı	59
Tablo 4.1. Modeller, Kron materyaller, Abutment Tipler Kodlaması	62
Tablo 4.2. Sayısal Modeller implantüstü kron restorasyonunda von Mises stres düzeyleri	70
Tablo 4.3. Sayısal Modeller abutment restorasyonunda von Mises stres düzeyleri.	78
Tablo 4.4. Sayısal Modeller implant restorasyonunda von Mises stres düzeyleri ...	84
Tablo 4.5. Sayısal Modeller maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres düzeyleri	91

Tablo 4.6. Sayısal Modeller maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres düzeyleri	99
Tablo 4.7. Sayısal Modeller maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres düzeyleri.....	106
Tablo 4.8. Sayısal Modeller maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres düzeyleri	113



ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Polietar eter keton-PEEK ($-\text{C}_6\text{H}_4-\text{OC}_6\text{H}_4-\text{O}-\text{C}_6\text{H}_4-\text{CO}-$) _n aromatik polimer materyal	26
Şekil 2.2. Von mises formül	33
Şekil 3.1. Araştırmada kullanılan CAD-CAM monoblok kron materyal görseller: Celtra Duo® (CD)	35
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan CAD-CAM monoblok kron materyal görseller: Vita Suprinity® (VS)	35
Şekil 3.3. Araştırmada kullanılan CAD-CAM monoblok kron materyal görseller: Vita Enamic® (VE)	35
Şekil 3.4. Araştırmada kullanılan CAD-CAM monoblok kron materyal görseller: IPS e.max CAD® (ICAD)	35
Şekil 3.5. Araştırmada kullanılan CAD-CAM monoblok kron materyal görseller: PEEK	36
Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan Maksiller sağ 1.premolar diş görseller: anatomik ve morfolojik ölçüm özellikleri	38
Şekil 3.7. Araştırmada kullanılan zirkonya estetik abutment-Estetik abutment materyal görsel: Üiversal Base Conical Connection® (UBC)	39
Şekil 3.8. Araştırmada kullanılan Ti-Base Abutment-Üiversal base abutment materyal görsel: Üiversal Base Conical Connection® (UBC)	39
Şekil 3.9. Araştırmada kullanılan Titanyum Abutment-Estetik abutment materyal görsel: Üiversal Base Conical Connection® (UBC)	39
Şekil 3.10. Araştırmada kullanılan maksiller sağ 1.premolar diş için titantum implant materyal morfolojisi görseller; l: implant uzunluğu-10 mm, implant çapı-3.75 mm, p: yiv adımı-0,6 mm, t:yiv derinliği-0,2 mm. Nobel Biocare Parallel Conical Connection® (PCC) 3.75 x 10 mm - bone level	40
Şekil 3.11. Maksiller 1.premolar diş modeli ve implantın total kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	41
Şekil 3.12. Maksiller 1.premolar diş modelinin implant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleksi ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi	41
Şekil 3.13. Maksiller 1.premolar diş modelinin analiz sisteminde üç boyutlu	43

Şekil 3.14. Maksiller sağ 1.premolar diş modelinin analiz sisteminde oklüzal kuvvet uygulaması görseller	44
Şekil 3.15. Zirkonya Estetik Abutment-Celtra Duo Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	45
Şekil 3.16. Titanyum Üniversal Base Abutment-Celtra Duo Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	46
Şekil 3.17. Titanyum Estetik Abutment-Celtra Duo Kron; İmplant, abutment implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	47
Şekil 3.18. Zirkonya Estetik Abutment-Vita Suprinity Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	48
Şekil 3.19. Titanyum Üniversal Base Abutment-Vita Suprinity Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	49
Şekil 3.20. Titanyum Estetik Abutment-Vita Suprinity Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	50
Şekil 3.21. Zirkonya Estetik Abutment-Vita Enamic Kron; İmplant, abutment, implantüstü protez kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller.....	51
Şekil 3.22. Titanyum Üniversal Base Abutment-Vita Enamic Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	52
Şekil 3.23. Titanyum Estetik Abutment-Vita Enamic Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	53
Şekil 3.24. Zirkonya Estetik Abutment-IPS e.maxCAD kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	54

Şekil 3.25. Titanyum Üniversal Base Abutment-IPS e.max CAD Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	55
Şekil 3.26. Titanyum Estetik Abutment-IPS e. maxCAD Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	56
Şekil 3.27. Zirkonya Estetik Abutment-PEEK Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	57
Şekil 3.28. Titanyum Üniversal Base Abutment-PEEK Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	58
Şekil 3.29. Titanyum Estetik Abutment-PEEK Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller	59
Şekil 4.1. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo Kron-Zirkonya Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	64
Şekil 4.2. Sayısal Model 02 (Zls1-Ti-Ba)- Celtra Duo Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; Kron Protetik Restorasyonunda Von Mises Stres Ölçümleri Görseller.....	64
Şekil 4.3. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti)- Celtra Duo Kron-Titanyum Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	65
Şekil 4.4. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	65
Şekil 4.5. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	66
Şekil 4.6. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity Kron-Titanyum Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	66

Şekil 4.7.	Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic Kron-Zirkonya Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	67
Şekil 4.8.	Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba)Vita Enamic Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	67
Şekil 4.9.	Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic Kron-Titanyum Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	67
Şekil 4.10.	Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.max CAD kron-Zirkonya Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	68
Şekil 4.11.	Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.max CAD kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	68
Şekil 4.12.	Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.max CAD kron-Titanyum Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	69
Şekil 4.13.	Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) PEEK kron-Zirkonya Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	69
Şekil 4.14.	Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Base) PEEK kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	70
Şekil 4.15.	Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) PEEK kron-Titanyum Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	70
Şekil 4.16.	Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo kron-Zirkonya Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller	72
Şekil 4.17.	Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Celtra Duo kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	72
Şekil 4.18.	Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) Celtra Duo kron-Titanyum Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller	73

Şekil 4.19. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity kron-Zirkonya Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller	73
Şekil 4.20. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	73
Şekil 4.21. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity kron-Titanyum Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller	74
Şekil 4.22. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic kron-Zirkonya Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller	74
Şekil 4.23. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Vita Enamic kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	75
Şekil 4.24. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic kron-Titanyum Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller	75
Şekil 4.25. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.max CAD kron-Zirkonya Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller	75
Şekil 4.26. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.maxCAD kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	76
Şekil 4.27. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.max CAD kron-Titanyum Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller	76
Şekil 4.28. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Polieter eter keton kron-Zirkonya Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller	77
Şekil 4.29. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Polieter eter keton kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller.....	77

Şekil 4.30. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Polieter eter keton kron-Titanyum Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller	77
Şekil 4.31. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo Kron-Zirkonya Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	79
Şekil 4.32. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Celtra Duo Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	79
Şekil 4.33. Sayısal Model 03 (ZLS1-Zir) Celtra Duo kron-Titanyum Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	80
Şekil 4.34. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	80
Şekil 4.35. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity kron- Üniversal Titanyum Base Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	80
Şekil 4.36. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	81
Şekil 4.37. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic kron-Zirkonya Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	81
Şekil 4.38. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Vita Enamic kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	81
Şekil 4.39. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic kron- Titanyum Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	82
Şekil 4.40. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.maxCAD Kron-Zirkonya Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	82
Şekil 4.41. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.max CAD Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	82
Şekil 4.42. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.maxCAD Kron- Titanyum Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	83
Şekil 4.43. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Polieter eter keton Kron-Zirkonya Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	83
Şekil 4.44. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Polieter eter keton Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	83
Şekil 4.45. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Polieter eter keton kron-Titanyum Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller	84

Şekil 4.46. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	85
Şekil 4.47. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Celtra Duo Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	86
Şekil 4.48. Sayısal Model 03(ZLS1-Ti) Vita Suprinity Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	86
Şekil 4.49. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	87
Şekil 4.50. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	87
Şekil 4.51. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	87
Şekil 4.52. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	88
Şekil 4.53. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Vita Enamic Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	88
Şekil 4.54. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	89
Şekil 4.55. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.maxCAD Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	89
Şekil 4.56. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.maxCAD Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	89

Şekil 4.57. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.maxCAD Kron -Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	90
Şekil 4.58. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Polieter eter keton Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	90
Şekil 4.59. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Polieter eter keton Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	91
Şekil 4.60. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Polieter eter keton Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	91
Şekil 4.61. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	93
Şekil 4.62. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Celtra Duo Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	93
Şekil 4.63. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) Celtra Duo Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	93
Şekil 4.64. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	94
Şekil 4.65. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity Kron- Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller	94
Şekil 4.66. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	95
Şekil 4.67. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	95

Şekil 4.68.	Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Vita Enamic kron- Ünlversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	95
Şekil 4.69.	Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	96
Şekil 4.70.	Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.max CAD Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	96
Şekil 4.71.	Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.maxCAD Kron- Ünlversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller	97
Şekil 4.72.	Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.maxCAD Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	97
Şekil 4.73.	Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Polieter eter keton Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	97
Şekil 4.74.	Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Polieter eter keton Kron - Ünlversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller	98
Şekil 4.75.	Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) polieter eter keton kron-titanyum estetik abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	98
Şekil 4.76.	Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	100
Şekil 4.77.	Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Celtra Duo Kron- Ünlversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	100
Şekil 4.78.	Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) Celtra Duo Kron- Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	101

Şekil 4.79.	Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	101
Şekil 4.80.	Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity Kron- Üniwersal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	102
Şekil 4.81.	Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	102
Şekil 4.82.	Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	102
Şekil 4.83.	Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Vita Enamic Kron- Üniwersal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	103
Şekil 4.84.	Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic Kron- Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	103
Şekil 4.85.	Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.maxCAD Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	104
Şekil 4.86.	Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.maxCAD Kron-Üniwersal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	104
Şekil 4.87.	Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.maxCAD Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	104
Şekil 4.88.	Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Polieter eter keton Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	105
Şekil 4.89.	Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Polieter eter keton Kron-Üniwersal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	105

Şekil 4.90.	Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Polieter eter keton Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller	106
Şekil 4.91.	Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	107
Şekil 4.92.	Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Celtra Duo Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	108
Şekil 4.93.	Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) Celtra Duo Kron- Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	108
Şekil 4.94.	Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	108
Şekil 4.95.	Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity Kron- Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	109
Şekil 4.96.	Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	109
Şekil 4.97.	Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	110
Şekil 4.98.	Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Vita Enamic Kron- Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	110
Şekil 4.99.	Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic Kron- Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	110
Şekil 4.100.	Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.maxCAD Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller.....	111

- Şekil 4.101.** Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.maxCAD Kron- Üniuersal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller..... 111
- Şekil 4.102.** Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.maxCAD Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller..... 112
- Şekil 4.103.** Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Polieter eter keton Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller..... 112
- Şekil 4.104.** Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Polieter eter keton Kron-Üniuersal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller..... 112
- Şekil 4.105.** Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Polieter eter keton Kron- Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller..... 113

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dijital çağ ve nanoteknolojik gelişmelerin ışığı altında ilerleyen günümüz protetik diş tedavi prosedürlerinde implant uygulamaları¹⁻³ ile estetik tam seramik sistemlerinin birlikte kullanımları bütün dünyada kabul görmektedir.⁴ Bu bağlamda hastalarımızın beklentilerini sağlığın korunması ilkesi temelinde karşılamak için doğru endikasyon ile iyi protetik restorasyon yapılmasını sağlamak durumundayız.

Maksiller yan grup dişler olan premolar dişler ile maksiller anterior diş eksikliklerinde karşılaşılan estetik, fonksiyonel ve biyolojik rahatsızlıklar benzerlikler göstermektedir. Özellikle genç ve orta yaşlı hasta profilinde maksiller premolar tek diş kayıplarının erken dönemlerde restorasyonu yönünde talep oluşmakla birlikte kaybedilen dişin aproksimalinde bulunan dişlerden alınan destek ile restorasyonları tercih edilmemektedir.

Tek diş eksiklikleri nedenlerinin araştırılmasında yüksek oranda periodontal hastalıklar ve diş çürükleri, endodontik tedaviye bağlı internal /external rezorbsiyonlar, endodontik tedavi başarısızlıkları, kırılmalar, eksternal ve/veya oklüzyona bağlı travmatik durumlar, nadir olarak parsiyel anodonti veya agenez olduğu bildirilmektedir.⁵⁻⁶

Maksiller premolar tek diş eksikliklerinde komşu dişlerin sağlıklı olduğu vakalarda diş eksikliği bulunan bölgede alveolar kemik kaybı ile mukaza atrofişi görülmesinden dolayı hem diş dokusu hem de sert ve yumuşak doku replasmanı ile bütüncül bir restorasyon yapmak gerekmektedir.⁷

Tek diş eksikliklerinde protetik restorasyon olarak; hareketli bölümlü protezler, yer tutucular, rezin bağlantılı sabit bölümlü protezler, sabit bölümlü köprü protezleri veya tek diş implant tedavileri uygulanmaktadır.^{6,8} Maksiller 1. Premolar diş eksikliğinde hareketli bölümlü protezlerin karşıt ark stabilizasyonu gerektirmesi buna bağlı olarak hacimli protezler ile hijyen sağlanmasının zor olması estetik fonksiyonel ve konuşma defektlerine neden olması gibi dezavantajları bulunmaktadır.⁹ Rezin bağlı sabit protezler komşu dişlerden kanin dişinde lingual kavite ile ikinci premolar dişin oklüzal yüzeyi kaviteleri hazırlanarak fiber veya

metal-destekli seramik köprü şeklinde destek dişlere simante edilmektedir. Estetik, maliyet avantaj olmasına rağmen en önemli dezavantajları sıklıkla desimante olması ile hastaların uzun süre kullanımlarının kısıtlı olmasıdır.^{10,11} Sabit bölümlü protezler özellikle metal destekli seramik üç üye köprü protezleri kanıtlanmış uzun dönem başarı oranları ile kabul görmekle birlikte^{12,13} köprü protezlerin dezavantaj parametreleri genç hastalarda pulpanın yüksekliği, dişsiz boşlukta sert ve yumuşak doku kaybının fazla olması, hastanın diş kesimi yapılmasını istememesi, sağlıklı dişlerde kesim yapılması, kesim yapılan dişlerde çürük veya endodontik tedavi olabilmesi, pontik hijyeni ve konuşma problemleri ile alveolar kemik koruması sağlanamamasıdır.^{6,14-15}

Tek diş implant restorasyonları sabit protezlerden daha uzun sağ kalıma sahip olması, komşu dişlerde preparasyon olmaması, dişsiz bölgede kemik ve mukoza devamlılığının sağlanması destek dişlerin korunması ve psikolojik olarak hastanın kabulü önemli avantajları oluşturmaktadır.^{6,16}

İmplant tedavilerinde; implantın çapı,^{17,18} uzunluğu, yiv derinliği-genişliği, implant yüzey pürüzlendirmesi,¹⁹ implantın bone level-doku level olması, implant materyal tipi titanyum alaşımı, saf titanyum, zirkonya, zirkonya-titanyum alaşım materyallerinden üretilmiş olması, hastanın sistemik durumu tedavi başarısında etkin rol oynamaktadır.²⁰⁻²⁴

Protetik olarak implant abutment seçimi, abutment çapı, uzunluğu, doku kalınlığı ile abutment açısı oldukça önem arz etmektedir.^{25,26} Özellikle implant diş hekimliğinde yumuşak doku estetiğinin sağlanmasında abutment materyali gingival renk değişikliği oluşturmaması bakımından değerlendirilmektedir.^{27,28} Bu yönde konvansiyonel titanyum abutmentların yanında özellikle son yıllarda üniversal titanyum base abutment ve zirkonya estetik abutmentlar doku kalınlığı ve estetik göz önünde bulundurularak kullanılmaktadır.²⁹

İmplant üstü tek diş kron restorasyonlarında kron materyalinin tipi, estetik, fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikleri farklı olan pek çok materyal üretilmektedir. Özellikle günümüzde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim tekniklerine göre hazırlanan tam seramik kronlar kullanılmaktadır.^{30,31}

Monoblok olarak yapılan kronlarda, metal destekli ikili sistem içeren kronların kırılma, seramik kopmaları, chipping ve çatlakların oluşması veya metalik görüntü yansımaları olmamaktadır.³²⁻³⁴

Monoblok seramik sistemleri farklı kimyasal yapılara sahiptir. Bunlardan rezin infiltre nanoseramikler (hibrit-polimer modifiye seramikler); geleneksel seramiklere oranla dentinin elastik modülüne yakın bir materyal olması polimer içerikleri ile implant ve/veya doğal dişlere gelen oklüzal kuvvetleri absorbe etmekle birlikte estetik ve yeterli dirence sahip oldukları şeklinde avantajları bildirilmektedir.³⁵ Lityum disilikat monoblok cam seramikler; küçük iğne şeklinde kristallere ve cam matrise sahiptir.³⁶ Lityum disilikat cam seramikler diğer yüksek dayanımlı cam seramiklere göre daha iyi translüsesiye sahip olmasıyla birlikte farklı renk ve tonlama seçenekleri nedeniyle monolitik restorasyonlarda rahatlıkla kullanılabilir.³⁷ Zirkonya infiltre lityum silikat monoblok cam seramikler; zirkonyanın mekanik özellikleri ve lityum disilikat seramiklerin yüksek translüsenesi ve doğal görünümünün avantajlarını birleştirerek yüksek estetik ve mekanik özellikler sunmaktadır.³⁸ Monoblok polimer sistemlerinden polieter eter keton-PEEK aromatik halka yapısına sahip eter ve keton bağlantılı fonksiyonel gruplar içeren uzun zincir yapısında termoplastik ve semi kristal yapıda organik yüksek ısı polimer materyalidir. PEEK polimeri yüksek dayanıklılığa sahip polimerik materyallerden olması, düşük maliyet ve CAD/CAM teknolojisi ile protetik ürün elde edilebilmesi avantajlarına sahiptir.^{39,40}

3-boyutlu sonlu elamanlar stres analizi implant çalışmalarında in vitro şartlar altında implant, kemik, abutment ve kron materyallerine gelen streslerin farklı oklüzal yükler karşısındaki davranış paternlerini inceleyen analitik in-vitro dijital test yöntemidir.⁴¹⁻⁴⁴

Uzmanlık tez çalışmamızda 3-boyutlu sonlu elamanlar stres analiz yöntemine göre hazırlanan simülatif modeller üzerinde biyomekanik testler yapılmıştır. Bu amaç için maksiller 1. premolar tek diş eksikliği bölgesine 2 mm kalınlıkta kortikal kemik sınırlaması ile 10 mm uzunlukta 3.75 mm çapında bone level implant (Nobel Biocare Parallel Conical Connection), konik bağlantılı dar platform titanyum, zirkonya, Ti-Base (Nobel Biocare Universal Base) oklüzal açısı içermeyen üç farklı

abutment sistemi ile poli-eter-eter keton-PEEK, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat-ZLS (Vita Suprinity, Zahnfabrik-Celtra Duo, Dentsply, Sirona), monoblok lityum disilikat (IPS e.max CAD, Ivoclar) ve rezin modifiye cam seramik (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik) monoblok kronlardan oluşan modeller hazırlanmıştır.

Tez çalışmasının sıfır hipotezleri; titanyum base abutmentların biyomekanik olarak kuvvet iletimlerinin yüksek olacaktır. Rezin modifiye cam seramik sistemlerin abutment ve implant üzerine kuvvet iletimleri kuvvet absorpsiyonundan dolayı düşük olacaktır. ZLS seramiklerin yüksek dayanıklılık özelliğinden dolayı kuvvet iletimi yüksek ve yıkıcı olacaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tek Diş Eksikliklerinde Prostodontik Tedavi Protokolleri

Tek diş eksiklikleri genellikle çürüğe bağlı endodontik tedavi sonrası komplikasyon ve/veya endodontik tedavi sağ kalım süresinin belli bir süre sonra tamamlanması sonucu dişin çekilmesi veya travmatik nedenlere bağlı olarak dişin kırılması ile çekimi sonrasında meydana gelirler. Tek diş eksikliklerinde konvansiyonel tedavi prosedürü üç üyeli sabit prostodontik tedavi olmakla birlikte son yıllarda önemli bir değişim olan tek diş implant destekli kron restorasyonları yer almaktadır.¹⁵

Tek diş eksikliklerinde prostodontik tedavi prosedürleri

1. Rezin tutuculu sabit prostodontik restorasyon
2. Konvansiyonel üç üyeli sabit prostodontik tedavi
3. Hareketli bölümlü prostodontik tedavi
4. İmplant destekli tek diş kron restorasyonu^{6, 8,45-46}

2.1.1. Rezin Tutuculu Sabit Prostodontik Restorasyonlar

Rezin tutuculu sabit protetik restorasyonlar ön ve yan grup dişlerden tek diş eksikliği olan vakalarda kullanılırken aynı zamanda acil tedavi prosedürleri içinde değerlendirilebilmektedir. Daimi restorasyon olarak sağ kalım oranları 2-3 yıl olarak rapor edilmektedir.⁴⁷⁻⁴⁹

Rezin tutuculu sabit prostodontik restorasyonların avantajları

1. Adolesan çağıdaki hastalarda konservatif tedavi olmaktadır.
2. Acil tedavi olanağı sunmaktadır.
3. Dişsiz bölgenin aproksimalinde bulunan dişlere herhangi bir preparasyon gerekmeden veya minimal bir preparasyonla restorasyon tamamlanabilir.
4. Hastanın estetik görünümünü kısa sürede tedavi eder.
5. Üretim prosedürleri basittir.¹¹

Rezin tutuculu sabit prostodontik restorasyonların dezavantajları

1. Dişsiz bölgenin aproksimalinde bulunan dişlerde çürük, gingival dokularda lezyonlar gözlenebilir.
2. Oral hijyen sağlanmasında zorluklar oluşabilir.

3. Rezin simanda kırılma veya travmaya bağlı ayrılmalar olabilir.
4. Rezin simanlarda retansiyon kaybı sonucu restorasyon desimante olabilir.

11,50

2.1.2. Sabit Prostodontik Restorasyonlar

Konvansiyonel üç üyeli sabit restorasyonlar ön ve yan grup dişlerden tek diş eksikliği olan vakalarda daimi restorasyonlar sınıfında yer almaktadır. Uzun yıllardır kullanılan bütüncül prosedürleri bilinen standart tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedirler. Ancak ileri seviye uygulamalar ile birlikte kullanım alanları daralmaktadır.⁵¹

Sabit prostodontik restorasyonların avantajları

1. Özellikle ön ve yan grup diş eksikliklerinde estetik, fonksiyon ve fonasyon sağlanır.
2. Posterior diş eksikliklerinde fonksiyon yerine getirilir.
3. Geniş dolgulu dişlerde dişlerde kron restorasyonu yapılmasına izin verir.
4. Gingival ve periodontal doku kaybının yerine getirilmesi sağlanır.
5. Sabit prostodontik restorasyonların laboratuvar işlemlerinin konvansiyonel yöntemlerle yapılabilmektedir.⁵²⁻⁵⁴

Sabit prostodontik restorasyonların dezavantajları

1. Prepare edilen kanin dişin konturlarının uygun olmaması kanin koruyucu okluzyonda lateral hareketlerde okluzyon problemlerine sebep olabilir.
2. Maksiller 1. premolar diş eksikliğinde kanin dişin destek diş olması sabit protezde kırılmalara ve desimantasyona neden olabilir.
3. Diş eksikliği bölgesinde kortikal ve kanselöz kemik kaybı devam edebilir.
4. Dişsiz bölge mukozasında protetik restorasyona bağlı doku inflamasyonu, enfeksiyon veya ülserasyon alanları oluşabilme potansiyeli vardır.
5. Sabit prostodontik restorasyon gövde altlarında gıda birikimi sonucu hastalarda anerob koku oluşumu ve dil lezyonları gelişebilir.
6. Sabit protetik restorasyonların sağkalım süresi ortalama 10-15 yıldır.
7. Preparasyon yapılan destek dişlerde çürük, ağrı, inflamasyon oluşma potansiyeli vardır.
8. Destek dişlerde doku kaybına bağlı sağkalım süreleri kısalabilir.

9. Destek dişlerin endodontik tedavi gereksiniminde artış meydana gelebilir.

52-54

2.1.3. Hareketli Bölümlü Prostodontik Restorasyonlar

Hareketli bölümlü protezler tek diş eksikliklerinde günümüzde çok nadir olarak kullanılmaktadırlar.^{9, 55}

Hareketli bölümlü prostodontik restorasyonların avantajları

1. Acil tedavi olanağı sunmaktadır.
2. Dişsiz bölgenin aproksimalinde bulunan dişlere preparasyon gerektirmez.
3. Hastanın estetik görünümünü kısa sürede tedavi eder.
4. Düşük maliyetlidir.
5. Üretim prosedürleri basittir.^{6,9,55}

Hareketli bölümlü prostodontik restorasyonların dezavantajları

1. Hareketli olması hastanın konforu açısından ve psikolojik olarak rahatsızlık verir.
2. Karşıt ark stabilizasyonu nedeni ile geniş alan kaplar fonasyon problemlerine bu durum hastada ve oral hijyen sağlanmasında zorluklar oluşabilir.
5. Restorasyon ve yapay diş materyalinde proteze gelen kuvvetlere bağlı kırılmalar olabilir.^{6,9,55}

2.1.4. İmplant Destekli Tek Diş Kron Prostodontik Restorasyonlar

İmplant destekli tek diş kron sabit restorasyonlar, ön ve yan grup dişlerden tek diş eksikliği olan vakalarda bütüncül prosedürleri bilinen ve özellikle son yıllarda kullanım oranı artmış ve standart tedavi seçeneği olarak kabul edilmiş protetik uygulamalardır.^{6, 56-58}

Tek diş implantüstü kron protetik restorasyonların avantajları

1. Meziodistal komşu dişlerde çürük, endodontik tedavi riskinin azalması
2. Meziodistal komşu dişlerin koruması potansiyeli olması
3. Dişsiz boşlukta kortikal, kanselöz kemik dokular ile periimplant yumuşak dokuların korunması
4. Hastanın restorasyon hijyenini daha iyi sağlayabilmesi

5. Hastanın estetik, fonetik, fonksiyonel, emosyonel ve psikolojik olarak rahatlık elde etmesi

6. Meziodistal komşu dişlerin sağlıklı olması ve hijyen sağlanmasının kolaylığı

7. Meziodistal komşu dişler bölgesinde periodontal sağlığın korunması ve sürekliliğinin sağlanması

8. Proprioepsiyon-derin sinirsel algılama duyu mekanizmanın korunması

9. Sabit bölümlü protetik restorasyona oranla uzun süre kullanılması ^{6, 58-62}

Tek diş implantüstü kron protetik restorasyonların dezavantajları

1. Protetik tedavi prosedürleri klinik ve laboratuvar olarak uzun olması

2. Protetik tedavi prosedürleri maliyetinin yüksek olabilmesi

3. Hastaların cerrahi operasyon istememe durumları

4. Hastaların sistemik hastalık yönünden değerlendirilmesi gerekliliği ⁵⁸⁻⁶²

2.2. Dental İmplant Tanımı ve Türleri

Latince bir kelime olan implant in- içinde, planta- yerleştirme anlamına gelen kelimelerin birleşiminden oluşmuştur. ⁶³ Tıbbi literatürde implantın anlamı ise, yitirilen fonksiyonun yeniden kazanması amacıyla canlı dokulara yerleştirilen organik ya da inorganik maddedir. ⁶³

Protez terimleri sözlüğünde dental implant tanımı; sabit veya hareketli protezler için retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla; ağız dokularına mukozal ve/veya periostal tabakanın altına, kemiğin üzerine veya içerisine implante edilen alloplastik materyalden yapılan protetik yapıdır. ⁶⁴⁻⁶⁷

İmplantlar kemikle ilişkilerine göre; transosteal, subperiostal, intramukozal, endosteal implantlar; malzeme çeşitlerine göre metal ve alaşım implantlar, seramikler ve karbon implantlar, polimerler ve kompozit implantlar olarak sınıflandırılabilir. ^{66,68}

2.2.1. İmplant - kemik bağlantı mekanizması - osseointegrasyon biyomekanik değerlemesi

Dental implant ile uygulandığı kemik arasında başlangıç aşamasında primer stabilizasyon oluşması ve yakın temas meydana gelmektedir. Zamanla implant kemik arasında implant yüzey özelliklerin, kemik özelliklerine bağlı olarak hücresel düzeyde bir bağlantı oluşur. Bu hücresel, histolojik, fizyolojik, yapısal ve fonksiyonel bağlantı osseointegrasyon kemik ile implantın rijit fiksasyonu olarak tanımlanmaktadır.⁶⁹ Osseointegrasyon büyük oranda implant kemik arasında %70-80 düzeyinde gerçekleşmektedir. Osseointegrasyonu sağlanan implant için oklüzal yüklemeler karşısında çok düşük mikron seviyelerine hareketlilik olmaktadır.^{70,71} İmplant stabilizasyonundan dolayı oklüzal yüklerin implanta iletilmesinde şok absorber mekanizma olmadığı için yükler direkt implanta gelerek implantın aşırı yüklere maruz kalmasına yol açacaktır. Böylelikle implant kemik bağlantı bölgesinde vertikal ve/veya horizontal kemik rezorpsiyonu ile osseointegrasyon bozulabilmekte ve implant kaybına kadar giden inflamatuvar olaylar olabilmektedir.^{72,73}

2.2.2. İmplant-Kemik Bağlantı Mekanizmasının Sürekliliğini Değiştiren Etkenler

1. Dental implant materyalin biyolojik ve kimyasal özellikleri
2. Dental implant materyalin fiziksel özellikleri uzunluk, çap, yiv tipi, sayısı, sıklığı, silindirik olması özellikleri
3. Dental implant üzerine uygulanan abutment tipi, uzunluk, açısı, materyal özellikleri
4. Dental implant üzerine yapılan protetik restorasyon tipi, materyal özellikleri
5. Dental implant cerrahi operasyon tipi
6. Dental implant oklüzal yüklere maruz bırakılma süreleri
7. Kortikal ve kansellöz kemik özellikleri
8. Hastaların sistemik hastalık bulguları^{17, 69, 74-80}

2.2.3. Dental İmplant Osseointegrasyon ile Survey Kriterleri

Albrekston ve ark., tarafından yapılan sınıflamaya göre implant surveyi için aşağıdaki kriterlerin gerçekleşmesi gerekmektedir.⁸¹

1. İmplant surveyi ilk beş yıl için %85 ve on yıl için %80 veya üstünde olması gerekmektedir.
2. İmplantta mobilite gözlenmemelidir.
3. İmplant-kemik bağlantı alanında inflamasyon, ağrı, enfeksiyon, nöropati, parastezi, mandibular kanal zararı oluşmamalıdır.
4. İmplant etrafında kemik rezorbsiyonunu gösteren radyolusent hat görülmemelidir.
5. İmplant-kemik arasında primer stabilite sağlanmalıdır.
6. Gingival dokularda inflamasyon ve kanama var olmamalıdır.
7. Vertikal olarak yıllık 0.2 mm'den fazla kemik rezorpsiyonu ile karşılaşılmalıdır.
8. Gingival sulkus derinliği 5mm'den yüksek olmamalıdır.^{81,82}

2.2.4. Kemik Kalite Sınıflaması

Kemik kalitesi Misch tarafından maksiller ve mandibuler kemik yapıları kortikal ve kansellöz yoğunluk bakımından D1-4 arası kemik sınıflaması aşağıda gösterildiği şekilde yapmıştır.⁸³ 1985 yılında Lekholm ve Zarb tarafından Tip1-4 arası kemik sınıflaması yapılmıştır.⁸⁴

Misch D1 kemik yapısı: Kortikal kemik yüksek orandadır. Maksiller kemikte gözlenmezken mandibular kemik anterior bölgede-%8 ve posterior bölgede-%4 düşük oranda gözlenmektedir.

Misch D2 kemik yapısı: Kemik kalitesi olarak kalın kortikal kemik ve içerisinde yoğun kansellöz kemik bulunmaktadır. Mandibular anterior bölgede-%68 ve posterior bölgede-%54 yüksek oranda bulunmaktadır.

Misch D3 kemik yapısı: Kemik kalitesi olarak ince kortikal kemik ve içerisinde ince kansellöz kemik bulunmaktadır. Maksiller kemik kalitesine benzerdir.

Misch D4 kemik yapısı: Kemik kalitesi olarak ince kortikal kemik ve büyük oranda kansellöz kemik bulunmaktadır.⁸³

Tip 1: Kemik kalitesi olarak kalın kortikal ve kompakt, homojen yapıda kemik yapısındadır.

Tip 2: Kemik kalitesi olarak kalın kortikal kemik ve içerisinde yoğun kansellöz kemik bulunmaktadır. Mandibular kemik kalitesine benzerdir.

Tip 3: Kemik kalitesi olarak ince kortikal kemik ve içerisinde yoğun kansellöz kemik bulunmaktadır. Maksiller kemik kalitesine benzerdir.

Tip 4: Kemik kalitesi olarak ince kortikal kemik ve içerisinde düşük yoğunluk kansellöz kemik bulunmaktadır.⁸⁴

2.2.5. İmplant Çeşitleri

2.2.5.1. Krestal Kemik Sınırında İmplant Uygulaması-Kemik Düzeyi-Bone Level İmplant

Günümüzde bone level implantlar doku seviyesi implantların yerini yüksek oranda aldığı için implant üretim merkezlerinin ürün kataloglarında sıklıkla bone level implantlar yer almaktadır. İmplant servikal hattı veya platform kısmı krestal kemik seviyesinde yer almaktadır. Böylelikle gingival doku kalınlığından etkilenmemektedir.⁸⁵

Krestal kemik sınırında implant uygulaması-Bone level implant avantajları

1. İmplant platformu krestal kemik düzeyinde olduğu için implant-kemik bağlantısı yüksek olmaktadır.
2. İmplant-kemik bağlantı alanında kemik rezorbsiyon oranı düşmektedir.
3. Oral posterior bölge implant uygulamalarında estetik özellik yüksektir.
4. İmplant cerrahisi daha kolaydır.
5. Doku kalındığı farkından dolayı implant parlak yüzeyin metalik görüntüsü engellenmiş olmaktadır.^{85,86}

Krestal kemik sınırında implant uygulaması-Bone level implant dezavantajları

1. Anterior maksiller bölgede gingival dokuların ince olduğu vakalarda implant servikal bölgesinin metalik gri-mavi renk yansıması ile estetik dezavantaj oluşmaktadır.

2. Uygun abutment gingival doku kalınlığına uygun boyutlarda bulunmayabilir.^{85,86}

2.2.5.2. Gingival Kret Sınırında İmplant Uygulaması-Doku Düzeyi-Tissue Level İmplant

Doku seviyesi implantlarında implant servikal kısmında parlak ve pürüzsüz yüzeyli implant platform bölgesi bulunur. Bu kısım gingival doku boyutlarına göre farklı uzunluklarda bulunmaktadır. Gingival doku yüksekliğine bağlı olarak uygun platformlu implant uygulanır. Abutment-implant birleşim bölgesi gingival doku sınırında olması gerekmektedir.^{85,86}

Gingival kret sınırında implant uygulaması-Tissue level implant avantajları

1. İmplant-kemik bağlantı sınırı implant pürüzlü yüzeyi iken pürüzsüz implant platformu gingival doku alanında yer alarak kemik rezorbsiyonunu azalttığı belirtilmektedir.

2. Oral posterior bölge implant uygulamalarında kolaylıkla kullanılır.

3. Abutment gingival uzunluk problemi gözlenmeyebilir.^{85,86}

Gingival kret sınırında implant uygulaması-Tissue level implant dezavantajları

1. Anterior maksiller bölgede gingival dokuların ince olduğu vakalarda implant servikal bölgesinin metalik gri-mavi renk yansıması ile estetik dezavantaj oluşabilir.

2. Gingival implant platform uzunluğu ile gingival uzunluk tam ayarlamaz ise platform kısım yüksekte parlak metalik olarak görüntü oluşturur.^{85,86}

2.3. Abutment Tanımı

Abutment; preparasyonu yapılmış olan doğal diş formunu simüle ederek üzerine gelen implantüstü protetik restorasyon için tutucu, stabilite ve destekleyici rol üstlenen dental implantoloji komponentlerinden biridir.^{64, 87-88}

2.4. Abutmentlerin Seçimini Etkileyen Faktörler

1. Krestal kemik rezorbsiyon oranı

2. Alveolar kemik tipi
3. Gingival ve periodontal doku harmonilerinin sağlık ve estetiği
4. Dental arklar arası mesafe
5. Dental ark formu
6. Hastanın estetik ve fizyolojik beklentileri
7. Kuvvet iletimine bağlı biyomekanik kavramlar
8. Maliyet karşılıkları^{83, 89-90}

2.4.1. Abutmentlarda Bulunması Gerekli İdeal Özellikler

1. Abutment toksik, allerjik, karsinojik olmamalıdır.
2. Abutmentlar estetik olmalıdır.
3. Biyouyumlulukları yüksek materyalden yapılmış olmalıdır.
4. Oklüzal kuvvetlere karşı dirençli olmalıdır.
5. Abutment vida özellikleri bakımından mekanik özellikleri yüksek olmalıdır.
6. Abutment vida kırılma, gevşeme ve korozyon, galvanik reaksiyon olmamalıdır.
7. Abutmentların tutucu yüzey alanı geniş olmalıdır.
8. Yüzey pürüzlülüğü tutuculuk ve stabilite bakımından yüksek olmalıdır.
9. Abutment uzunluğu vakaya uygun olarak yeterli olmalıdır.
10. Abutment çapı implant ve protetik restorasyon ile uyumlu olmalıdır.
11. Abutment servikal hattı ve basamak formu bakımından ideal çıkış profili oluşturmaktadır.
12. Abutment-mukoza ataçment tam olarak sağlanmalıdır.
13. Abutment-gingival ataçment bölgesinde plak oluşumu ve akümüasyonu minimal olmalıdır.
14. Abutment servikal parlak yüzey alanı bozulmamış olmalıdır.
15. Abutment servikal parlak yüzey alanında metalik gri-mavi ton renk yansıması olmamalıdır.
16. Abutment servikal basamak bölgesi gingival skallop eğimine uygun olmalıdır.
17. Abutment-kron servikal birleşim alanı gingival ve/veya supra gingival olmalıdır.

18. Uzun dönem klinik başarı kriterleri göstermelidir.^{26-28,91-94}

2.4.2. Abutment sistemlerinin Sınıflandırılması

2.4.2.1. Kimyasal Yapılarına Göre Abutment Sistemleri

a. Saf titanyum abutment

Titanyum protetik diş hekimliği ve dental implantoloji uygulamalarında özellikle implant, abutment üretiminde altın standart materyal olarak değerlendirilmektedir.⁹⁵⁻⁹⁷ Reaktif yüzey özelliği ile dış yüzeyinde 10 nm kalınlıkta oksit tabakası oluşmaktadır. Bu tabaka ile implant-kemik bağlantısında rol almaktadır.⁹⁸

Saf titanyum saflık özelliği azalan tarzda 4 alt grupta sınıflandırılmaktadır. Grade-1, Grade-2, Grade-3, Grade-4. Saf titanyumun fiziksel özelliklerinin yükseltilmesi için üretim aşamasında eklenen demir-Fe, oksijen-O₂, karbon-C, azot-N elementler ile saflık derecesi düşmekte ancak fiziksel özellikleri yükselmektedir. İmplant ve abutment üretiminde fiziksel özellikleri yüksek olan Grade-2 ve Grade-4 kullanılmaktadır.⁹⁹⁻¹⁰⁰

b. Titanyum alaşımlarından oluşan abutment

Titanyum alaşımları 2 alt grupta sınıflandırılmaktadır. Grade-5: Ti-6Al-4V-ELI %6 Alüminyum-Al, %4 Vanadyum-V, ELI-ekstra düşük yoğunluk-extra low interstitial alaşımdır.⁹⁹ Grade-6: Titanyum alaşım Ti-6Al-4V %6 Alüminyum-Al, %4 Vanadyum-V fiziksel özelliklerinin yükseltilmesi için alaşım olarak üretilmektedir. Alüminyum metali beta faz sabitleyici olarak görev alırken Vanadyum alfa faz sabitleyicidir.¹⁰¹

Titanyum alaşım fazları: alfa faz-, beta faz β , alfa-beta- β faz olarak gruplanmaktadır.

Alfa faz- : hekzagonal kristal alüminyum stabilizördür, beta faz β : kübik hacim merkezli vanadyum stabilizördür, alfa-beta- β : her iki faz birlikte bulunur.⁹⁹

c. Titanyum nitrit abutment

Titanyum alaşımdan üretilen abutment üzerine sarı renkli nitrit bileşiğinin ısıtıl işlem ile kaplanması ile üretilir. Sarı görünümü ile renk estetiği elde edilmeye çalışılmıştır.¹⁰²

d. Alümina seramik abutment¹⁰³

e. Zirkonya abutment

Zirkonya seramik abutmentler için; geniş çaplı abutmentler dar ve regüler çap abutmentlerden daha yüksek survey göstermektedir.¹⁰⁴⁻¹⁰⁵

f. Polietereterketon polimer abutment¹⁰⁶

g. Altın alaşım abutment¹⁰⁷

h. Cam fiber modifiye rezin polimer abutment¹⁰⁸

i. Hibrit abutment²⁹

2.4.2.2. Kullanım Alanlarına Göre Abutment Sistemleri

1. Daimi kullanılan abutment türleri

a. CAD-CAM sistemi ile üretilen kişisel abutment

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM-computer aided desing/ computer asisted manufacturer) sistemleri ile kişisel abutment üretilmesi günümüzde kullanım alanı bulmaktadır. Bu sistem ile üretim yapan implant kurumları da bulunmaktadır.^{25,109}

Dijital ölçü alımını takiben oluşturulan master model dijitalize edilerek üzerinde bilgisayar sisteminde abutment dizaynı üç boyutlu olarak yapılır. Dizaynı yapılan abutment seramik, titanyum veya rezin materyalden bilgisayar destekli üretim metodu ile oluşturulur.^{58,110}

b. Standart stok abutment

Standart abutmentler implant üretici kurumları tarafından implant ile uyumlu olarak üretilen sistemlerdir. Genellikle farklı uzunluk 2mm-12 mm, çap olarak 2mm-8 mm aralıklarında ve 15-45 derece açılı olarak üretilirler. Bu abutmentlerin en önemli özellikleri laboratuvar ve klinik olarak üzerinde küçük preparasyon işlemleri yapılabilmesidir.¹¹¹

c. Döküm kişisel abutment

Döküm kişisel abutmentlar-custom abutments farklı alaşımlar kullanılarak laboratuvar şartlarında kişiye özel olarak döküm işlemlerinden geçilerek üretilen abutment tipleridir.¹¹²

2. Geçici kullanılan abutment türleri^{68, 87}

a. Kapatıcı vidalar

b. Doku düzenleyici abutment

İyileşme başlıkları veya implant kapama vidaları olarak da adlandırılan geçici abutment türleri yumuşak doku kalınlığına göre farklı uzunluk ve çaplarda bulunmaktadır. Tek aşamalı ve çift aşamalı cerrahi implant operasyonlarından sonra implant üzerine vidalama mekanizması ile yerleştirilen iyileşme başlıklarıdır.¹¹³

c. Metal abutment

Saf titanyum veya titanyum alaşımlarından üretilirler. Daimi protetik restorasyon yapılmasından bir süre önce kullanılan standart veya kişisel olarak üretilen abutment tipleridir. Gingival dokuların şekillenmesinde kullanılırlar.¹¹⁴

d. Plastik abutment

Polimer esaslı rezin veya polietereeterketon polimer materyalden standart veya kişisel olarak üretilirler. Daimi protetik restorasyon yapılmasından bir süre önce kullanılan gingival dokuların şekillenmesini sağlayan abutment türleridir.¹¹⁵

e. Ölçü abutmenti

İmplant ölçüsünün alınmasında kullanılan geçici abutmentlar koping olarak da adlandırılmaktadır. Direkt koping açık kaşık ölçü alımında kullanılırken indirekt koping kapalı ağız tekniği ile ölçü alımında kullanılmaktadır. Çok sayıda implant ölçüsünde ve genellikle açık kaşık ölçü tekniği klinik kullanım alanı bulmaktadır.⁸⁷

e1. transfer koping-indirekt koping

e2. pick up-direkt koping

2.4.2.3. Abutment-İmplant Birleşim Modeline Göre Abutment Sistemleri

İmplant-abutment bağlantı sistemlerinde estetik, mekanik ve biyolojik karakteristiklerde gelişmeler olmaktadır. İki temel geometrik yapılanma mevcuttur.^{116,117} Bunlar;

a. İnternal konneksiyon servikal bölge abutment

Abutment servikal bölgesinin internal olarak 1-2mm altıgen formunda oklüzal yönde içerdiği parçadan dolayı bu şekilde isimlendirilmektedir. Abutment ile uyumlu olan implant ise eksternal hegzagonal birleşim bölgesi içermektedir.

İnternal hegzagonal sistemde altıgen ve vida implant gövdesine geçerek protetik bileşenin daha stabil olmasını sağlar. İnternal hegzagonal bağlantı, lateral kuvvet altında yük dağılımını artırmak amacıyla eksternal hegzagonal sistemden geliştirilmiştir. Amaç vida gevşemesi, kırılma ve marjinal kemik kaybı gibi mekanik ve biyolojik komplikasyonların önüne geçmektir.^{117,118}

b. Eksternal konneksiyon servikal bölge abutment

Abutment servikal bölgesinin eksternal olarak 1-2 mm altıgen formunda apikal yönde içerdiği parçadan dolayı bu şekilde isimlendirilmektedir. Abutment ile uyumlu olan implant ise internal hegzagonal birleşim bölgesi içermektedir. Abutment servikal bölgesi ile implant servikal bölgesi tersi yönde isimlendirilmektedir. Literatürde eksternal implant-abutment birleşimi ile implantın servikal bölgesinin eksternal hegzagonal formu tarif edilir. Ayarlanabilirliği ve farklı protetik çözümlerle uyumluluğu nedeniyle ölçü ve protetik fazda dış bağlantının kaydedilmesini kolaylaştırmakla birlikte restorasyon ile implantın hegzagon kısmı arasında temas eden alanın az olması, platform restorasyonun internal hegzagonu arasında rotasyona ve vida bağlantısında yüksek strese sebep olması gibi dezavantajları da mevcuttur.^{87,117,119}

2.4.2.4. Abutment-Protetik Restorasyon Bağlantı Modeline Göre Abutment Sistemleri

a. Vida tipi abutment

Kronun abutmenta ayrı bir vida ile sabitlendiği sistem olarak tanımlanır. Sistemin pasif uyumu yüksek önem teşkil eder.¹²⁰

Vida tutuculu (screw) İmplantüstü sabit protetik restorasyonların avantajları

1. Protetik restorasyonun pasif olarak yerleştirilmesi
2. Ölçü alımı ve ölçü maddeleri kullanılmamaktadır
3. Laboratuvar aşamalarının elimine edilmiş olması
4. İmplant-abutment bağlantı vidasında problem olduğu zaman kolaylıkla düzeltilmesi
5. Siman kullanımının elimine edilmiş olması
6. Protetik restorasyon için interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda kullanım sağlanması^{83,121-124}

Vida tutuculu (screw) İmplantüstü sabit protetik restorasyonların dezavantajları

1. Laboratuvar işlemleri uzun sürmektedir.
2. Klinik olarak uyumlandırma ve maniplasyonları zordur.
3. Vida giriş bölgesinin oklüzyonu engellemesi
4. Vida giriş yuvasının estetik sorunlar oluşturması
5. Vida yuvası üzerine yapılan dolgunun kırılması, renklenmesi ve
6. Hastanın vida yuvası dolgusundan psikolojik rahatsızlıkları
7. Hastanın vida yuvası dolgusundan hijyenik problemleri
8. Maliyeti göreceli olarak yüksektir.^{83, 93, 121-122}

b. Simante tipi abutment

İmplant üzerine sabitlenen abutment üzerine sabit protezin siman tutuculuğu ile bağlanmasıdır. Abutment ve kron arasında oluşturulan siman aralığına yerleştirilen uygun siman ile yapıştırılır.¹²⁵

Siman tutuculu-cemented implantüstü sabit protetik restorasyonların avantajları

1. Laboratuvar işlemleri kısa sürmektedir.
2. Klinik olarak oklüzal uyumlandırma ve manipülasyonları kolaydır.
3. Maliyet-etkin çözüm sunmaktadır.

4. Protetik restorasyonun pasif olarak yerleştirilmesi kolaydır.
5. Abutment-implant vidasında gevşeme, kırılma oranları düşüktür.
6. Oklüzal vida yuvası olmadığı için estetik daha üst düzeyde sağlanır
7. Hasta konforu yüksektir.
8. Protetik restorasyonun oklüzyonu daha net sağlanabilir.^{121,126-127}

Siman tutuculu-cemented implantüstü sabit protetik restorasyonların dezavantajları

1. Abutment ile restorasyon uyumsuzluklarında retansiyon ve stabilite bozulabilir.
2. Abutment-implant birleşim bölgesinde siman artıkları kalabilir
3. İmplant-abutment-abutment vidası problemlerinde protetik restorasyonun yenilenmesi gerekli olabilir.
4. Temizlenemeyen siman artıklarına bağlı gingival ve periodontal problemler oluşabilir.
5. Simantasyona bağlı gelişen hidrostatik basınç etkisi ile restorasyon uyumsuzlukları olabilir.^{121,126-127}

c. Ataçman tipi abutment⁸⁷

2.4.2.5. Açı Pozisyonuna Göre Abutment Sistemleri

- a. Vertikal-dik pozisyonel abutment
- b. Oblik-açılı abutment (açılama seviyeleri; 15°-20°-25°-30°-45°)^{83, 87}

2.4.2.6. Hareketli Protetik Restorasyon Abutment Türleri

- a. Topuz başlı (ball) abutment
- b. Locator[®] (Zest Anchors Inc) abutment
- c. ERA[®] (Sterngold Inc) abutment
- d. Mini ERA[®] (Sterngold Inc) abutment^{83,87}

2.4.2.7. Hibrid Abutment Kron

Hibrid abutment kron: monoblok kron ile abutment tek parça ve vidalı olarak üretilmektedir. Özellikle anterir tek diş implant restorasyonları için önerilmektedir.

Titanyum destekli lityum disilikat hibrit abutment 2014 yılında önerilmiştir. Titanyum abutment (Strauman ve Nobel Biocare abutment sistemleri ile birlikte önerilmektedir) üzerine lityum disilikat cam seramik (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üst yapı CAD-CAM üretilerek otopolimerize kompozit rezin siman ile yapıştırılmaktadır. ²⁹

2.5. Dental Dijital CAD-CAM Teknolojisi

CAD-CAM sistemleri günümüzde dünyanın pek çok ülkesinde dental protetik restorasyon üretim merkezlerinin ve diş hekimi ofislerinin temel donanımını oluşturmaktadır. Yeni nesil üretim teknikleri olarak tanıtımı yapılan dijital sistem son otuz yıldır kullanılmakla birlikte teknolojik ve bilimsel gelişmelerin ışığında kullanım alanı ve oranı çok artmaktadır. ^{128,129}

Dental dijital CAD-CAM teknolojisi temelde üç fazdan oluşur. Bunlar:

1. Dental dijital ölçü alınması aşaması
2. Bigisayar destekli dizayn-CAD aşaması
3. Bilgisayar destekli üretim-CAM aşaması ¹³⁰⁻¹³³

2.5.1. Dental Dijital CAD-CAM Teknolojisinin Kullanım Alanları

1. Daimi veya geçici sabit protetik restorasyonlar: inley, onley, kron, köprü, teleskop kron, kron köprü altyapı
2. İmplant, abutment, bar, koping
3. Tam protetik restorasyon
4. Hareketli bölümlü protetik restorasyon alt yapı
5. Ortodontik yer tutucu, splint
6. Dijital modelleme
7. Estetik dizayn ¹³⁴⁻¹³⁵

Dental dijital CAD-CAM teknolojisi avantajları

1. Konvansiyonel dental laboratuvar işlemleri olan model elde etme, modelaj, döküm işlemleri elimine edilmektedir.
2. Standart tarama, dizayn ve üretim süreçleri bulunmaktadır.
3. Protetik restorasyonların prototiplemesi daha süratli yapılabilir.
4. Protetik restorasyonların netlik düzeyi yüksektir.
5. Daha fazla protetik restorasyon yapılması sağlanır.
6. Rezin infiltre seramik ve rezin seramik disk veya blokların frezeleme işlemleri daha kolaylıkla yapılır.^{134, 136-138}

Dental dijital CAD-CAM teknolojisi dezavantajları

1. Bilgisayar destekli sistem uzmanlık gerektirir.
2. Cihazların maliyeti kısmi yüksektir.
3. Teknik bakım onarım maliyeti yüksektir.
4. Disk ve bloklarda kayıp materyal fazla olmaktadır.
5. Frezeleme frezleri sarfı yüksektir.
6. Frezeleme aşamasında özellikle seramik restorasyonlarda kırılmalar olabilir.
7. Frezeleme aşamasında özellikle seramik restorasyonlar için çok sayıda frez kullanılır.
8. Ayrıntılı oklüzal yüzeylerde veya vida üretimlerinde hassasiyete dikkat edilmelidir.
9. Alt yapı restorasyonları üzerine konvansiyonel yöntem ile üst yapı yapılabilir.
10. Zirkonya infiltre, zirkonya, cam seramik frezeleme işlemleri zordur.^{134,137,139-141}

2.5.2. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller

Bu materyaller şu şekilde sınıflandırılabilir.¹⁴²⁻¹⁴³

- Feldspatik CAD/CAM seramik bloklar
- Lösitle güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar
- Lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar

- Cam infiltre CAD/CAM seramik bloklar
 - Alümina
 - Alümina ve magnezyum
 - Alümina ve zirkonya
- Zirkonya ile desteklenmiş lityum silikat seramik bloklar
- Polikristalin seramikler
 - Alümina bazlı CAD/CAM seramik bloklar
 - Stabilize zirkonya
 - Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
 - Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
- Rezin matriks seramikler
 - Rezin nanoseramikler
 - Rezin interpenetrasyon matrisinde cam seramikler
 - Rezin interpenetrasyon matrisinde zirkonya silika seramikler

2.5.3. IPS e.max CAD® Seramik Sistemleri

Lityum disilikat cam seramik sistemlerinden biri olan IPS e. max CAD bloklar presinterize yumuşak seramik bloklar halinde üretilmektedir. Presinterize ingotlar semi-kristal yapıda iken post sinterizasyon aşamasında tam kristalize seramik elde edilmiş olur.¹⁴⁴ Monoblok IPS e.max CAD restorasyonlar cilalama işlemi ile tamamlanır.¹⁴⁵

Tablo 2.1. IPS e.max CAD® seramik sisteminin özellikleri

Kimyasal İçerik	Fiziksel Form	Mekanik özellik	Üretici kurum
11-19% Li ₂ O, 58-80% SiO ₂ , 0-13% K ₂ O, 0-5% MgO, 0-8% ZrO ₂ , 0-8% ZnO, 0-11% P ₂ O ₅ , 0-5% Al ₂ O ₃ , 0-8% renk pigmentleri %40 lityum metasilikat cam kristal Lityum disilikat cam	Mavi renk bloklar Farklı renk seçenekleri Eksternal boyama yapılır	Bi-aksiyel eğilme direnci: 360 MPa	Ivoclar, Vivadent
Pre-kristal metasilikat blok	Presinterize ingot; CAD-CAM		
Soft yapıda	Blok modelleri; Yüksek translusent (high translucency-HT) Orta translusent (medium translucency-MT) Düşük translusent (low translucency-LT) Orta düzey opak (medium Opacity-MO) Impulse		

IPS e.max CAD-HT Yüksek translusent (high translucency-HT): Yüksek translusent blok renkleri: 16A-D ve 4 Beyazlatma (Bleach BL) bulunur. Bu ingotlar inley, onley gibi küçük restorasyonlar için uygundur. Eksternal boyama için uygun materyaldir. Zirkonya köprü restorasyonu altyapı üzerine veneer yapımına uygundur.

IPS e.max CAD MT Orta translusent (medium translucency-MT): Orta translusent blok renkleri: A1, A2, A3, B1, BL2, BL3, BL4 bulunur. Eksternal boyama ve cut-back teknikleri için uygun materyaldir.

IPS e.max CAD L Düşük translusent (low translucency-LT): Düşük translusent blok renkleri: 16A-D ve 4 Beyazlatma (Bleach BL) bulunur. Bu ingotlar posterior kron restorasyonlar için uygundur. Cut-back tekniği için uygun materyaldir.

IPS e.max CAD MO Orta düzey opak (medium Opacity-MO): Orta düzey opak blok renkleri: MO0, MO1, MO2, MO3, MO4 bulunur. Bu ingotlar opak olduğu için altyapı materyali olarak kullanılır. Cut-back tekniği için uygun materyaldir.

IPS e.max CAD Impulse: İmpuls blok renkleri: Opal1, Opal2 opelasens ışığa özellik gösterirler. İnce lamina restorasyon yapımında kullanılır.

146

IPS e.max CAD® seramik sistemin endikasyonları

1. Anterior dişler için üç üyeli köprü restorasyonu + implant destekli
2. Yan grup dişler için üç üyeli köprü restorasyonu-2.premolar dahil+ implant destekli
3. Anterior ve posterior için tek kron restorasyonu+ implant destekli
4. Anterior ve posterior için lamina restorasyonu
5. Anterior ve posterior için inley restorasyonu
6. Anterior ve posterior için onley restorasyonu
7. Anterior ve posterior için veneer kron restorasyonu ¹⁴⁶

2.5.4. Zirkonya İnfiltrate Lityum Silikat Cam Seramik Sistemleri

Cam seramiğe zirkonyum partiküllerinin eklenmesi ile güçlendirilen yeni nesil bir materyaldir.¹⁴⁷ Ağırlıkça %10 zirkonya ile güçlendirilen bu yeni nesil materyaller zirkonya (ZrO₂) ve cam seramiğin pozitif özelliklerini birleştirmeyi amaçlamıştır. ¹⁴⁸ VITA Suprinity bloklarının 8adet farklı Vita renk tonu (0M1, A1, A2, A3, A3.5, B2, C2ve D2) ve farklı düzeyde translüsense sahip2 farklı bloğu

(TranslÜsent: T ve Yüksek TranslÜsent :HT) bulunmaktadır. Celtra Duo blokları düşük translÜsent (LT) ve yüksek translÜsent (HT) olmak üzere iki ayrı şekilde üretilmiştir. LT blokları 5 farklı renk tonu içerirken (A1, A2, A3, A3.5 ve B2), HT blokları 3 farklı renk tonuyla (A1, A2, A3) sınırlıdır. ^{37,149}

Tablo 2.2. Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik: Celta Duo® sistemin özellikleri

Kimyasal İçerik	Fiziksel Form	Mekanik özellik	Üretici kurum
%10 zirkonya %11Lityum disilikat $\text{Li}_2(\text{Si}_2\text{O}_5)$ matriks %25Lityum metasilikat $\text{Li}_2(\text{SiO}_3)$	Farklı renk seçenekleri ve Eksternal boyama yapılı	Bi-aksiyel eğilme direnci: 370 MPa	Dentsply, Sirona, ABD
kristalize	Tam sinterize blok; CAD-CAM		
Sert yapıda	İngot tipleri: 1. Yüksek translusent (high translucency) 2. Düşük Translusent (low translucency)		

Tablo 2.3. Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik: Vita suprinity® sistemin özellikleri

Kimyasal İçerik	Fiziksel Form	Mekanik özellik	Üretici kurum
56-64% SiO_2 , 15-21% Li_2O , 8-12% ZrO_2 , 3-8% P_2O_5 , 1-4% Al_2O_3 , 1-4% K_2O , 0-6% pigmentler, 0-4% CeO_2	Farklı renk seçenekleri Eksternal boyama	Bi-aksiyel eğilme direnci: 420 MPa	Vita Zahnfabrick
kristalize	Presinterize blok; CAD-CAM		
Sert yapıda	Blok modelleri; Yüksek translusent (high translucency) Translusent (translucency)		

Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik sistemin endikasyonları

1. Anterior ve posterior için tek kron restorasyonu+ implant destekli
2. Anterior ve posterior için Lamina restorasyonu
3. Anterior ve posterior için İnley restorasyonu
4. Anterior ve posterior için Onley restorasyonu
5. Anterior ve posterior için Vener kron restorasyonu ^{38, 150}

2.5.5. Polimer rezin infiltre cam seramik sistemleri

Polimer rezin infiltre seramik ağ yapısındaki materyal (polymer infiltrated ceramic network materials-PICN) hibrit seramik materyal gurubundadır. Konvansiyonel feldspatik seramik matriks, silan bağlayıcı kimyasal ajan ve polimer rezin içeren seramik sistemde akrilik rezin ve seramik kimyasal bağlantısı silan ajan ile sağlanarak akrilik rezin infiltre seramik materyal blokları üretilir. Seramik bloklar CAD-CAM ile protetik restorasyon yapımı için hazır bulunmaktadır.¹⁵¹⁻¹⁵²

Tablo 2.4. Polimer rezin infiltre cam seramik: Vita Enamic® sistemin özellikleri

Kimyasal İçerik	Fiziksel Form	Mekanik özellik	Üretici kurum
Seramik faz: Alümina içerikli konvansiyonel feldspatik seramik; ağırlıkça: % 84-8, hacimce: %75 Rezin faz: UDMA, TEGDMA ağırlıkça: %14-16, hacimce: %25 Eser oranda: İtiryum silikat, pigment Dual seramik-polimer ağ yapısındadır.	Renk spektrumu geniştir (Vita shade master skalası: 0M1, 1M1, 1M2, 2M1, 2M2, 2M3, 3M1, 3M2, 3M3, 4M2) Eksternal boyama yapılabilir 1. Monokromatik blok 2. Multikromatik blok Transludent blok özellik: 1. Transludent 2. Yüksek transludent 3. süper transludent	Bi-aksiyel eğilme direnci: 160 MPa Esneleme katsayısı: 30 GPa	Vita, Zahnfabrik

UDMA: üretan dimetakrilat (urethan di methacrylate)

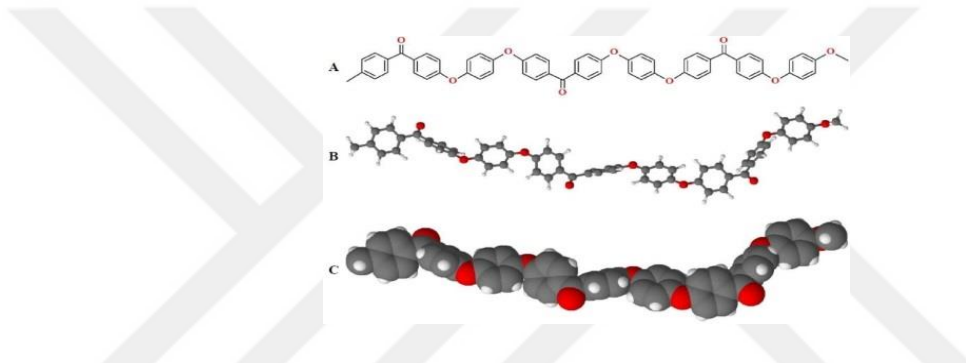
TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat (three ethylene glycol dimethacrylate)

Polimer rezin infiltre seramik sistemin endikasyonları

1. Anterior ve posterior için tek kron restorasyonu+ implant destekli
2. Anterior ve posterior için İnley restorasyonu
3. Anterior ve posterior için Onley restorasyonu
4. Anterior ve posterior için servikal inley restorasyonu
5. Anterior ve posterior için Vener kron restorasyonu¹⁵³⁻¹⁵⁴

2.5.6. Polieter Eter Keton-PEEK (Polyether Ether Ketone) Polimer Materyal

Poli aromatik hidrokarbonlardan oluşan poliakril eter keton (polyaryletherketone-PAEK) grubundan olan polieter eter keton renksiz, organik polimerik materyaldir. ¹⁵⁵⁻¹⁵⁷ 1980 yıllarında Victrex PLC daha sonra İmperyal kimyasal endüstrisi (Imperial Chemical Industries) tarafından kullanıma sunulmuştur. ¹⁵⁸ Organik kimyasal yapısında üç fenil halkası-iki ester grubu-bir keton grubu içerir. [poly (oxy- 1,4-phenylene-oxy-1, 4-phenylene)] (Şekil1.) Dental uygulamalarda kullanılması 1992 yılına rastlamaktadır. Kemik benzeri elastik modülüs değeri ile osseokondüktif özellik göstermektedir. ¹⁵⁹⁻¹⁶⁰



Şekil 2.1. Polieter eter keton-PEEK $(-C_6H_4-OC_6H_4-O-C_6H_4-CO-)_n$ aromatik polimer materyal

2.5.6.1. Polieter eter keton-PEEK polimer modifikasyon türleri

Saf polieter eter keton materyalin fiziksel özelliklerinin artırılması amacı ile çeşitli materyaller ile modifiye edilmektedir. Bunlar:

1. Cam fiber modifiye polieter eter keton
2. Karbon fiber modifiye polieter eter keton
3. Seramik modifiye polieter eter keton

2.5.6.2. Polieter Eter Keton-PEEK Polimer Materyal Özellikleri

1. Biyolojik uyumludur.
2. Radyolojik olarak radyolusent görüntüye sahiptir.
3. Magnetik rezonans ile uyumludur.
4. Asit-baz ve organik çözücülere karşı dirençlidir.
5. Yüksek ısı ve sıcaklığa dayanıklıdır.
6. Dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemlerine uyumludur.

7. Elektrik iletimi vardır.
8. Kimya, elektronik, otomobil, uçak sanayilerinde kullanılır.
9. Medikal endüstride kullanılır.
10. Aşınma direnci yüksektir.
11. Metal üzerine kaplama materyali olarak kullanılır.
12. Esneklik özelliği vardır.
13. Yüzey aktivasyon enerjisi düşüktür. ^{155,161-163}

Tablo 2.5. Polieter eter keton-PEEK polimer materyalin özellikleri

Kimyasal özellik	Fiziksel Form	Mekanik özellik	Üretici kurum
Polietereterketon termoplastik polimer bazlı organik materyal Cam fiber,karbon fiber	Transparan veya beyaz, krem, pembe, kırmızı renkli bloklar Eksternal boyama		
Semi-kristalin Sentetik Linear aromatik termoplastik	Polimer blok; CAD-CAM	Densite: 1.30 g/cm ³) Erime noktası: 343 °C	
Sert yapıda Katı madde yüzey enerjisi düşüktür. Kuvvet absorber özellik Biyolojik olarak inert materyal			Dentsply, Sirona, ABD

Polieter eter keton-PEEK polimer materyal sistemin endikasyonları

1. Anterior dişler için üç üyeli köprü altyapı restorasyonu + implant destekli
2. Posterior köprü altyapı restorasyonu
3. Tam ark köprü altyapı restorasyonu
4. Anterior ve posterior için tek kron altyapı restorasyonu+ implant destekli
5. Anterior ve posterior için Vener kron restorasyonu
6. Post kor restorasyonları
7. Tam ark sabit altyapı protetik restorasyon yapımında
8. Geçici ve daimi abutment üretimi
9. İmplant üretimi (osseokondüktif etkisi)
10. Ortodontik tel olarak, hareketli yer tutucu restorasyonları
11. İskelet altyapı, kroşe olarak hareketli bölümlü protetik restorasyonlarda
12. Obtüratör yapımında ^{91, 164- 168}

Tablo 2.6. Polieter eter keton-PEEK polimer ticari ürün materyal özellikleri ¹⁶⁹

Ticari ürün	Kimyasal içerik	Fiziksel form	Üretici Kurum
JUVORA®	saf doldurucu içermez % 100 PEEK	Bej blok	Invibio/ Juvora Ltd.,Thornton Cleveleys, Lancashire, England
BioHPP®	% 80 PEEK % 20 Nano seramik doldurucu	Beyaz blok	Bredent GmbH, Senden, Germany
Dentokeep PEEK®	% 80 PEEK % 20 Titanyum oksit doldurucu	Beyaz blok	NT-Trading, Karlsruhe, Germany
PEKTON ivory®	% 80 PEKK % 20 doldurucu	Beyaz blok	Cendres-Métaux SA, Switzerland

2.6. 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Diş hekimliği uygulamalarında 1970 yıllarında kullanılmaya başlanan kuvvet analiz yöntemlerinden gelişmiş bilgisayar teknolojisini kullanan sistemdir. Ledney ve Huang'u takiben Farah ve ark. tarafından diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmış olan sistem 1976 yılında Weinstein ve ark. tarafından dental implantolojide kullanım alanı bulmuştur.¹⁷⁰⁻¹⁷³ Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen veriler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıkar bundan dolayı istatistiksel analiz yapılamamaktadır.¹⁷⁴

Analiz işlemleri temel olarak üç basamaktan oluşmaktadır. Bunlar;

1. Başlangıç proses – pre processing
2. Analiz proses-analysis processing
3. Sonuç proses-post processing ¹⁷⁴

1. Başlangıç proses – pre processing

Analizi yapılması planlanan modellerin üretilmesi için büyük oranda bilgisayarlı tomografi-BT (compüter tomography-CT), Manyetik rezonans görüntüleme-MR (magnetic resonans imagine-MRI), koordinat tarama cihazı ile model taranması yöntemleri kullanılmaktadır. ^{174,175}

Bilgisayar sistemde üretilen modeller element-elaman olarak tanımlanan tetragonal, hegzagonal piramidal veya prizmatik şekillere ayrılır. Bu şekillerin birbirleri ile bağlantılarını sağlayan nod-node-düğüm bağlantı noktaları bulunur.

Element ve nod sayıları ile bölünen modelde ne kadar fazla sayıda bu hücreler bulunursa o kadar hassas analiz yapılmaktadır.^{175,176}

Element ve nodların yoğunluğu bulunduğu bölge ve yerleşim alanları mesh programı (mesh programming) ile otomatik olarak yapılabilir. Kullanıcı uygun gördüğü ve analiz hassasiyetinin artmasının gerektiği bölgelerde element ve nod sayısını arttırarak mesh oluşturabilir.^{174,176} Mesh ağ yapısını element ve nodlar oluşturur. Mesh üretimini takiben artık sayısal model üretilmiş olur. Sayısal model için sınırlandırma yapılır. Sınırlandırma koşulu modelin dış sınırlarını belirler. Ayrıca kuvvet uygulama alanı belirlenir. Uygulanan kuvvet element ve nodlar üzerinden yayılır.^{174,175}

2. Analiz proses-analysis processing

Analiz işlemleri için kullanılan materyallere ait özellikle elastik modülüs değerleri ve poisson oranı değerleri yazılım programına tanımlanır. Farklı analizler için ayrıca termal genleşme katsayısı, termal iletkenlik değeri, sürtünme katsayısı verileri sisteme tanımlanmaktadır.¹⁷⁷

Kuvvet uygulanması sonrasında sayısal modellerde oluşan stres değerleri yazılım programında kayıt edilir.^{174,175,178}

3. Sonuç proses-post processing

Kuvvet uygulanması ile sayısal modelde oluşan stres değerler ve bölgeler olarak tespit edilmektedir. Farklı renkler ve sayısal değerler stres yoğunluğu hakkında bilgi, vermektedir.^{178,180} Elde edilen veriler uzman ekip tarafından yorumlanmaktadır. İmplant teknolojisinde en çok kullanılan sonuç veriler maksimum prinsipal stresler, minimum prinsipal stresler, von Mises stresleridir. Ayrıca aksiyel stresler, yer değiştirme stresleri, deformasyon değerleri gibi verilere de ulaşılabilir.^{174,176,178}

3-Boyutlu sonlu elemanlar stres analiz (3-B SESA) yöntemi avantajları

1. Fiziksel ve kimyasal özellikleri farklı olan materyaller birlikte analiz yapılabilir.
2. Geometrik şekilleri farklı ve ayrıntılı olan modeller analiz edilir.
3. Hassas ayrıntılı yapılar incelenir.
4. Üç boyutlu X,Y,Z eksenlerinde modelleme ve analiz yapılır.

5. Bilgisayar sistemine yüklenen veriler ışığında analiz tekrarları, model tekrarları yapılır.

6. Verilerin arşivlenmesi yapılır.

7. Katı materyaller analiz edilir.

8. Analiz çıktıları laboratuvar deneylere oranla daha net sonuçlar verebilir.

9. Orijinal boyutlarda materyal, kuvvet, bağlantı modellemesi yapılır.

170,178,181-182

3-boyutlu sonlu elemanlar stres analiz (3-B SESA) yöntemi dezavantajları

1. Bilgisayar destekli yazılım programını kullanmak uzmanlık gerektirir.

2. Modelleme ve veri girişi uzmana bağlı farklılıklar oluşturabilir.

3. Sistem maliyet yüksek ve hassastır.

4. Yazılım güncellemeler gerektirir.

5. Sisteme aktarılan materyal özellikleri homojen ve izotropik kabul edilmektedir.

6. İmplant-kemik bağlantısı %100 osseointegrasyon varlığı olarak kabul edilir.

7. Elastik limit analiz sistemidir.

8. Sisteme yükleme yapılan veriler ışığında sonuçlar elde edilir.

9. Analiz sonuçlarının çözümleme, yorumlama ve değerlendirmesi önemlidir.

178,183-185

2.6.1. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz (3-B SESA) Yönteminde Tanımlamalar

Stres-gerilim-gerilme

Stres, cismin birim alanına bir kuvvet etki ettiği zaman materyalde oluşan tepki olarak tanımlanmaktadır. ¹⁸⁶ Oluşan stres uygulanan kuvvet ile ters yöndedir.

Stres = Kuvvet/alan ile formülize edilir. Stres birimi paskal-Pa-N/mm²'dir. Megapaskal-MPa ile simgelenir ve 10⁶ Pa değerine eşittir. ¹⁸⁷

Bu stresler çekme stresleri-tensile stres, basma stresleri-compressive stres, makaslama stresleri-shear stres olmak üzere sınıflandırılmaktadır. ^{185,187} Çekme stresleri; materyale uygulanan zıt yönde kuvvetlerin etkisi ile moleküller arası

uzaklaşmaya neden olan streslerdir. Basma stresleri; materyale uygulanan zıt yönde kuvvetlerin etkisi ile moleküller arası yakınlaşmaya neden olan streslerdir. Makaslama stresleri; materyale uygulanan farklı yönde kuvvetlerin etkisi ile moleküllerin birbirleri üzerinden kaymasına neden olan streslerdir.¹⁸⁸

Strain-gerinim

Bir materyalin birim alanına bir kuvvet etki ettiği zaman materyalde stres oluşmaktadır. Oluşan stres uygulanan kuvvet ile ters yöndedir. Kuvvet etkisi ile materyalin boyundaki uzama miktarıdır. Materyalin moleküllerinde oluşan yer değiştirmelerini ve bunun büyüklüğünü göstermektedir.¹⁸⁹ Strain mm-milimetre-metre ile simgelenir.¹⁷⁴

Linear elastik materyal-Doğrusal-lineer materyal

Bir materyale kuvvet geldiği zaman gelen kuvvetin şiddeti oranında materyalde değişiklikler oluşmaktadır. Kuvvet karşısında değişime uğrayan kuvvet etkisi bitince tekrar ilk özelliklerine dönebilen materyaller linear elastik materyaller olarak tanımlanmaktadır.¹⁹⁰ 1678 yılında Robert Hook tarafından bulunan ve Hook kanunu olarak bilinen maddenin bozunmasının, neden olan kuvvet ile doğru orantılı olduğu şeklindedir.¹⁹¹⁻¹⁹²

Poisson Sabiti-poisson ratio- ν

Poisson oranı veya poisson sabiti olarak belirtilen parametre kuvvet etkisi ile materyalin eninde oluşan kısalmanın boyunda olan uzamaya oranını ifade etmektedir.¹⁸⁸ Poisson oranı =lateral gerilme/aksiyel- ϵ lateral/ ϵ axial gerilme ile formülüne edilir. Poisson oranı materyale özeldir ve elastik limit içerisinde geçerli olmaktadır.¹⁸⁷

Elastik Modülüs-Young Modülüs

Elastik modülüs değeri materyalin kuvvet karşısında boyundaki uzama miktarını göstermektedir. Elastik modülüs=gerilim/gerinim-stres/strain ile formülüne edilir.¹⁹³ Yüksek elastik modülüs değeri olan materyalin esneklik özelliğinin düşük olduğu ve sertliğinin yüksek olduğu belirtilmektedir. Elastik modülüs değeri düşük olan materyalin esneklik özelliğinin yüksek olduğu ancak sertlik özelliğinin düşük olduğu belirtilmektedir.^{97,189}

İzotropik materyal

Materyalin x,y,z eksenlerinde benzer mekanik özellik göstermesini ifade etmektedir. Bu özellikte olmayan materyal anizotropik olarak tanımlanmaktadır. Materyal iki eksen üzerinde benzer özellik göstermesi transvers izotropik özellik gösterdiğini ifade etmektedir. Materyalin elastiklik özelliği elastik modülüs değeri ve poisson oranı ile belirlenmektedir.¹⁹⁰ Ortotropik materyal x,y,z eksenlerinde farklı özellik gösteren materyal olarak tanımlanmaktadır. Homojen materyal materyalin mekanik ve kimyasal özelliklerinin her bölgesinde aynı olduğu şeklinde tanımlanmaktadır.¹⁹⁴

2.6.2. 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz (3-B SESA) Yönteminde Oluşan Stres Tipleri

1. Maksimum principal stres verileri
2. İntermediate stres verileri
3. Minimum principal stres verileri
4. Von Mises stres verileri¹⁷⁴

1. Maksimum principal stres- en yüksek asal gerilim

Maksimum principal stres-en yüksek asal gerilim olarak tanımlanmaktadır.¹⁷⁴ Q1 ile simgelenir. Sayısal modelin yüklenmesi ile element ve nodlarda oluşan stresler, principal stres veya normal stres ve kesme stresi olmak üzere ikiye ayrılır. Kesme stresleri t ile simgelenir. Kesme stresleri sıfır olduğu zaman maksimum stresler elde edilmektedir. Maksimum principal stres pozitif değerlidir.¹⁹⁵⁻¹⁹⁶

2. Minimum principal stres-en düşük asal gerilim

Minimum principal stres-minimum asal gerilim olarak tanımlanmaktadır.¹⁷⁴ Q3 ile simgelenir. En yüksek basma gerilim değerleri elde edilir. Sayısal modelin yüklenmesi ile element ve nodlarda oluşan stresler principal stres veya normal stres ve kesme stresi olmak üzere ikiye ayrılır. Kesme stresleri t ile simgelenir. Kesme stresleri sıfır olduğu zaman minimum stresler elde edilmektedir. Minimum principal stres negatif değerlidir. Mutlak değeri alınarak kullanılır.¹⁹⁵⁻¹⁹⁶

3. Von Mises stres verileri

Von Mises stres materyalin kuvvet karşısında şekil değişikliğine uğramasının başlangıç noktası olarak tanımlanmaktadır.¹⁷⁴ Plastik deformasyon ve materyalde oluşan bozunma distorsiyona neden olan kuvvetlerin etkisini göstermektedir. Aynı zamanda materyalin son elastik deformasyon noktası olan Yield direnci yield strength-Yield noktası değerini göstermektedir.^{190, 197} Aşağıdaki şekilde ile formülüze edilir (Şekil2.2). Megapaskal- MPa ile simgelenir ve 10^6Pa değerine eşittir. Sayısal modelin bütününde meydana gelen stresleri temsil eder. Von Mises stres verileri elastik modülüs ve kırılma direnci değerleri yüksek olan implant, abutment, seramik, metalik materyalleri için tespit edilmektedir.¹⁸⁸ Stres pozitif değerlidir ve büyüklüğü materyalde stres birikim bölgelerinin tespit edilmesini sağlar. Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

VonMises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;

**Von mises formül;

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

Şekil 2.2. Von mises formül

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

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

σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıralamada; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde ortaya çıkar.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Modelleme Dizayn Aşamaları

3.1.1. Sayısal modellerin Üretilmesi

Diş hekimliğinde uzmanlık tez çalışmasında, son jenerasyon bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim teknolojisi (CAD/CAM) kullanılarak üretilen sabit protetik restorasyon materyalleri; organik semikristalin polimer olan polieter eter keton (PEEK), iki adet zirkonya infiltre lityum silikat (ZLS), cam seramik olan lityum disilikat ve rezin modifiye hibrit cam seramik materyalleri (Şekil 3.1-5) ile 3 farklı abutment sistemlerinden olan üniversal titanyum base abutment, zirkonya estetik abutment, titanyum estetik abutment ve titanyum alaşımından oluşan internal hexagon servikal bone level implant test materyalleri olarak kullanıldı. (Tablo3.1 ve Tablo 3.2).

Tek diş eksikliği modeli için, maksiller sağ 1. premolar diş eksikliğinde bone level implant, 3 farklı abutment tipi ve 5 farklı kron materyali ile üretilen implantüstü sabit protetik restorasyon modellemelerinde 15 sayısal model, bir oklüzal yükleme koşulunda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yönteminde lineer statik analizler kullanılarak stres dağılımları maksiller sağ 1. premolar diş kronu, abutment, implant üzerinde oluşan von Mises stres değerleri ile kortikal kemik ve kanselöz kemik maksimum prinsipal stres, minimum prinsipal stres verileri sayısal yöntemler ile karşılaştırmalı olarak incelendi. Araştırmada kullanılan materyallerin ticari ürün ile üretici firma isimleri Tablo3.1’de verildi. Araştırmada kullanılan sayısal modelleme gruplarının üretilmesi yapıldı (Tablo3.2).

Sayısal modellemelerin tasarım, dizayn ve üretim aşamaları ile stres analiz testlerinin yapılması ile elde edilen sonuçların değerlendirilmesi Ay Tasarım Tıbbi ve endüstriyel Center teknoloji laboratuvarlarında bilgisayar destek ünitelerine sahip üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi 3B-SESA yöntemi ile gerçekleştirildi.

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’ndan 2020/11- 407 onay numarası ile etik kurul kararı alındı.



Şekil 3.1. Araştırmada kullanılan CAD-CAM monoblok kron materyal görseller: Celtra Duo® (CD)



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan CAD-CAM monoblok kron materyal görseller: Vita Suprinity® (VS)



Şekil 3.3. Araştırmada kullanılan CAD-CAM monoblok kron materyal görseller: Vita Enamic® (VE)



Şekil 3.4. Araştırmada kullanılan CAD-CAM monoblok kron materyal görseller: IPS e.max CAD® (ICAD)



Şekil 3.5. Araştırmada kullanılan CAD-CAM monoblok kron materyal görseller: PEEK

Tablo 3.1. Araştırmada kullanılan CAD/CAM monoblok kron materyalleri ile ticari ürün özellikleri

Materyal	Ticari ürün	Kimyasal yapısı	Üretici Firma	Üretici Ülke
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik -ZLS	Celtra Duo® (CD)	Zirkonya infiltre lityum silikat	Dentsply, Sirona, Celtra duo Densply	Germany
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik -ZLS	Vita Suprinity® (VS) (2M2-HT)	Zirkonya infiltre lityum silikat	Vita, Zahnfabrik, Postfach,	Germany
Monoblok lityum disilikat cam seramik	IPS e.max CAD® (ICAD) (A2-HT)	Kimyasal yapısı; lityum disilikat	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenst	Germany
Rezin infiltre cam seramik	Vita Enamic® (VE)	Kimyasal yapısı; Rezin infiltre cam seramik	Vita, Zahnfabrik, Postfach,	Germany
Polieter eter keton	JUVORA®	Kimyasal yapısı; semikristalin organik polimer	Invisio/Juvora Ltd. Thorton Cleveleys, Lancashire	England

Tablo 3.2. Araştırmada kullanılan abutment ve implant sistemleri ile ticari ürün teknik özellikleri

Materyal	Ticari ürün ismi	Fiziksel Özellik	Üretici Firma	Bağlantı sistemi	Stock veya döküm
Zirkonya Estetik Abutment	Üniversal Base Conical Connection® (UBC)	Narrow Platform Dişeti yüksekliği; 3mm Kron uzunluğu; 5mm Total uzunluk; 8 mm	Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç	İnternal hegzagonal	stock
Üniversal Titanyum Base Abutment	Ti-Base Üniversal Base Conical Connection® (UBC)	Narrow Platform Dişeti yüksekliği; 3mm Kron uzunluğu; 5mm Total uzunluk; 8 mm	İsveç	İnternal hegzagonal	stock
Titanyum Estetik Abutment	Üniversal Base Conical Connection® (UBC)	Narrow Platform Dişeti yüksekliği; 3mm Kron uzunluğu; 5mm Total uzunluk; 8 mm	Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç	İnternal hegzagonal	stock
İmplant	Parallel Conical Connection® (PCC)	İmplant çapı; 3.75 mm Total uzunluk; 10 mm Servikal alan; bone level	Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç	İnternal hegzagonal	stock

3.1.2. İmplantüstü Maksiller Sağ 1. Premolar Diş Modellerinin Planlaması

Araştırmada 15 adet maksiller sağ 1.premolar tek diş eksikliğinde kullanılan implant, abutment ve protetik materyalden oluşan üç boyutlu sayısal modelleme simülasyonları yapıldı (Tablo3.3).

Tablo 3.3. Araştırmada kullanılan sayısal modelleme gruplarının üretilmesi

Modeller	Kron Materyaller	Abutment Tipler
1.Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir)	ZLS-Celtra Duo	Zirkonya Estetik Abutment
2.Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba)	ZLS-Celtra Duo	Üniversal Titanyum Base Abutment
3.Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti)	ZLS-Celtra Duo	Titanyum Estetik Abutment
4.Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir)	ZLS-Vita Suprinity	Zirkonya Estetik Abutment
5.Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba)	ZLS-Vita Suprinity	Üniversal Titanyum Base Abutment
6.Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti)	ZLS-Vita Suprinity	Titanyum Estetik Abutment
7.Sayısal Model 07 (REZ-Zir)	RES-Vita Enamic	Zirkonya Estetik Abutment
8.Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba)	RES-Vita Enamic	Üniversal Titanyum Base Abutment
9.Sayısal Model 09 (REZ-Ti)	RES-Vita Enamic	Titanyum Estetik Abutment
10.Sayısal Model 10 (IPS-Zir)	IPS e.max CAD	Zirkonya Estetik Abutment
11.Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba)	IPS e.max CAD	Üniversal Titanyum Base Abutment
12.Sayısal Model 12 (IPS-Ti)	IPS e.max CAD	Titanyum Estetik Abutment
13.Sayısal Model 13 (PEEK-Zir)	PEEK	Zirkonya Estetik Abutment
14.Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba)	PEEK	Üniversal Titanyum Base Abutment
15.Sayısal Model 15 (PEEK-Ti)	PEEK	Titanyum Estetik Abutment

ZLS: zirconia lithium silicate, RES: rezin infiltre cam seramik, IPS e.max CAD: Interpenetration press Systems empress maximum Computer Asissted Design, PEEK: polyether ether keton, Ti-Base: titanium-base

3.1.3. Geometrik Sayısal Modellemelerin Oluşturulması

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı materyal modelin oluşturulması ve 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi 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,

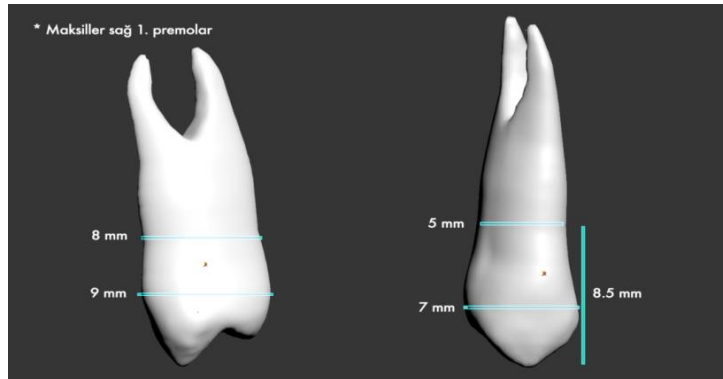
Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımı ve VR Mesh Studio (Virtual GridInc, Bellevue) ile Algor Fempro (ALGOR, Inc.150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programı kullanıldı.

3.1.4. Maksiller Sağ 1.Premolar Diş Kron Sayısal Modelleme

Araştırmada kullanılan maksiller sağ 1.premolar dişin anatomik ve morfolojik ölçüm özellikleri verileri Rhinoceros yazılımında diş kron modelleme ve ölçeklendirme Wheelers atlası referans alınarak yapıldı (Tablo3.4), (Şekil 3.6).

Tablo 3.4. Araştırmada kullanılan maksiller sağ 1.premolar dişin morfolojik ölçüm özellikleri

Morfolojik Özellik	Ölçüm Değeri-mm
Servikooklüzal kron uzunluğu	8.5
Kronun servikal olarak mine-sement sınırında mezyodistal çapı	5.0
Kronun mezyodistal çapı	7.0
Kronun servikal olarak mine-sement sınırında bukkolingual çapı	8.0
Kronun bukkolingual çapı	9.0
Mezial servikal kurvatür çizgisi	1.0
Distal servikal kurvatür çizgisi	0.0



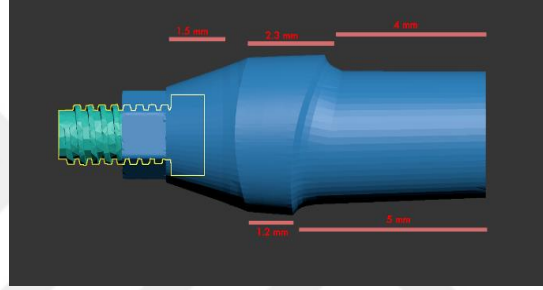
Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan Maksiller sağ 1.premolar diş görselleri: anatomik ve morfolojik ölçüm özellikleri

3.1.5. Maksiller Sağ 1.Premolar Diş Abutment Sayısal Modelleme

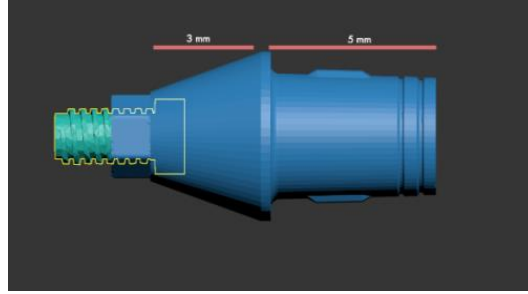
Araştırmada kullanılan maksiller sağ 1.premolar diş kronu destekleyen 3 farklı yapıya sahip materyal kullanıldı. Her üç abutment dar platform (narrow platform) Dişeti yüksekliği; 3mm, kron uzunluğu; 5mm ve total uzunluğu 8 mm

olarak belirlendi. Abutment tipleri; Zirkonya Abutment (Üniversal Base Conical Connection- Nobel Biocare), Ti-Base Abutment (Üniversal Base Conical Connection -Nobel Biocare) ve Titanyum Abutment (Üniversal Base Conical Connection- Nobel Biocare) şeklinde seçildi (Tablo 3.2), (Şekil 3.7-9).

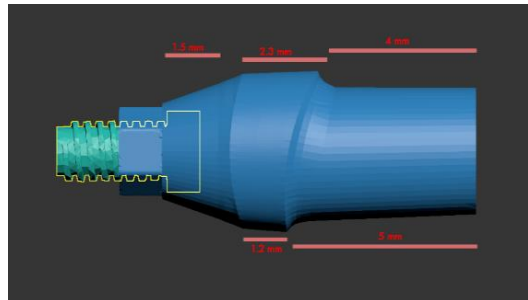
Abutmentlar için farklı modellerde VRMesh yazılımı ile geometrik modellemesi yapıldıktan sonra sonlu elamanlar stres analizine hazırlanması ve analizin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc. USA) yazılımı kullanıldı. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra modelin maksiller kemiğe ait olduğu, materyal tipleri yazılıma aktarılarak tanıtıldı (Tablo 3.1), (Şekil 3.7-9).



Şekil 3.7. Araştırmada kullanılan zirkonya estetik abutment-Estetik abutment materyal görsel: Üniversal Base Conical Connection® (UBC)



Şekil 3.8. Araştırmada kullanılan Ti-Base Abutment-Üniversal base abutment materyal görsel: Üniversal Base Conical Connection® (UBC)



Şekil 3.9. Araştırmada kullanılan Titanyum Abutment-Estetik abutment materyal görsel: Üniversal Base Conical Connection® (UBC)

3.1.6. Maksiller Sağ 1.premolar Diş İmplant Sayısal Modelleme

Araştırmada kullanılan maksiller sağ 1.premolar diş yerine konulan implant Parallel Conical Connection (Nobel Biocare), bone level, implant çapı; 3.75 mm ve total implant uzunluğu 10 mm olan yivli konik implant seçildi (Tablo 3.2). İmplant özellikleri; titanyum alaşımından yapılmış olan implant V tipi yiv modelasyonuna sahiptir. Yivlerin yüzey alanı 127 mm², iki yiv tepe noktaları arası mesafe olan yiv adımı 0.6 mm olan yiv derinliği 0.2 mm vida tipine sahiptir. İnternal hekzagonal servikal tasarıma sahiptir. Bütün modellerde bu tip implant kullanıldı (Şekil 3.10).

İmplantın VRMesh yazılımı ile geometrik modellemesi yapıldıktan sonra sonlu elemanlar stres analizine hazırlanması ve analizin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc. USA) yazılımı kullanıldı. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra modelin maksiller kemiğe ait olduğu, kronların materyal tipleri yazılıma aktarılarak tanıtıldı (Şekil 3.10).

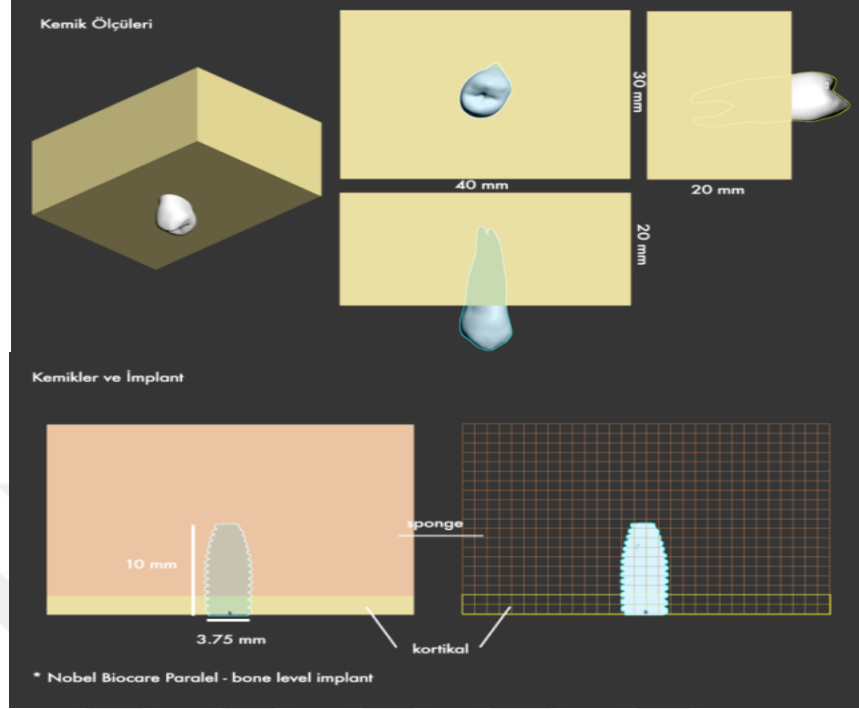


Şekil 3.10. Araştırmada kullanılan maksiller sağ 1.premolar diş için titanyum implant materyal morfolojisi görselleri; l: implant uzunluğu-10 mm, implant çapı- 3.75 mm, p: yiv adımı-0,6 mm, t:yiv derinliği-0,2 mm. Nobel Biocare Parallel Conical Connection® (PCC) 3.75 x 10 mm - bone level

3.1.7. Maksiller sağ 1.premolar bölge Kortikal ve Kanselöz Kemik Sayısal Modelleme

Maksiller sağ 1. Premolar implantın konumlanması için maksiller kortikal kemik modellemesinde 40 x 30 x 20 mm boyutlarında Tip 2 kortikal kemik yoğunluğu yüksek ve 2 mm kalınlığında olan dikdörtgen prizma formunda modelleme yapılarak prizmanın sınırlarının 2 mm iç kısmında kanselöz kemik

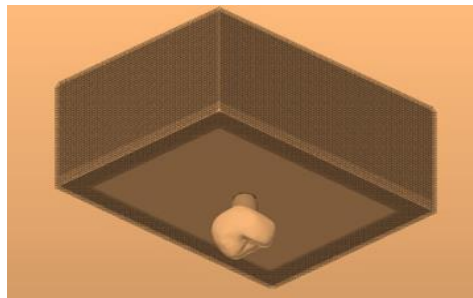
modellemesi oluşturuldu ve Boolean komutu ile kortikal ve kanselöz kemik materyal birleştirilerek total kemik modeli elde edildi (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Maksiller 1.premolar diş modeli ve implantın total kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

3.1.8. Maksiller sağ 1.Premolar Diş Sayısal Modellerin Birleştirilmesi

Rhinoceros yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına stl şeklinde yüzey verisi olarak girildi ve Algor yazılımında analizlerin yapılması için içi dolu şekilde mesh edildi. Meshleme modelleri 8 nod noktalı (brick tipi) elementlerden oluşturuldu bu modelleme ile yüksek nod noktalı ve yüksek element sayıları ile yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulması sağlandı. Araştırmada kullanılan modellere ait element ve nod sayıları maksimum olacak şekilde düzenlendi (Tablo3.5), (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Maksiller 1.premolar diş modelinin implant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleksi ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi

Tablo 3.5. Araştırmada kullanılan sayısal modellere ait element ve nod verileri

Sayısal modelleme	Element Sayısı	Nod Sayısı
1.Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir)	901 202	168 582
2.Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba)	901 978	167 219
3.Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti)	901 202	168 582
4.Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir)	901 202	168 582
5.Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba)	901 978	167 219
6.Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti)	901 202	168 582
7.Sayısal Model 07 (REZ-Zir)	901 202	168 582
8.Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba)	901 978	167 219
9.Sayısal Model 09 (REZ-Ti)	901 202	168 582
10.Sayısal Model 10 (IPS-Zir)	901 202	168 582
11.Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba)	901 978	167 219
12.Sayısal Model 12 (IPS-Ti)	901 202	168 582
13.Sayısal Model 13 (PEEK-Zir)	901 202	168 582
14.Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba)	901 978	167 219
15.Sayısal Model 15 (PEEK-Ti)	901 202	168 582

3.2. Üç Boyutlu Finite Element Analiz Sınırlama Kabulleri

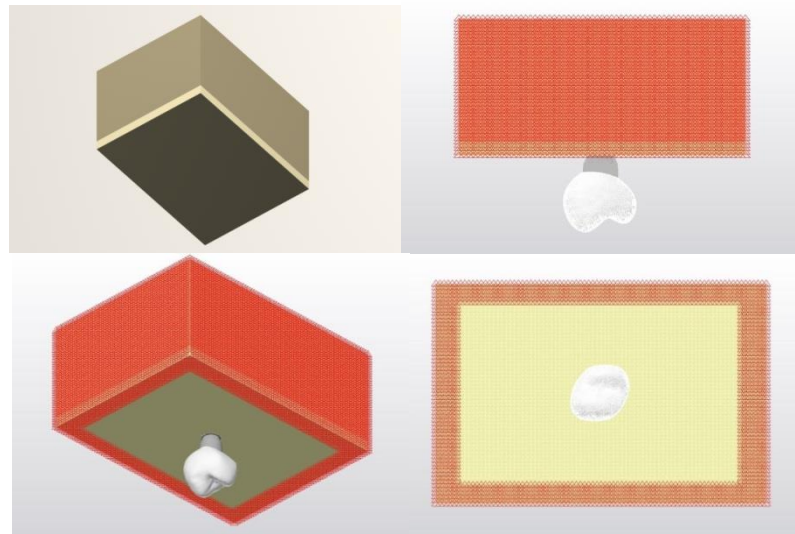
3B-FEA sisteminde kron materyalleri, abutment tipleri, implant, kortikal ve kanselöz kemik yapıları katı materyal özellikler olarak izotropik, linear, elastik ve homojen kabul edildi. Kortikal ve kanselöz kemik ile implant bağlantısı % 100 osseointegrasyon olduğu şeklinde programa aktarıldı. Materyallere ait elastik modülüs ve poisson oranı fiziksel özellikleri bilgisayar programına kaydedildi (Tablo3.6).

Tablo 3.6. Araştırmada kullanılan materyallere ait bazı fiziksel özellikler

Materyaller	Young's Modülüs (MPa)	Poisson Oranı	Referans
* Kron -Vita Suprinity	104 900	0,208	Wendler ve ark. ¹⁹⁸
* Kron -Celtra Duo	107 900	0,222	Wendler ve ark. ¹⁹⁸
* Kron -IPS e.max CAD	102 700	0,215	Wendler ve ark. ¹⁹⁸
* Kron -Vita Enamic	37 800	0.24	Güleç ve Laden ²⁰⁰
* Kron -Peek	3 500	0.36	Üretici firma bilgileri
Titanyum alaşım abutment (estetik Abutment)	110 000	0,33	Pessoa ve ark. ²⁰¹
Zirkonya estetik abutment	210 000	0.30	Necati Kaleli ve ark. ²⁰²
Ti-Base Abutment (Üniversal base abutment)	110 000	0,35	Sevimay ve ark. (2005) ¹⁹⁹
Titanyum alaşım İmplant	110 000	0,33	Pessoa ve ark.
Kortikal kemik	13 700	0,30	Sevimay ve ark. ¹⁹⁹
Kanselöz kemik	1 370	0,30	Sevimay ve ark. ¹⁹⁹

3.3. Maksiller Sağ 1.Premolar Diş Sayısal Modellerin Sabitlenmesi

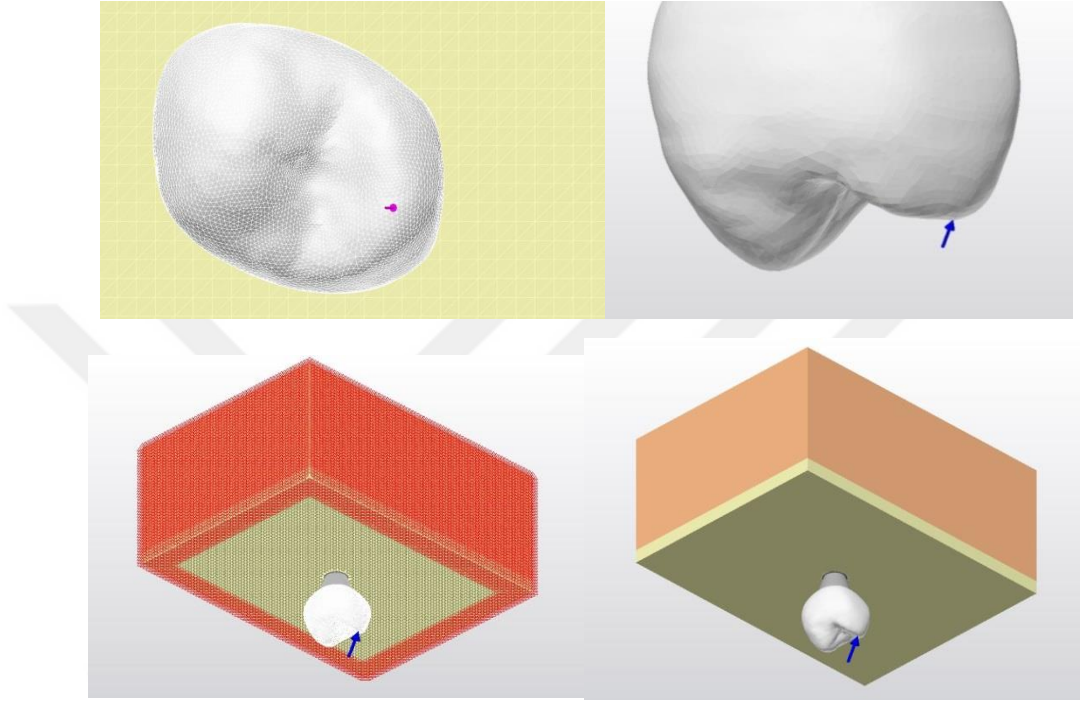
3B-SESA sisteminde hazırlanan modeller üzerinde bilgisayar ortamında analizlerin yapılabilmesi için üç boyutlu modeller boşlukta bulunmamak koşulu ile periferik olarak kortikal kemiğin mezial ve distal kesit alanlarında sıfır hareket olacak şekilde sabitleme ve sınırlandırma yapıldı.



Şekil 3.13. Maksiller 1.premolar diş modelinin analiz sisteminde üç boyutlu sabitlenmesi görseller

3.4. Sayısal Modellerin Yükleme Prosedürü

3B-SESA sisteminde hazırlanan modeller üzerinde maksiller sağ 1.pm diş kronun lingual kasp üzerine 30° açılı bukkolingual yönde oblik olarak 150 N kuvvet uygulaması ile yükleme yapıldı (Şekil 3.14).

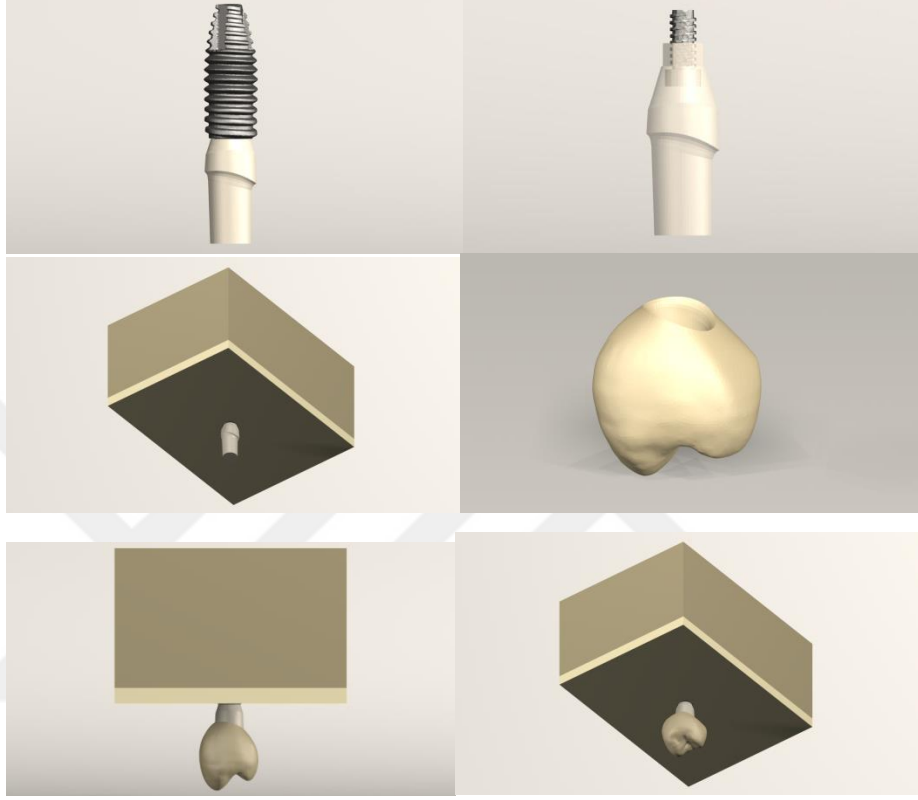


Şekil 3.14. Maksiller sağ 1.premolar diş modelinin analiz sisteminde oklüzal kuvvet uygulaması görseller

3.5. Üç Boyutlu Finite Element Analizi Yapılan Sayısal Modellemeler

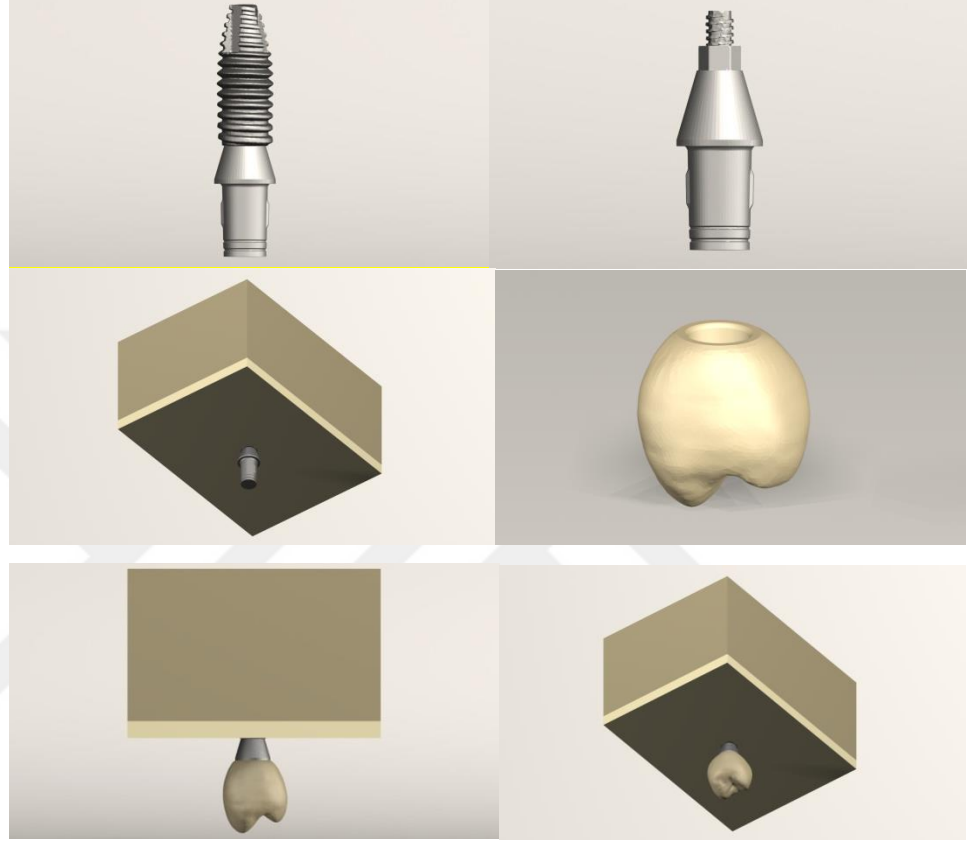
15 adet sayısal maksiller 1. Premolar implantüstü protetik restorasyon simülasyonu tek yükleme koşulunda analiz edildi. Bunlar;

1. **Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir):** İmplant üzerine zirkonya estetik abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok zirkonya infiltre lityum silikat seramik (Celtra duo; Densply, Sirona, Celtra duo Densply) kullanıldı (Şekil 3.15).



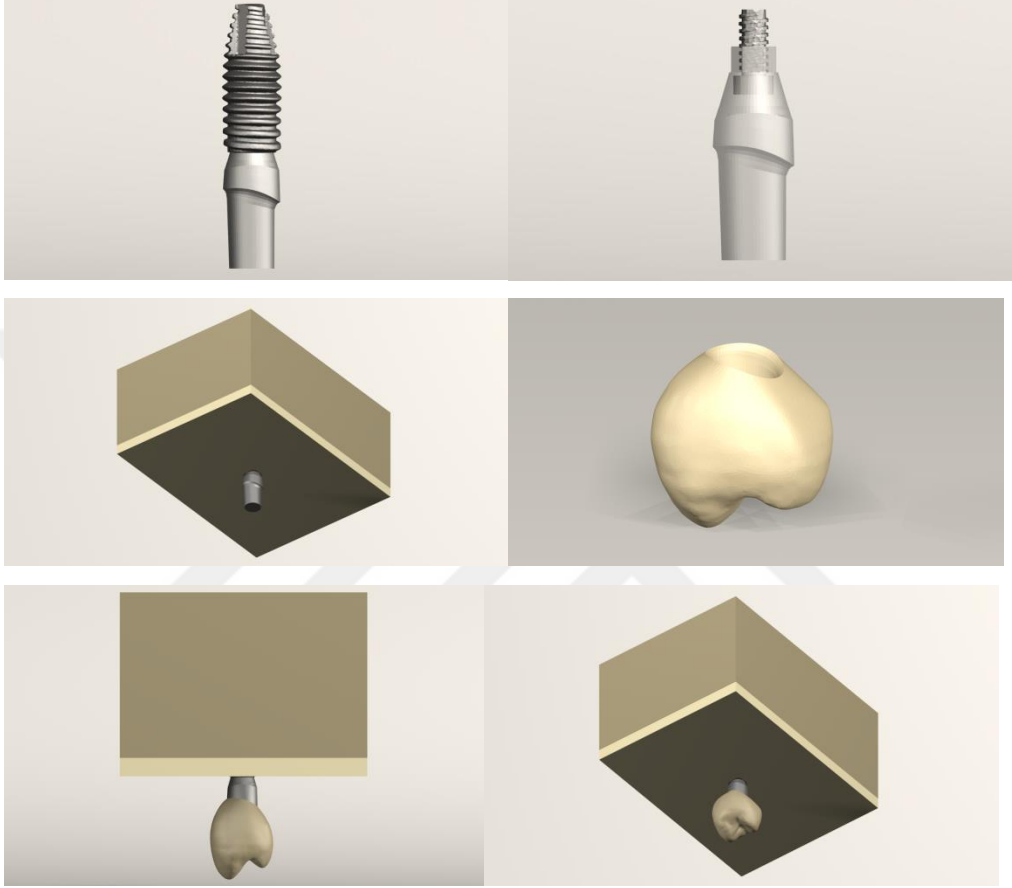
Şekil 3.15. Zirkonya Estetik Abutment-Celtra Duo Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

2. **Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba):** İmplant üzerine titanyum üniversal base abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok zirkonya infiltre lityum silikat seramik (Celtra duo; Densply, Sirona, Celtra duo Densply) kullanıldı(Şekil 3.16).



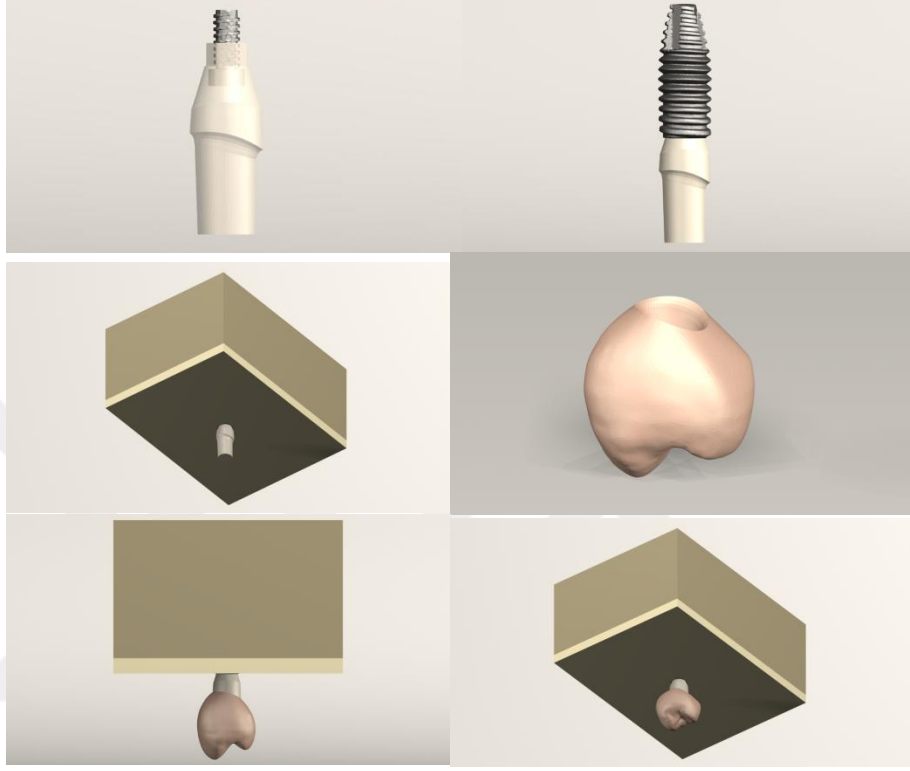
Şekil 3.16. Titanyum Üniversal Base Abutment-Celtra Duo Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleksi ile kortikal ve kancellöz kemik modellemesi görselleri

3. **Sayısal Model (ZLS1-Ti):** İmplant üzerine titanyum estetik abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok zirkonya infiltre lityum silikat seramik (Celtra duo; Densply, Sirona, Celtra duo Densply) kullanıldı(Şekil 3.17).



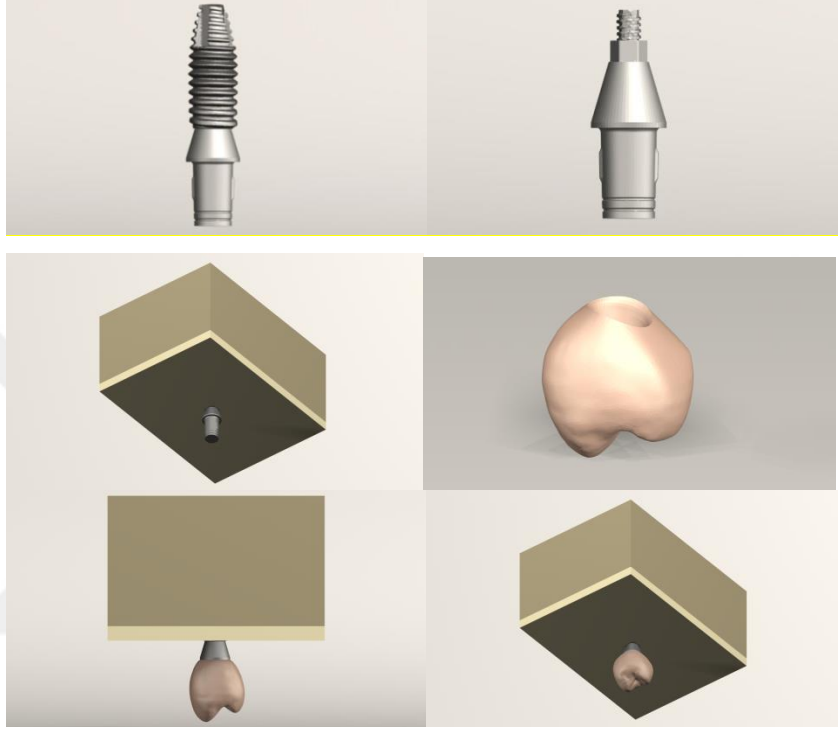
Şekil 3.17. Titanyum Estetik Abutment-Celtra Duo Kron; İmplant, abutment implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

4. **Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir):** İmplant üzerine zirkonya estetik abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok zirkonya infiltrate lityum silikat seramik (Vita Suprinity; Vita, Zahnfabrik, Postfach, Germany) kullanıldı (Şekil 3.18).



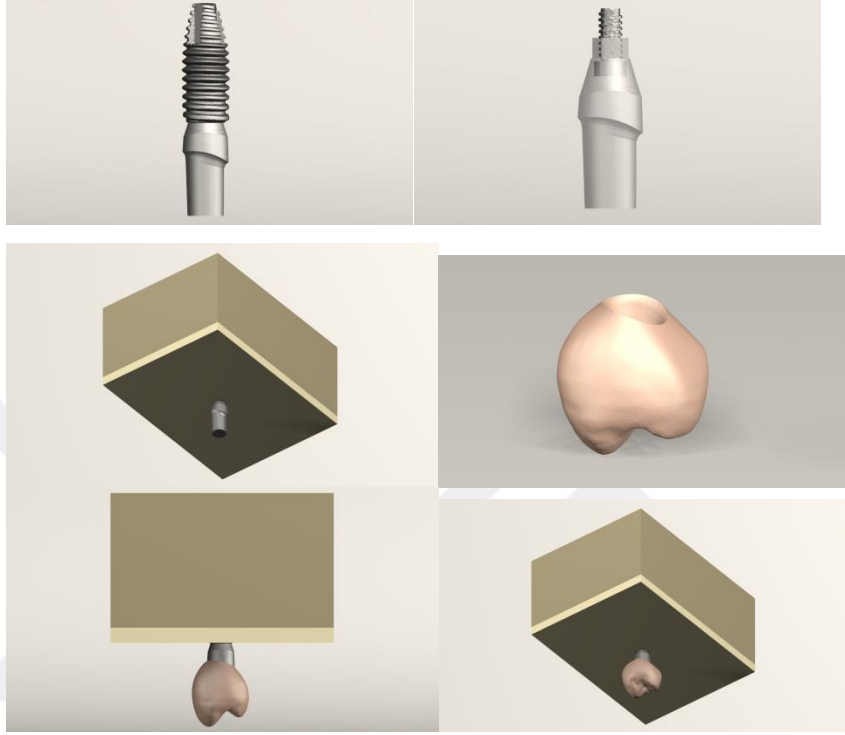
Şekil 3.18. Zirkonya Estetik Abutment-Vita Suprinity Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

5. **Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba):** İmplant üzerine titanyum üniversal base abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok zirkonya infiltre lityum silikat seramik (Vita Suprinity; Vita, Zahnfabrik, Postfach, Germany) kullanıldı.(Şekil 3.19).



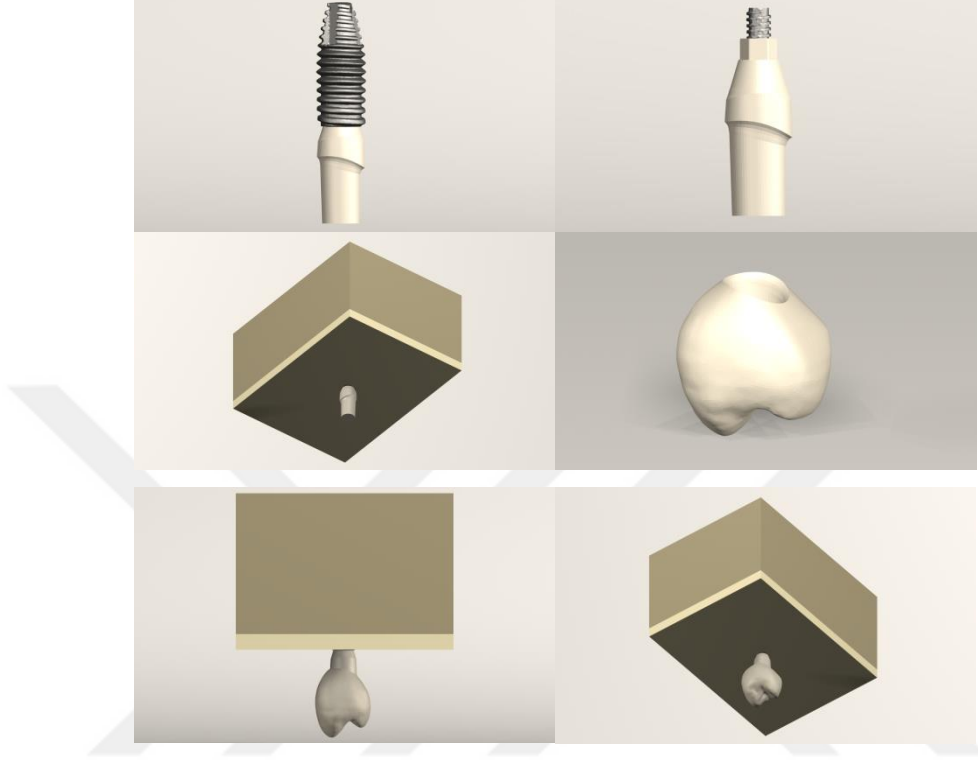
Şekil 3.19. Titanyum Üniversal Base Abutment-Vita Suprinity Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

6. **Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti):** İmplant üzerine titanyum estetik abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok zirkonya infiltre lityum silikat seramik (Vita Suprinity; Vita, Zahnfabrik, Postfach, Germany) kullanıldı(Şekil 3.20).



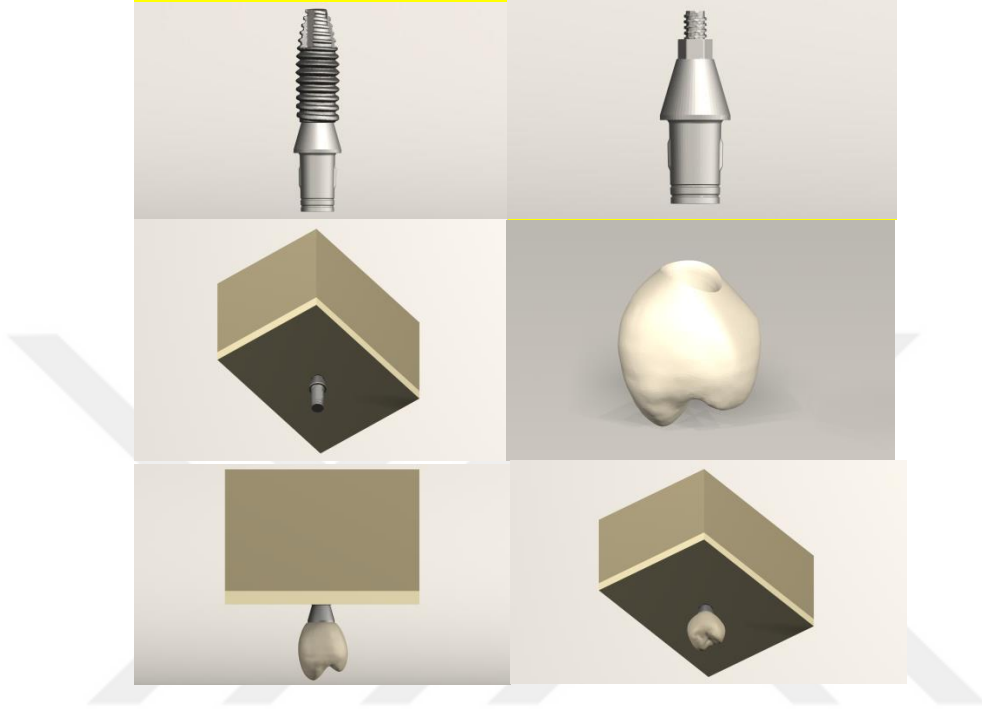
Şekil 3.20. Titanyum Estetik Abutment-Vita Suprinity Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

7. **Sayısal Model 07 (REZ-Zir):** İmplant, üzerine zirkonya estetik abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok rezin infiltre cam seramik (Vita Enamic, Vita, Zahnfabrik, Postfach) seramik kullanıldı(Şekil 3.21).



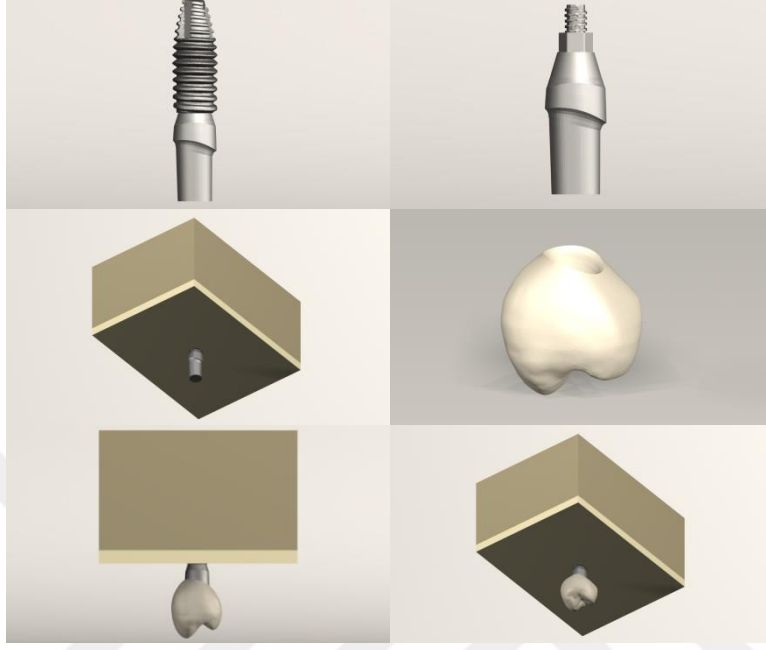
Şekil 3.21. Zirkonya Estetik Abutment-Vita Enamic Kron; İmplant, abutment, implantüstü protez kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

8. **Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba):** Screw implant, üzerine titanyum universal base abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok rezin infiltre cam seramik (Vita Enamic Vita Enamic, Vita, Zahnfabrik, Postfach) kullanıldı(Şekil 3.22).



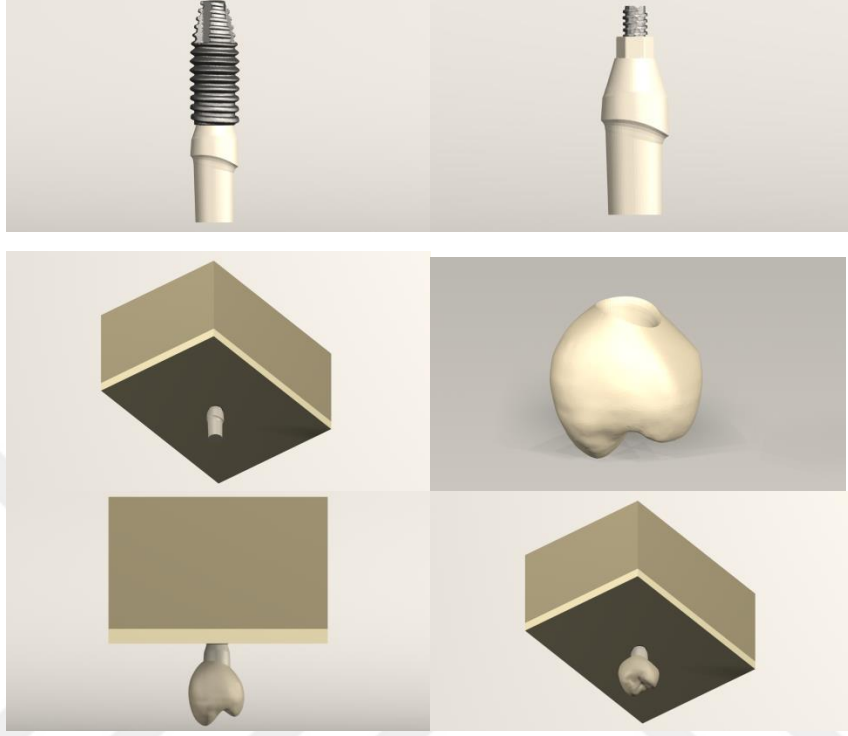
Şekil 3.22. Titanyum Üniversal Base Abutment-Vita Enamic Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

9. **Sayısal Model 09 (REZ-Ti):** İmplant üzerine titanyum estetik abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok rezin infiltre cam seramik (Vita Enamic Vita Enamic, Vita, Zahnfabrik, Postfach) kullanıldı(Şekil 3.23).



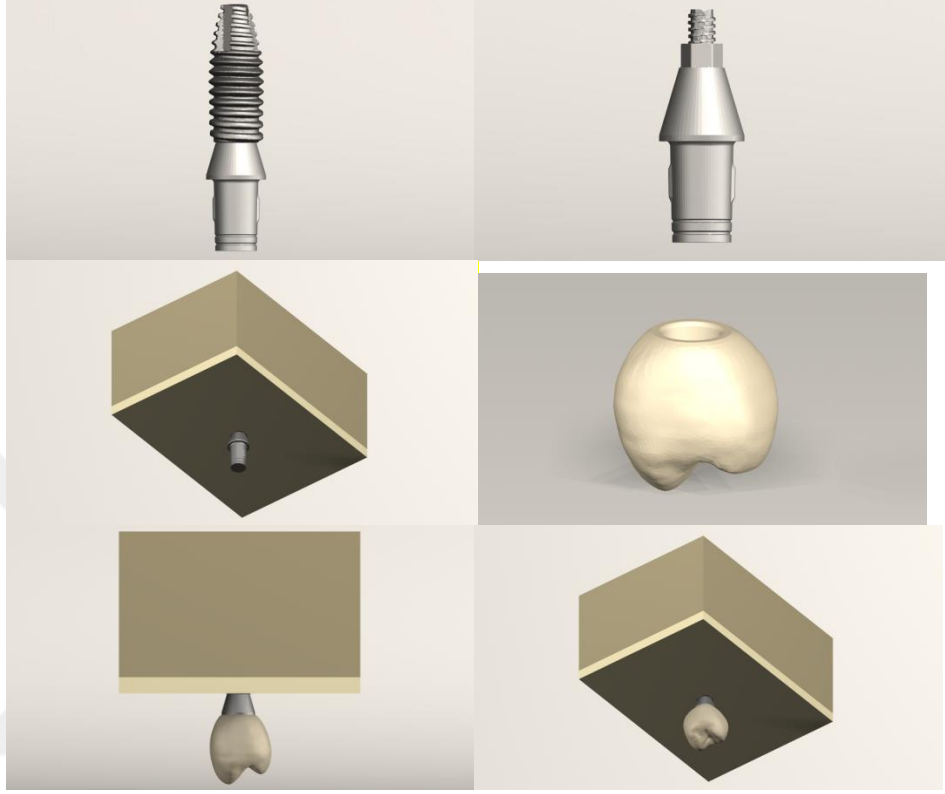
Şekil 3.23. Titanyum Estetik Abutment-Vita Enamic Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

10. Sayısal Model 10 (IPS-Zir): İmplant üzerine zirkonya estetik abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok lityum disilikat -IPS e.maxCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenst) seramik kullanıldı(Şekil 3.24).



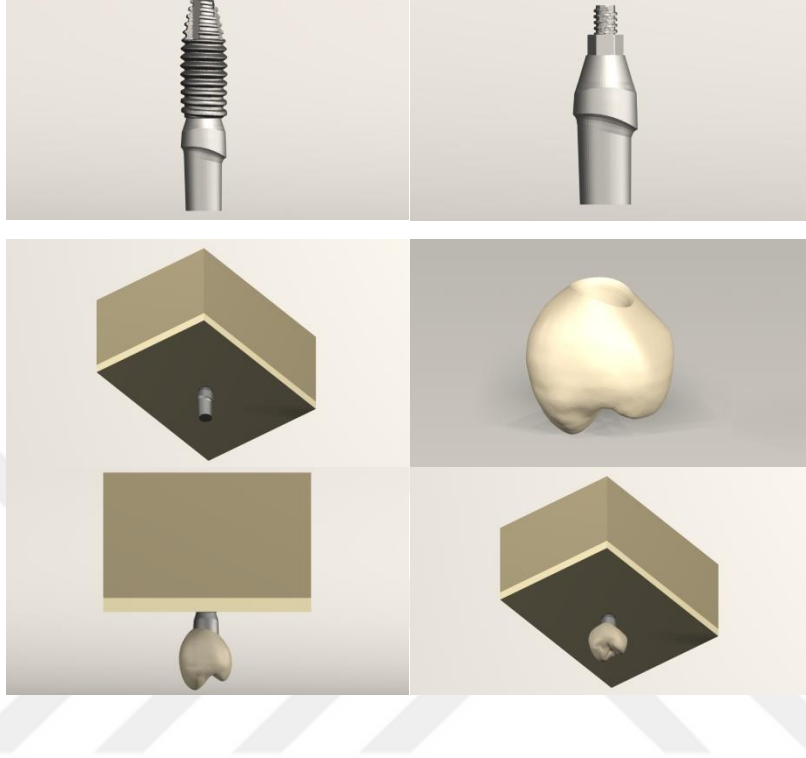
Şekil 3.24. Zirkonya Estetik Abutment-IPS e.maxCAD kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

11. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba): İmplant üzerine titanyum üniversal base abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok lityum disilikat seramik (IPS e.maxCAD Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenst) kullanıldı. (Şekil 3.25).



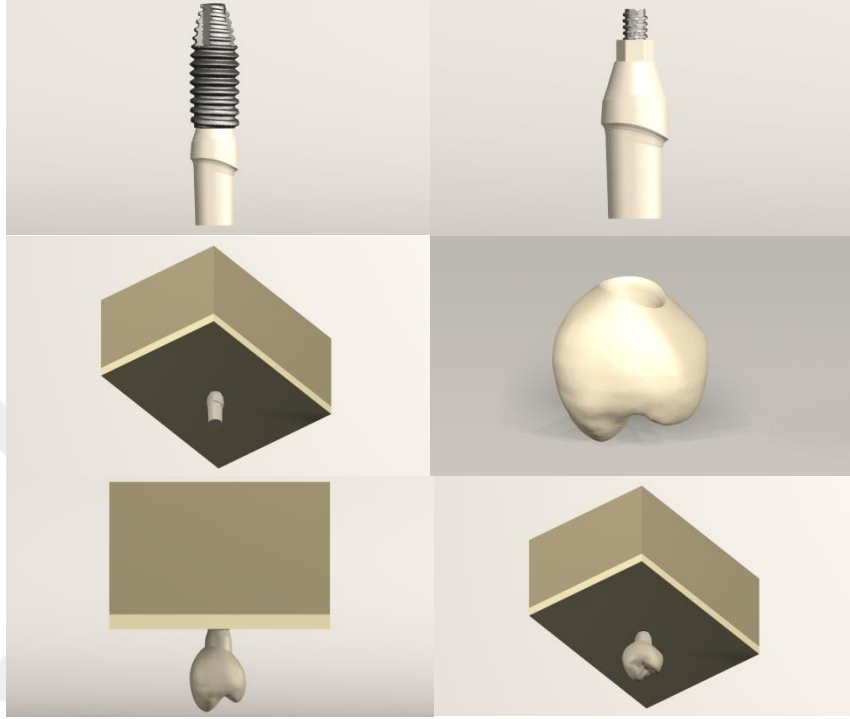
Şekil 3.25. Titanyum Üniversal Base Abutment-IPS e.max CAD Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

12. Sayısal Model 12 (IPS-Ti): İmplant üzerine titanyum estetik abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok lityum disilikat (IPS e.maxCAD Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenst kullanıldı. (Şekil 3.26).



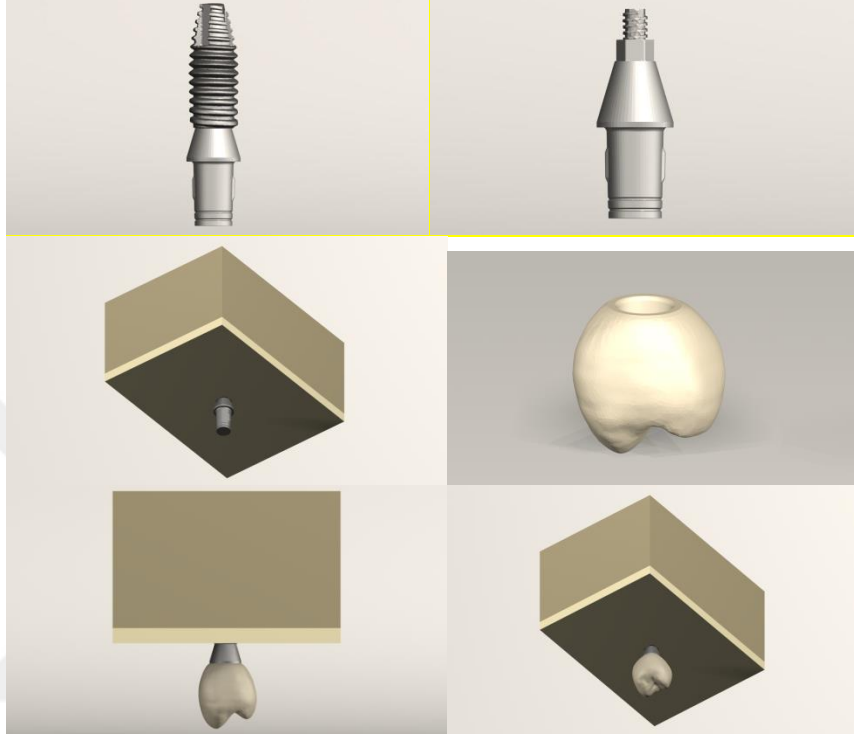
Şekil 3.26. Titanyum Estetik Abutment-IPS e. maxCAD Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

- 13. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir):** İmplant üzerine zirkonya estetik abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok polietilen eter keton polimeri-PEEK (Invibio/Juvora Ltd. Thornton Cleveleys, Lancashire) kullanıldı (Şekil 3.27).



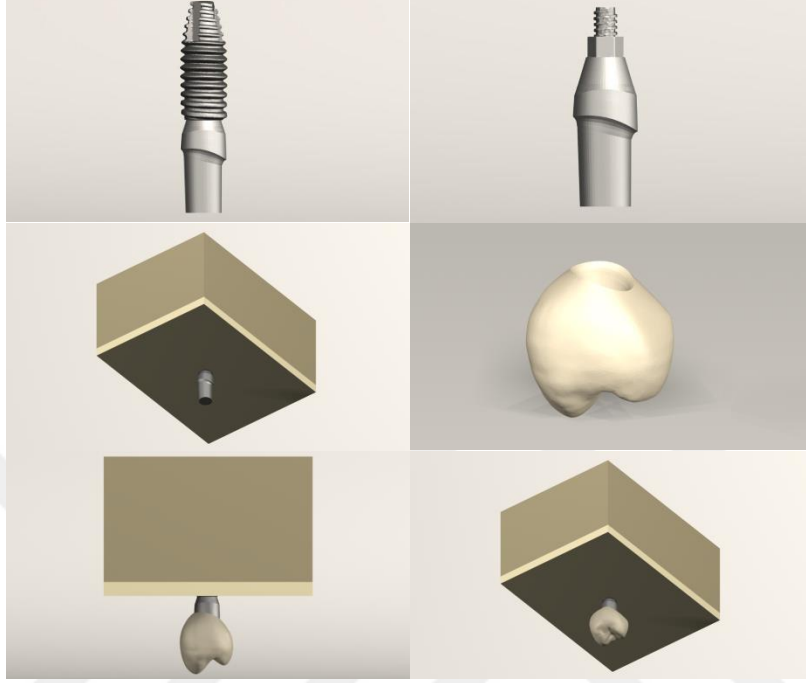
Şekil 3.27. Zirkonya Estetik Abutment-PEEK Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

14. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba): İmplant üzerine titanyum üniversal base abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok polietilen eter ketonpolimeri (PEEK, Invibio/Juvora Ltd. Thorton Cleveleys, Lancashire) kullanıldı(Şekil 3.28).



Şekil 3.28. Titanyum Üniversal Base Abutment-PEEK Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

15. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti): İmplant, üzerine titanyum estetik abutment ve protetik kron materyali olarak monoblok polieteter eter keton polimeri (Invibio/Juvora Ltd. Thorton Cleveleys, Lancashire) kullanıldı (Şekil 3.29).



Şekil 3.29.Titanyum Estetik Abutment-PEEK Kron; İmplant, abutment, implantüstü protetik restorasyon kompleks ile kortikal ve kanselöz kemik modellemesi görseller

3.6. Sayısal Modellerin Ölçme-Değerlendirme ve Analiz Verileri

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile elde edilen veriler bilgisayar sisteminde varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar oldukları için istatistiksel değerlendirme yapılmamaktadır (Tablo3.7).

Tablo 3.7. Araştırmada elde edilen analiz programı

Analiz Verileri
Kron von Mises stres verileri
Abutment von Mises stres verileri
İmplant von Mises stres verileri
Kortikal kemik maksimum principal stres verileri
Kortikal kemik minimum principal stres verileri
Kanselöz kemik maksimum principal stres verileri
Kanselöz kemik minimum principal stres verileri

Kesit görünümleri, element ve nodlarda oluşan stres değerleri ve stres dağılımları incelenerek sonuçlar elde edilmektedir. Araştırmadan elde edilen analiz verileri değerlendirilmektedir.



4. BULGULAR

4.1. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizine Ait Ölçümler ve Verilerin Değerlendirmesi

Uzmanlık tez araştırmasında üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak monoblok sabit protetik kron restorasyonlarında kullanılan kron materyallerinden iki farklı ticari marka zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik materyaller, bir lityum disilikat cam seramik, bir rezin infiltre cam seramik ve bir polieter eter keton materyali kullanılarak, üç farklı abutment sistemi; zirkonya estetik abutment, universal titanyum base abutment ve titanyum estetik abutment kullanılan maksiler sağ 1. premolar tek diş eksikliğinde uygulanan implant-abutment-kron kompleksi ile implant çevresi maksiller kortikal ve kanselöz kemik ile 15 adet sayısal modelleme üzerinde analizler yapıldı (Tablo 4.1).

Maksiler sağ 1.premolar implant kron protetik restorasyonunda lingual kasp üzerinden bukkolingual yönde 30^0 oblik oklüzal kuvvet uygulama simülasyonu yapıldı.

Verilerin analizleri her bir parametre için ayrı başlıklar kullanılarak yapıldı. Fotoğraflardaki renk skala tablolarına göre kantitatif stres potansiyelleri yorumlanarak değerlendirildi.

Renk skalasına göre her bir renk bir stres aralık değerini göstermektedir. Buna göre; von Mises stresleri için; kırmızı değerler stres yüksek alanları gösterirken mavi değerler stres azalan alanları ifade etmektedir. Pozitif sayısal değerler almaktadır.

Maksimum prinsipal stres-çekme gerilim değerleri için; kırmızı değerler stres yüksek alanları gösterirken mavi değerler stres azalan alanları ifade etmektedir.

Minimum prinsipal stres-basma gerilim değerleri için; mavi değerler stres yüksek alanları gösterirken kırmızı değerler stres düşük alanları ifade etmektedir. Negatif sayısal değerler ve mutlak değer alınarak gösterilmektedir.

Tez çalışmasında; maksiler sağ 1.premolar diş implant protetik restorasyonunda von Mises stres potansiyelleri, abutment von Mises stres sonuçları, implant von Mises stres potansiyelleri, implant çevresi kortikal kemik maksimum ve minimum prinsipal stres potansiyelleri ve implant çevresi kanselöz kemik maksimum ve minimum prinsipal stres potansiyelleri gruplar arası karşılaştırılarak değerlendirildi (Tablo 4.1).

Bütün görseller mezial yüz görünümü vermektedir.

Eksenler: X-ekseni lingual yüz görünümünü; y-ekseni bukkooklüzal yüz görünümünü; z-ekseni servikal yüz görünümünü yönlendirmektedir.

Tablo 4.1. Modeller, Kron materyaller, Abutment Tipler Kodlaması

Modeller	Kron Materyaller	Abutment Tipler
1.Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir)	ZLS-Celtra Duo	Zirkonya Estetik Abutment
2.Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba)	ZLS-Celtra Duo	Üniversal Titanyum Base Abutment
3.Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti)	ZLS-Celtra Duo	Titanyum Estetik Abutment
4.Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir)	ZLS-Vita Suprinity	Zirkonya Estetik Abutment
5.Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba)	ZLS-Vita Suprinity	Üniversal Titanyum Base Abutment
6.Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti)	ZLS-Vita Suprinity	Titanyum Estetik Abutment
7.Sayısal Model 07 (REZ-Zir)	REZ-Vita Enamic	Zirkonya Estetik Abutment
8.Sayısal Model 08 (REZ- Ti-Ba)	REZ-Vita Enamic	Üniversal Titanyum Base Abutment
9.Sayısal Model 09 (REZ-Ti)	REZ-Vita Enamic	Titanyum Estetik Abutment
10.Sayısal Model 10 (IPS-Zir)	IPS e.max CAD	Zirkonya Estetik Abutment
11.Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba)	IPS e.max CAD	Üniversal Titanyum Base Abutment
12.Sayısal Model 12 (IPS-Ti)	IPS e.max CAD	Titanyum Estetik Abutment
13.Sayısal Model 13 (PEEK-Zir)	PEEK	Zirkonya Estetik Abutment
14.Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba)	PEEK	Üniversal Titanyum Base Abutment
15.Sayısal Model 15 (PEEK-Ti)	PEEK	Titanyum Estetik Abutment

4.1.1. Maksiler Sağ 1.Premolar İmplantüstü Kron Protetik Restorasyonunda Von Mises Stres Sonuçları

3-boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde kron protetik restorasyonunda von Mises stres değerleri maksimum stresi MPa cinsinden ifade edildi (Tablo 4.2). Stres koordinat sisteminde kırmızı renkli bölgeler yüksek stres değerlerini işaret etmektedir. Mavi renkli bölgeler düşük stres değerlerini işaret etmektedir (Şekil 4.1-15).

Kron protetik restorasyonunda von Mises stres verileri değerlendirildiği zaman; kuvvetin uygulandığı linguooklüzal kasp bölgesinde yaygın ve yüksek stres oluşmaktadır. Servikal basamak bölgesinde de stres gözlenmektedir. Stres düzeyi linguooklüzal bölgede daha yüksektir (Tablo 4.2), (Şekil 4.1-15).

4.1.1.1. Linguooklüzal Kasp Bölgesinde Von Mises Stres Seviyeleri

Kuvvet uygulanan Linguooklüzal kasp bölgesinde bütün modeller içerisinde Üniwersal titanyum base abutment bulunan modellerde von Mises stres seviyesi düşük (164.25-188.08 MPa) bulunmuştur. PEEK modellerde krona yüksek stres değerleri gözlenirken diğer materyallerde birbirlerine yakın değerler elde edilmiştir. Sıralaması şöyledir: ZLS2; 164.25 MPa < IPSe.maxCAD; 165.01 < ZLS1;165.81MPa < Rezin seramik;167.97 MPa < PEEK; 188.08 MPa stress seviyeleri vardır (Tablo 4.2).

Zirkonya estetik abutment ve titanyum estetik abutment bulunan kron modellerde stres 599.80-612.48 MPa aralığında yüksek olmakla birlikte gruplar arası karşılaştırmalarda değerler birbirlerine yakın seyretmektedir (Tablo4.1). Sıralaması şöyledir: ZLS1; 599.80 MPa < IPS e.max CAD; 600.47< ZLS2; 601.13 MPa < Rezin seramik; 602.89 MPa < PEEK; 612.48 MPa stress seviyeleri vardır (Şekil 4.1-15).

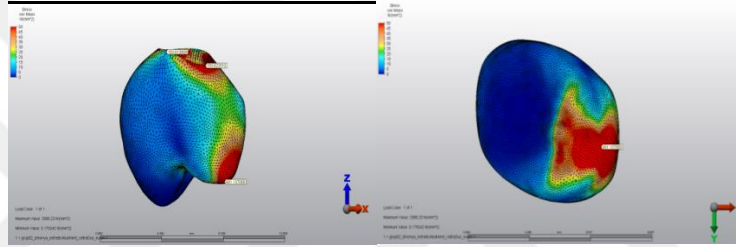
4.1.1.2. Servikal Basamak Bölgesinde Von Mises Stres Seviyeleri

Servikal basamak bölgesinde kuvvet iletimi ile oluşan von Mises stres değerleri arasında farklılıklar bulgulanmaktadır (Tablo 4.2), (Şekil 4.1-15).

Bukkoservikal ve Linguoservikal bölge stress düzeylerinde en düşük stres PEEK kron materyali olan modellerde takiben rezin infiltrer seramik modellerde gözlenirken ZLS ve IPS e.maxCAD seramiklerde yüksek stres verileri elde edilmiştir.

1. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

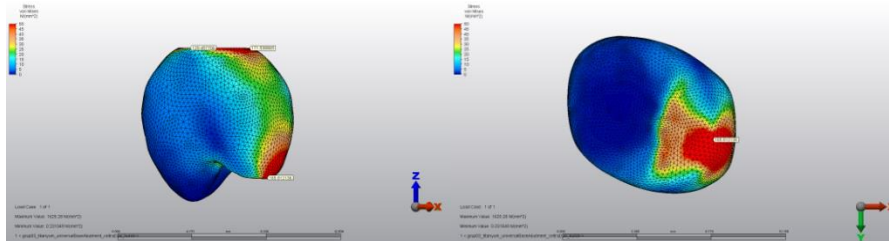
Zirkonya infiltrer lityum silikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 601.13 MPa, Bukkoservikal 153.81 MPa, Linguoservikal 153.62 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo Kron-Zirkonya Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

2. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

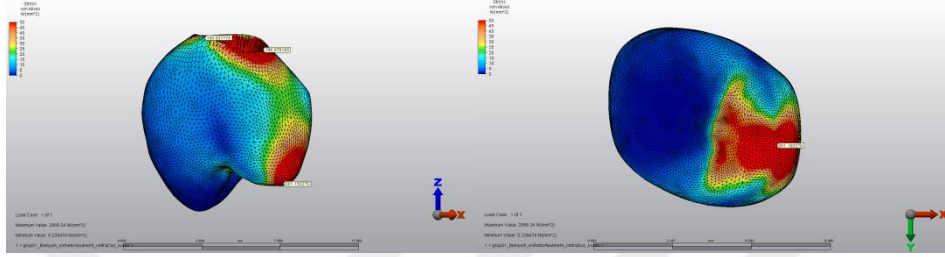
Zirkonya infiltrer lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 165.81 MPa, Bukkoservikal 171.53 MPa, Linguoservikal 129.45 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba)- Celtra Duo Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; Kron Protetik Restorasyonunda Von Mises Stres Ölçümleri Görseller

3. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

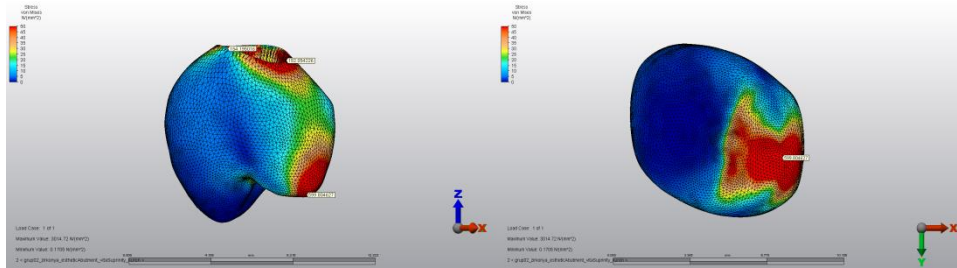
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 601.15 MPa, Bukkoservikal 195.53 MPa, Linguoservikal-188.97 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti)- Celtra Duo Kron-Titanyum Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

4. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 599.80 MPa, Bukkoservikal 154.19 MPa, Linguoservikal 152.05 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.4).

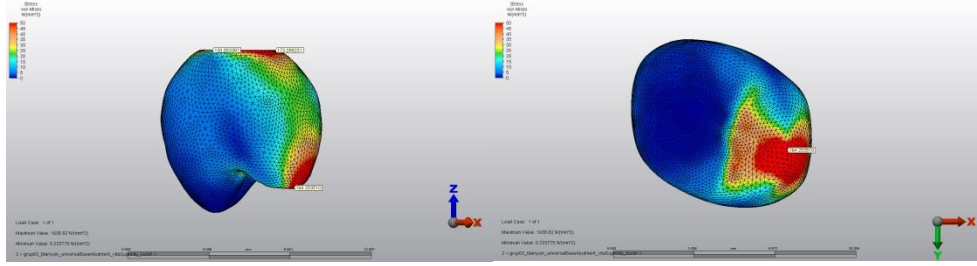


Şekil 4.4. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

5. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres

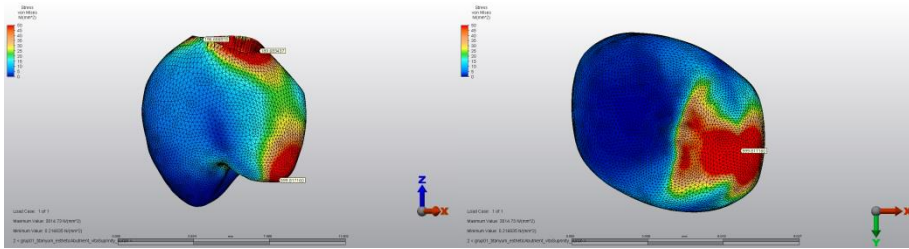
ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 164.25 MPa, Bukkoservikal 130.85 MPa, Linguoservikal 173.09 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.5).



Şekil 4.5. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

6. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

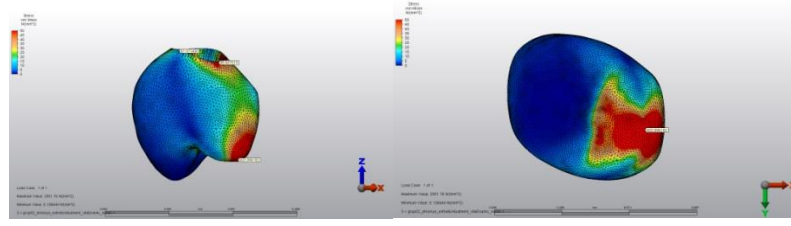
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 599.82 MPa, Bukkoservikal 196.65 MPa, Linguoservikal 189.68 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.6).



Şekil 4.6. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity Kron-Titanyum Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

7. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

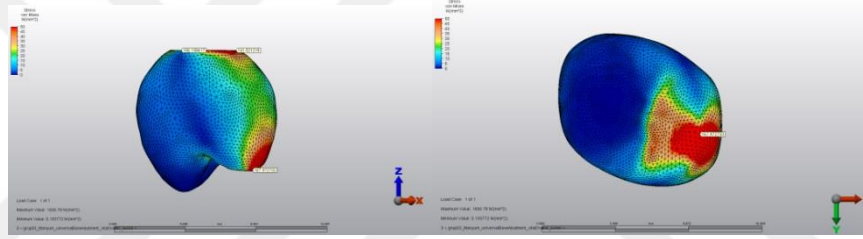
Rezin infiltre cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 602.89 MPa, Bukkoservikal 87.07 MPa, Linguoservikal 98.64 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.7).



Şekil 4.7. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic Kron–Zirkonya Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

8. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

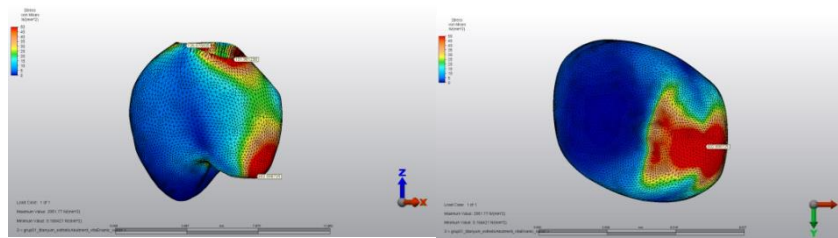
Rezin infiltre cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 167.97 MPa , Bukkoservikal 106.13 MPa, Linguoservikal 141.52 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba)Vita Enamic Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

9. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

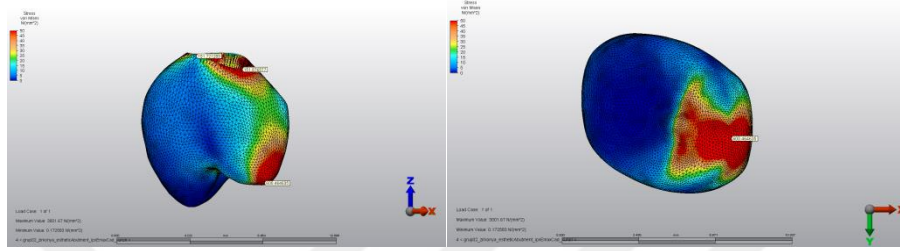
Rezin infiltre cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 602.89 MPa, Bukkoservikal 126.07 MPa, Linguoservikal 131.98 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.9).



Şekil 4.9. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic Kron-Titanyum Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

10. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

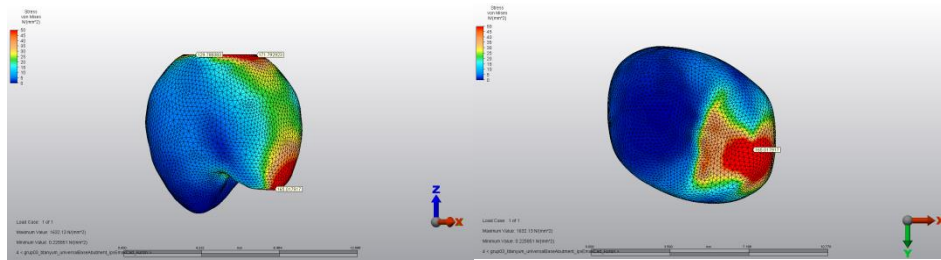
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 600.46 MPa, Bukkoservikal 151.72 MPa, Linguoservikal 151.87 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.10).



Şekil 4.10. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.max CAD kron-Zirkonya Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

11. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 165.01 MPa, Bukkoservikal 129.78 MPa, Linguoservikal 171.79 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.11).

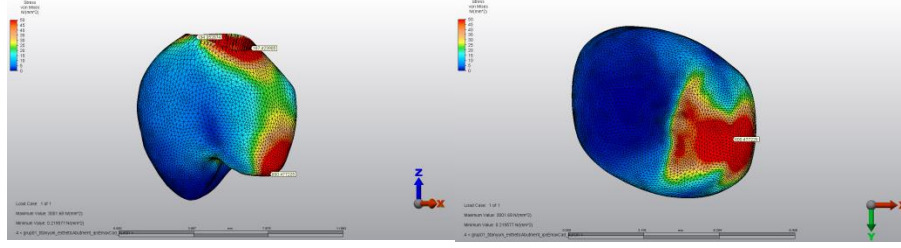


Şekil 4.11. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.max CAD kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

12. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm

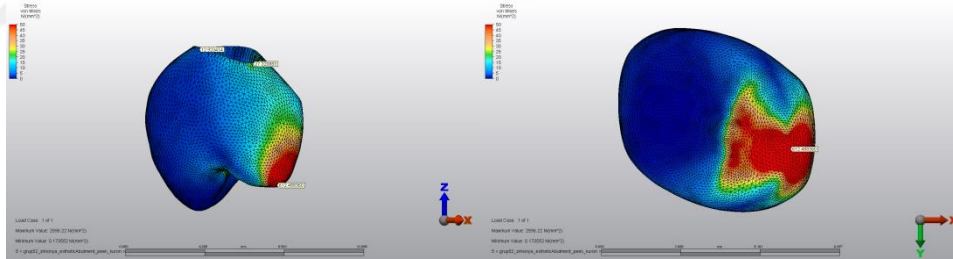
verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 600.47 MPa, Bukkoservikal 194.05 MPa, Linguoservikal 187.42 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.12).



Şekil 4.12. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.max CAD kron-Titanyum Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

13. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

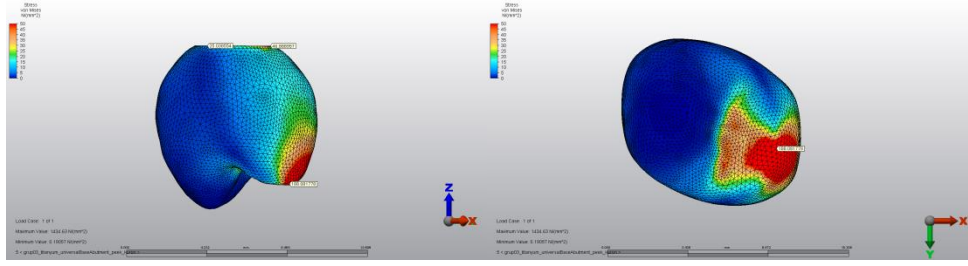
Polieter eter keton kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 612.48 MPa, Bukkoservikal 12.92 MPa, Linguoservikal 27.32 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.13).



Şekil 4.13. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) PEEK kron-Zirkonya Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

14. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

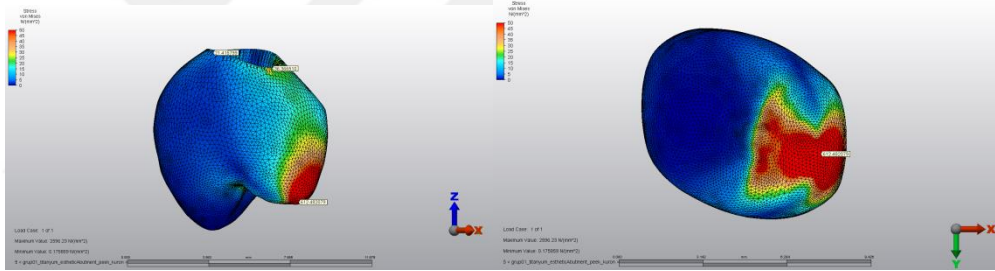
Polieter eter keton kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 188.08 MPa, Bukkoservikal 25.03 MPa, Linguoservikal 46.88 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.14).



Şekil 4.14. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Base) PEEK kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

15. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) kron restorasyonunda von Mises stres sonuçları

Polieter eter keton kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant kron restorasyonunda von Mises stres ölçüm verilerine göre; Linguooklüzal kasp bölgesi 612.48 MPa, Bukkoservikal 21.41 MPa, Linguoservikal 36.36 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.15).



Şekil 4.15. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) PEEK kron-Titanyum Estetik Abutment; kron protetik restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

Tablo 4.2. Sayısal Modeller implantüstü kron restorasyonunda von Mises stres düzeyleri

Sayısal modeller	Kron protetik restorasyonunda von Mises stres-N/mm ² -MPa Linguooklüzal kasp bölgesi	Kron protetik restorasyonunda von Mises stres-N/mm ² -MPa Bukkoservikal Linguoservikal	
1.Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir)	601.13	153.81	153.62
2.Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba)	165.81	171.53	129.45
3.Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti)	601.15	195.53	188.97
4.Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir)	599.80	154.19	152.05
5.Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba)	164.25	130.85	173.09

6.Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti)	599.82	196.65	189.68
7.Sayısal Model 07 (REZ-Zir)	602.89	87.07	98.64
8.Sayısal Model 08 (REZ- Ti-Ba)	167.97	106.13	141.52
9.Sayısal Model 09 (REZ-Ti)	602.89	126.07	131.98
10.Sayısal Model 10 (IPS-Zir)	600.46	151.72	151.87
11.Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba)	165.01	129.78	171.79
12.Sayısal Model 12 (IPS-Ti)	600.47	194.05	187.42
13.Sayısal Model 13 (PEEK-Zir)	612.48	12.92	27.32
14.Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba)	188.08	25.03	46.88
15.Sayısal Model 15 (PEEK-Ti)	612.48	21.41	36.36

4.1.2. Maksiler Sağ 1. Premolar İmplant İçin Abutment Von Mises Stres Sonuçları

3-boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde abutmentta oluşan von Mises stres değerleri maksimum stresi N/mm^2 -MPa cinsinden ifade edildi. Stres koordinat sisteminde kırmızı renkli bölgeler yüksek stres değerlerini işaret etmektedir. Mavi renkli bölgeler düşük stres değerlerini işaret etmektedir.

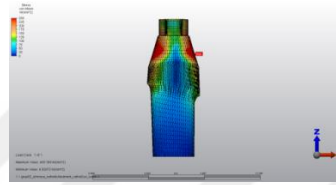
Bütün modellerde en düşük stres titanyum estetik abutment bulunan modellerde olmuştur. En yüksek stres zirkonya estetik abutment bulunan modellerde olmuştur. Titanyum estetik abutment (400-402 MPa) < Üniwersal titanyum abutment (404-405 MPa)< zirkonya estetik abutment (409-411 MPa) düzeyindedir (Tablo 4.3).

Abutmentlar için von Mises stres bölgeleri görselleri incelendiğinde; Serviko gingival 3 mm'lik bölgede lokalize olduğu gözlemlenmiştir. Lingual yüzeyde maksimum değer elde edilmiştir (Şekil 4.16-30).

Farklı kron materyallerinin modellendiği bu çalışmada abutmentlarda meydana gelen stres düzeyleri bakımından sadece PEEK modellerde abutment gövdesinde stres gözlenirken, diğer materyallerde sadece servikal bölgede stres oluşmuştur.

1. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) abutment von Mises stres sonuçları

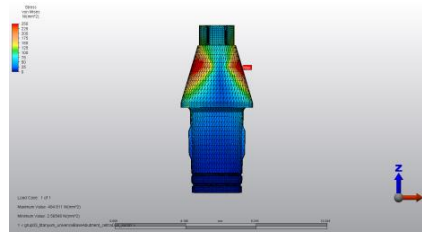
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron -Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 409.76 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.16).



Şekil 4.16. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo kron-Zirkonya Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

2. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) abutment von Mises stres sonuçları

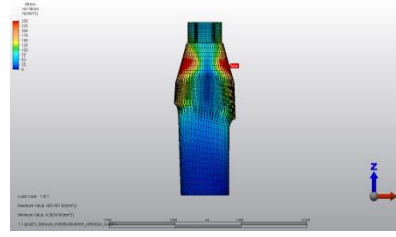
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 404.81 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.17).



Şekil 4.17. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Celtra Duo kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

3. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) abutment von Mises stres sonuçları

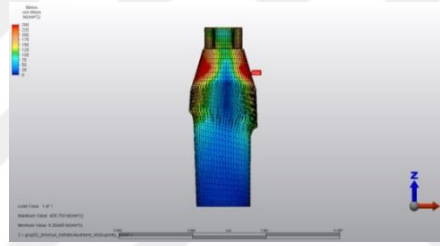
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron -Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 400.98 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.18).



Şekil 4.18. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) Celtra Duo kron-Titanium Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

4. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) abutment restorasyonunda von Mises stres sonuçları

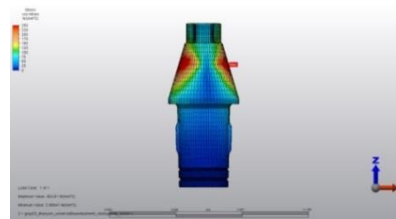
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 409.79 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.19).



Şekil 4.19. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity kron-Zirkonya Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

5. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) abutment restorasyonunda von Mises stres sonuçları

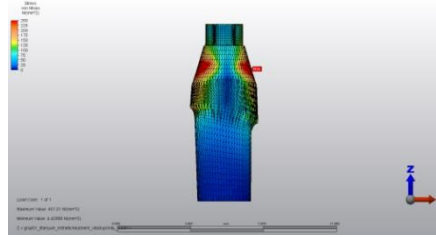
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanium Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 404.81 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.20).



Şekil 4.20. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity kron-Üniversal Titanium Base Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

6. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) abutment restorasyonunda von Mises stres sonuçları

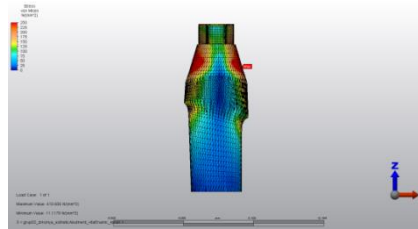
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 401.01 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.21).



Şekil 4.21. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity kron-Titanyum Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

7. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) abutment restorasyonunda von Mises stres sonuçları

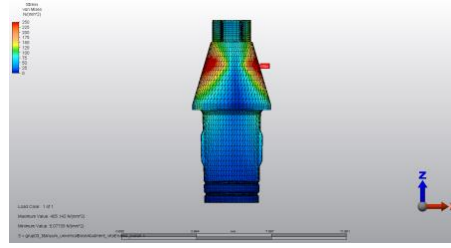
Rezin infiltre cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 410.60 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.22).



Şekil 4.22. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic kron-Zirkonya Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

8. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) abutment restorasyonunda von Mises stres sonuçları

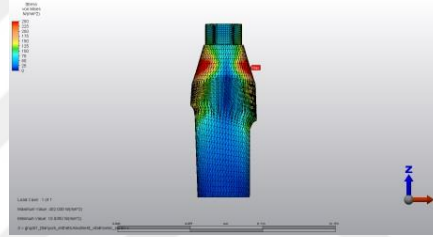
Rezin infiltre cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 405.14 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.23).



Şekil 4.23. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Vita Enamic kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

9. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) abutment restorasyonunda von Mises stres sonuçları

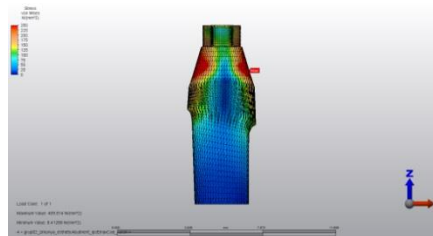
Rezin infiltre cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 402.03 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.24).



Şekil 4.24. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic kron-Titanyum Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

10. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) abutment restorasyonunda von Mises stres sonuçları

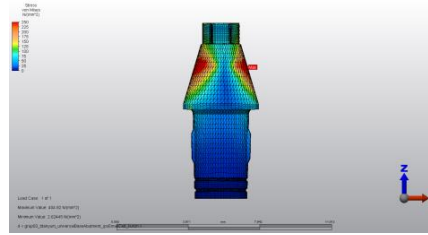
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron- Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 409.81 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.25).



Şekil 4.25. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.max CAD kron-Zirkonya Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

11. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) abutment restorasyonunda von Mises stres sonuçları

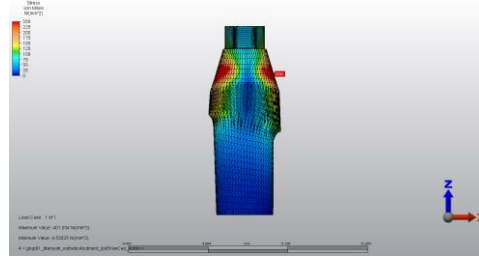
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 404.82 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.26).



Şekil 4.26. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.maxCAD kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

12. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) abutment restorasyonunda von Mises stres sonuçları

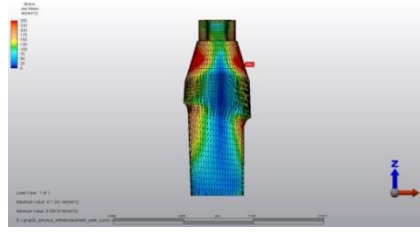
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 401.03 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.27).



Şekil 4.27. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.max CAD kron-Titanyum Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

13. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) abutment restorasyonunda von Mises stres sonuçları

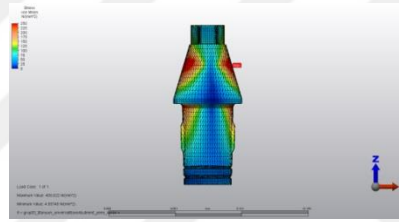
Polieter eter keton kron -Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 411.33 MPa değeri elde edilmiştir. Abutment gövdesinde stres gözlenmektedir. (Şekil 4.28).



Şekil 4.28. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Polieter eter keton kron-Zirkonya Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

14. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) abutment restorasyonunda von Mises stres sonuçları

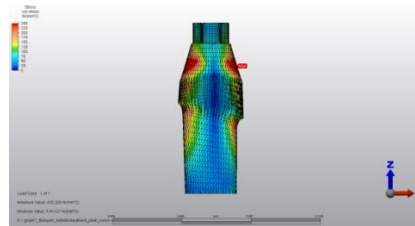
Polieter eter keton kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 405.62 MPa değeri elde edilmiştir. Abutment gövdesinde stres gözlenmektedir. (Şekil 4.29).



Şekil 4.29. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Polieter eter keton kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

15. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) abutment restorasyonunda von Mises stres sonuçları

Polieter eter keton kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar abutment von Mises stres ölçüm verilerine göre; Gingival platformda 403.20 MPa değeri elde edilmiştir. Abutment gövdesinde stres gözlenmektedir. (Şekil 4.30)



Şekil 4.30. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Polieter eter keton kron-Titanyum Estetik Abutment; abutment restorasyonunda von Mises stres ölçümleri görseller

Tablo 4.3. Sayısal Modeller abutment restorasyonunda von Mises stres düzeyleri

Sayısal modeller	Abutment restorasyonunda von Mises stres-N/mm ² -MPa
1.Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir)	409.76
2.Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba)	404.81
3.Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti)	400.98
4.Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir)	409.79
5.Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba)	404.81
6.Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti)	401.01
7.Sayısal Model 07 (REZ-Zir)	410.60
8.Sayısal Model 08 (REZ- Ti-Ba)	405.14
9.Sayısal Model 09 (REZ-Ti)	402.03
10.Sayısal Model 10 (IPS-Zir)	409.81
11.Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba)	404.82
12.Sayısal Model 12 (IPS-Ti)	401.03
13.Sayısal Model 13 (PEEK-Zir)	411.33
14.Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba)	405.62
15.Sayısal Model 15 (PEEK-Ti)	403.20

4.1.3. Maksiler Sağ 1. Premolar İmplant Von Mises Stres Sonuçları

Bütün modellerde en düşük stres zirkonya estetik abutment bulunan modellerde olmuştur. En yüksek stres Üniversal titanyum base abutment bulunan modellerde olmuştur. Sıralama; Zirkonya estetik abutment (561.34-561.75 MPa)< Titanyum estetik abutment (685.27-685.74 MPa) < Üniversal titanyum base abutment (704.28-705.23 MPa) şeklinde gözlenmiştir. (Tablo 4.4).

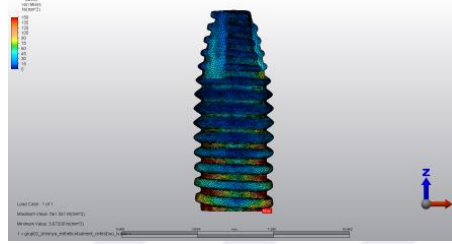
Farklı kron materyallerinin modellendiği bu çalışmada implantta meydana gelen stres düzeyleri arasında farklılık bulgulanmamıştır (Tablo 4.4).

İmplantlar için von Mises stres bölgeleri görseller bakımından değerlendirildiği zaman; İmplantın servikal boyun bölgesinin ilk üç yiv kısmında

lokalize olduğu gözlemlenmiştir. Servikal ilk yivde maksimum değeri elde edilmiştir (Şekil 4.31-45).

1. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) implant von Mises stres sonuçları

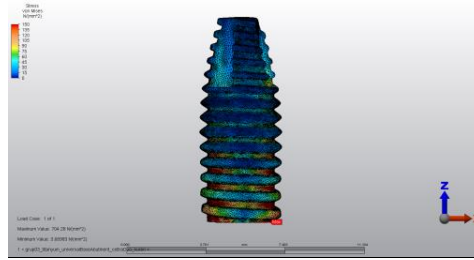
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 561.34 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.31).



Şekil 4.31. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo Kron-Zirkonya Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

2. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) implant von Mises stres sonuçları

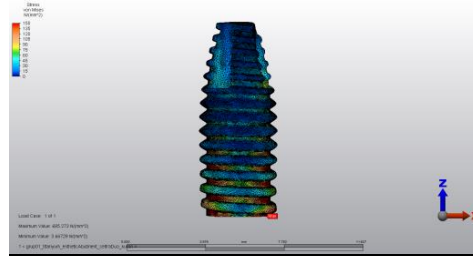
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 704.28 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.32).



Şekil 4.32. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Celtra Duo Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

3. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) implant von Mises stres sonuçları

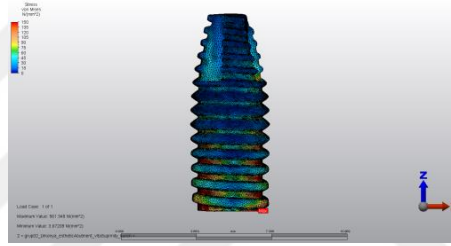
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 685.27 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.33).



Şekil 4.33. Sayısal Model 03 (ZLS1-Zir) Celtra Duo kron-Titanyum Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

4. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) implant von Mises stres sonuçları

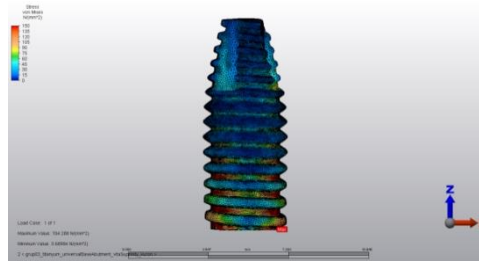
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 561.34 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.34).



Şekil 4.34. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

5. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) implant von Mises stres sonuçları

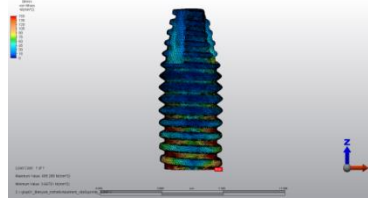
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 704.28 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.35).



Şekil 4.35. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity kron- Üniversal Titanyum Base Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

6. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) implant von Mises stres sonuçları

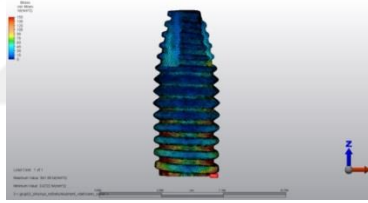
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 685.28 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.36).



Şekil 4.36. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

7. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) implant von Mises stres sonuçları

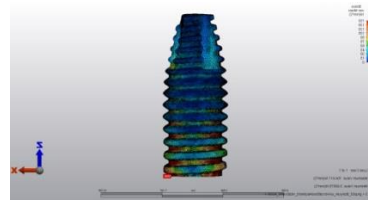
Rezin infiltre cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 561.58 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.37).



Şekil 4.37. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic kron-Zirkonya Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

8. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) implant von Mises stres sonuçları

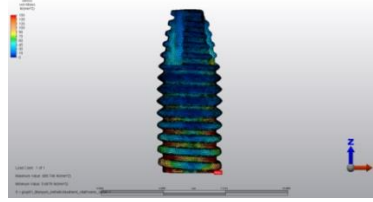
Rezin infiltre cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 704.61 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.38).



Şekil 4.38. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Vita Enamic kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

9. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) implant von Mises stres sonuçları

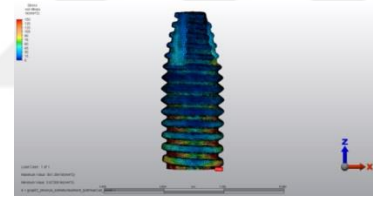
Rezin infiltre cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 685.74 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.39).



Şekil 4.39. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic kron- Titanyum Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

10. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) implant von Mises stres sonuçları

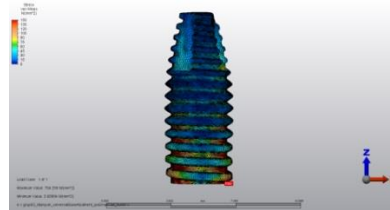
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 561.35 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.40).



Şekil 4.40. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.maxCAD Kron-Zirkonya Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

11. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) implant von Mises stres sonuçları

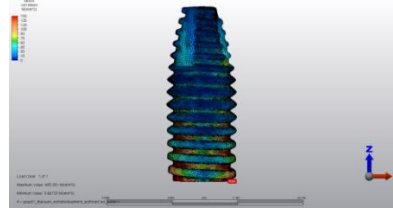
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 704.29 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.41).



Şekil 4.41. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.max CAD Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

12. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) implant von Mises stres sonuçları

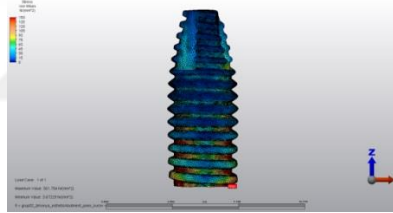
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 685.30 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.42).



Şekil 4.42. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.maxCAD Kron- Titanyum Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

13. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) implant von Mises stres sonuçları

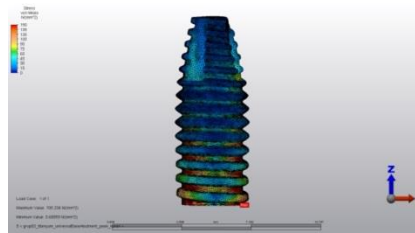
Polieter eter keton kron -Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 561.75 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.43).



Şekil 4.43. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Polieter eter keton Kron-Zirkonya Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

14. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) implant von Mises stres sonuçları

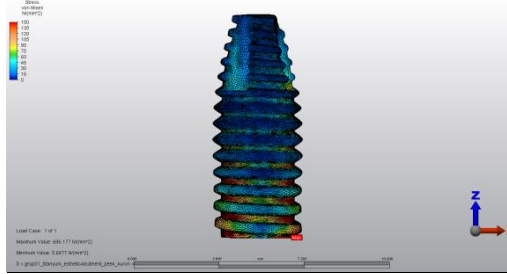
Polieter eter keton kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 705.23 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.44).



Şekil 4.44. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Polieter eter keton Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

15. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) implant von Mises stres sonuçları

Polieter eter keton kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant von Mises stres ölçüm verilerine göre; servikal ilk yivde 686.11 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.45).



Şekil 4.45. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Polieter eter keton kron-Titanyum Estetik Abutment; implant von Mises stres ölçümleri görseller

Tablo 4.4. Sayısal Modeller implant restorasyonunda von Mises stres düzeyleri

Sayısal modeller	İmplant von Mises stres-N/mm ² -MPa
1.Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir)	561.34
2.Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba)	704.28
3.Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti)	685.27
4.Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir)	561.34
5.Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba)	704.28
6.Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti)	685.28
7.Sayısal Model 07 (REZ-Zir)	561.58
8.Sayısal Model 08 (REZ- Ti-Ba)	704.61
9.Sayısal Model 09 (REZ-Ti)	685.74
10.Sayısal Model 10 (IPS-Zir)	561.35
11.Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba)	704.29
12.Sayısal Model 12 (IPS-Ti)	685.30
13.Sayısal Model 13 (PEEK-Zir)	561.75
14.Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba)	705.23
15.Sayısal Model 15 (PEEK-Ti)	686.11

4.1.4. Maksiler Sağ 1. Premolar İmplant Çevresi Kortikal Kemik Maksimum Prinsipal Stres Sonuçları

Bütün modellerde en düşük stres zirkonya estetik abutment bulunan modellerde olmuştur. En yüksek stres üniversal titanyum base abutment bulunan modellerde olmuştur.

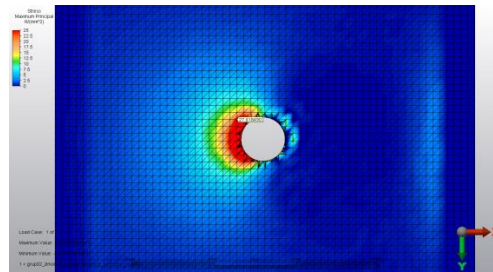
Stres değerleri ; Zirkonya estetik abutment (27.61-27.63 MPa)< Titanyum estetik abutment (28.24-28.27 MPa)< Üniversal titanyum base abutment (28.87-28.89 MPa) düzeyindedir (Tablo 4.5).

Farklı kron materyallerinin modellendiği bu çalışmada kortikal kemikte meydana gelen maksimum stres düzeyleri arasında farklılık elde edilmemiştir. (Tablo 4.5).

Kortikal kemik için maksimum stres değerleri görseller bakımından değerlendirildiği zaman; Sayısal verilerin oldukça düşük olduğu ve stres yoğunluğunun azaldığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.46-60). Stres bukkal, mezial ve distal kortikal kemik bölgesinde yoğunlaşmaktadır.

1. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

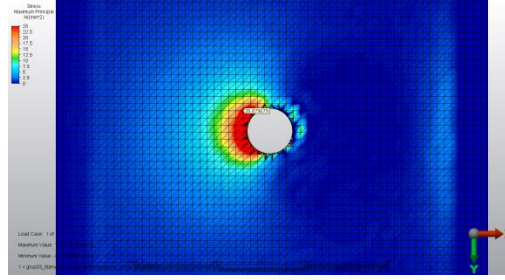
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 27.61 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.46).



Şekil 4.46. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

2. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

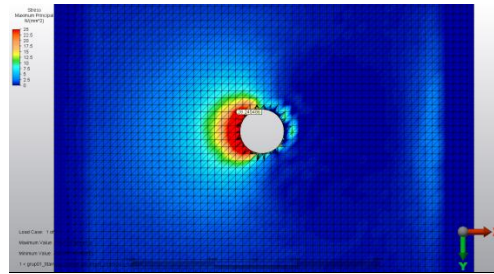
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 28.87 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.47).



Şekil 4.47. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Celtra Duo Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

3. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

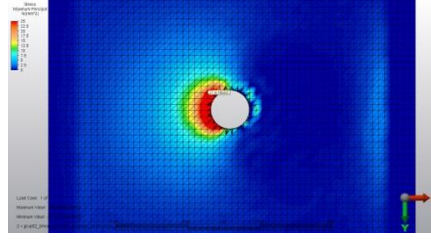
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 28.24 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.48).



Şekil 4.48. Sayısal Model 03(ZLS1-Ti) Celtra Duo Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

4. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

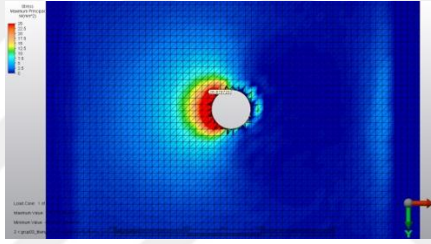
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron- Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 27.61 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.49).



Şekil 4.49. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

5. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

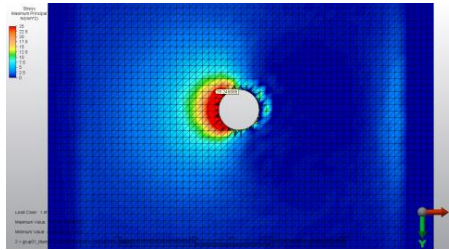
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 28.87 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.50).



Şekil 4.50. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

6. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

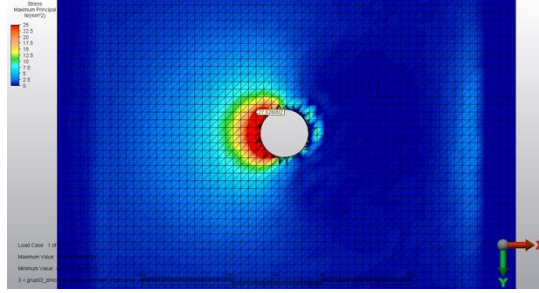
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 28.24 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.51).



Şekil 4.51. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

7. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

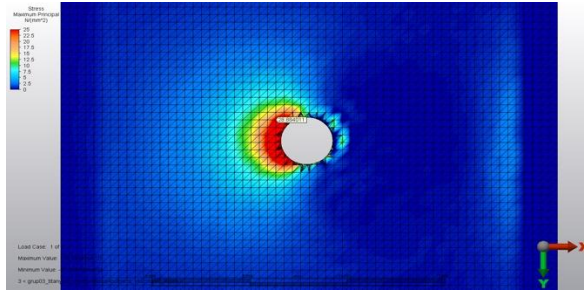
Rezin infiltre cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 27.62 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.52).



Şekil 4.52. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

8. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

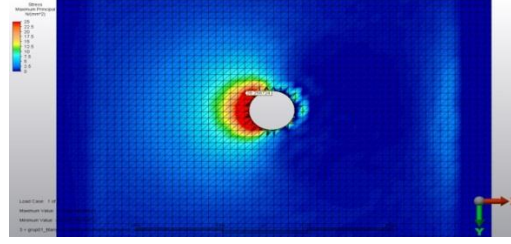
Rezin infiltre cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 28.88 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.53).



Şekil 4.53. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Vita Enamic Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

9. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

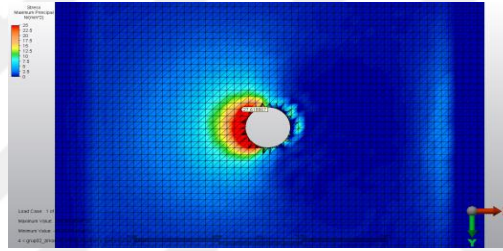
Rezin infiltre cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 28.25 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.54).



Şekil 4.54. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

10. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

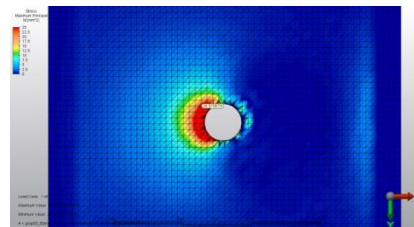
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 27.61 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.55).



Şekil 4.55. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.maxCAD Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

11. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

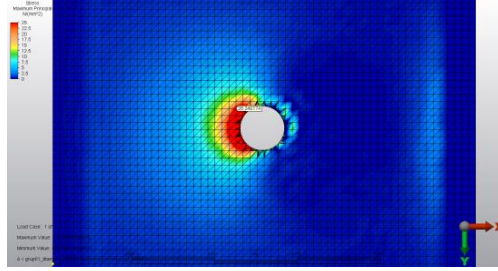
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 28.87 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.56).



Şekil 4.56. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.maxCAD Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

12. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

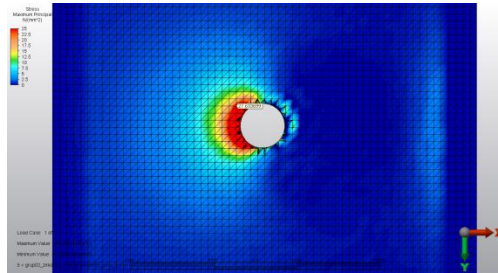
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 28.24 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.57).



Şekil 4.57. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.maxCAD Kron -Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

13. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

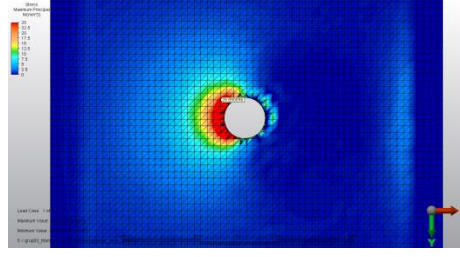
Polieter eter keton kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 27.63 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.58).



Şekil 4.58. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Polieter eter keton Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

14. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

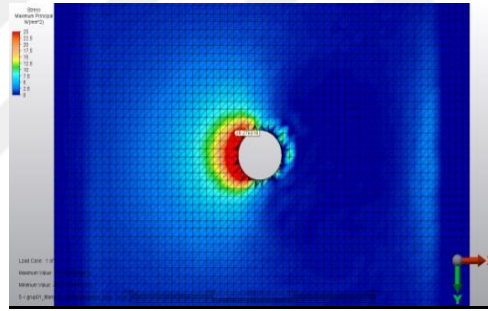
Polieter eter keton kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 28.89 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.59).



Şekil 4.59. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Polieter eter keton Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

15. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

Polieter eter keton kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 28.27 MPa değeri elde edilmiştir. (Şekil 4.60).



Şekil 4.60. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Polieter eter keton Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

Tablo 4.5. Sayısal Modeller maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik maksimum prinsipal stres düzeyleri

Sayısal Modeller	Kortikal Kemik Maksimum Prinsipal Stres-MPa
1.Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir)	27.61
2.Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba)	28.87
3.Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti)	28.24
4.Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir)	27.61
5.Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba)	28.87
6.Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti)	28.24
7.Sayısal Model 07 (REZ-Zir)	27.62

8.Sayısal Model 08 (REZ- Ti-Ba)	28.88
9.Sayısal Model 09 (REZ-Ti)	28.25
10.Sayısal Model 10 (IPS-Zir)	27.61
11.Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba)	28.87
12.Sayısal Model 12 (IPS-Ti)	28.24
13.Sayısal Model 13 (PEEK-Zir)	27.63
14.Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba)	28.89
15.Sayısal Model 15 (PEEK-Ti)	28.27

4.1.5. Maksiler Sağ 1. Premolar İmplant Çevresi Kortikal Kemik Minimum Prinsipal Stres Sonuçları

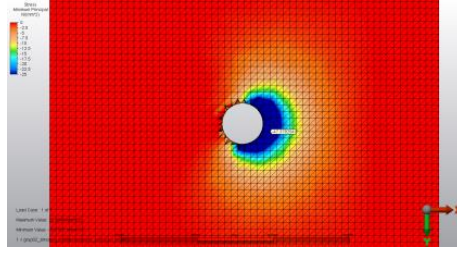
Bütün modellerde en düşük stres zirkonya estetik abutment bulunan modellerde olmuştur. En yüksek stres Üniversal titanyum base abutment bulunan modellerde olmuştur. Stres değerleri; Zirkonya estetik abutment (47.36-47.37 MPa) < Titanyum estetik abutment (48.52-48.55 MPa) < Üniversal titanyum base abutment (49.30-49.33 MPa) düzeyindedir (Tablo 4.6).

Farklı kron materyallerinin modellendiği bu çalışmada kortikal kemikte meydana gelen minimum stres düzeyleri arasında farklılık elde edilmemiştir. (Tablo 4.6).

Kortikal kemik için minimum stres değerleri görseller bakımından değerlendirildiği zaman; Sayısal verilerin oldukça düşük olduğu ve stres yoğunluğunun azaldığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.61-75). Stres palatinal mezial ve distal kortikal kemik bölgesinde yoğunlaşmaktadır.

1. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

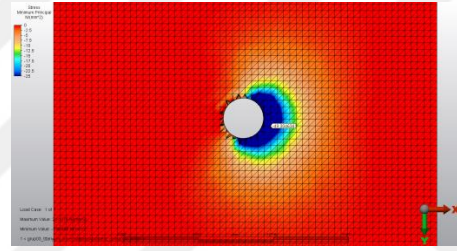
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 47.37 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.61).



Şekil 4.61. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

2. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

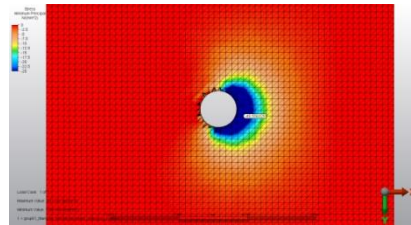
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 49.30 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.62).



Şekil 4.62. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Celtra Duo Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

3. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

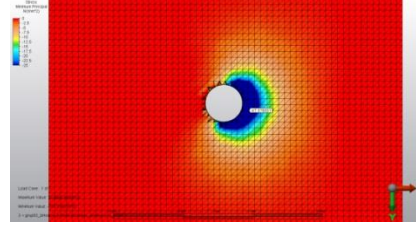
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 48.55 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.63).



Şekil 4.63. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) Celtra Duo Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

4. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

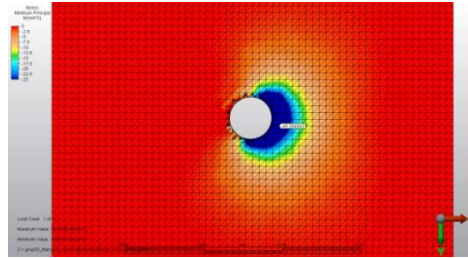
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 47.37 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.64).



Şekil 4.64. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

5. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

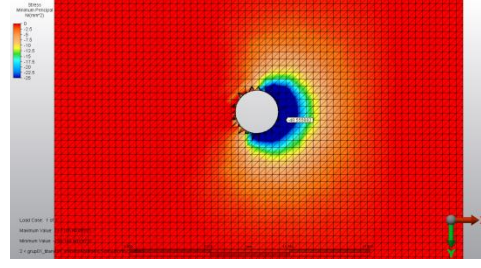
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 49.30 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.65).



Şekil 4.65. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity Kron- Üni-versal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

6. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

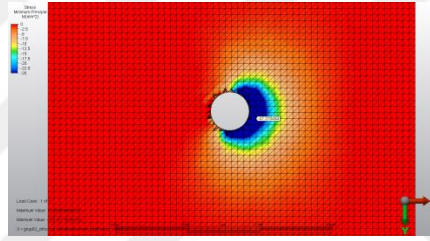
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 48.55 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.66).



Şekil 4.66. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

7. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

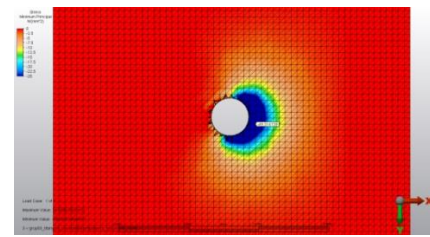
Rezin infiltre cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 47.37 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.67).



Şekil 4.67. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

8. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

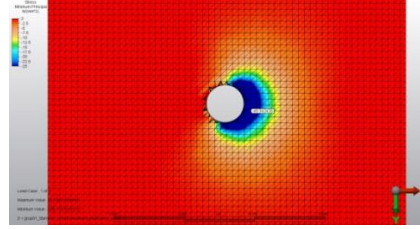
Rezin infiltre cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 49.31 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.68).



Şekil 4.68. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Vita Enamic kron- Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

9. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

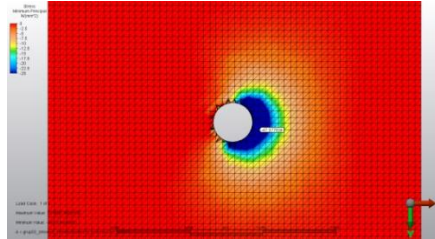
Rezin infiltre cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 48.54 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.69).



Şekil 4.69. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

10. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

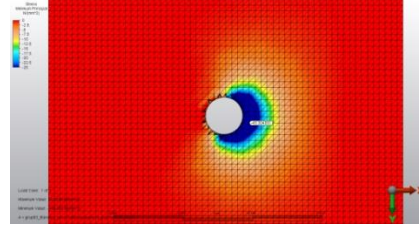
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 47.37 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.70).



Şekil 4.70. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.max CAD Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

11. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

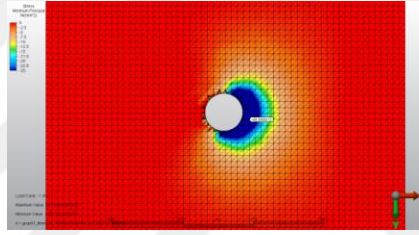
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 49.30 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.71).



Şekil 4.71. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.maxCAD Kron- Üiversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

12. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

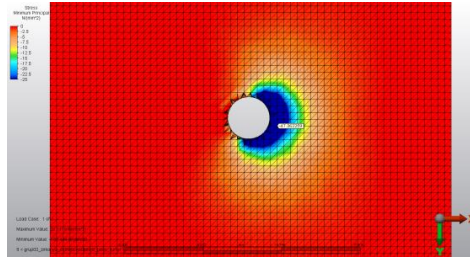
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 48.55 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.72).



Şekil 4.72. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.maxCAD Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

13. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

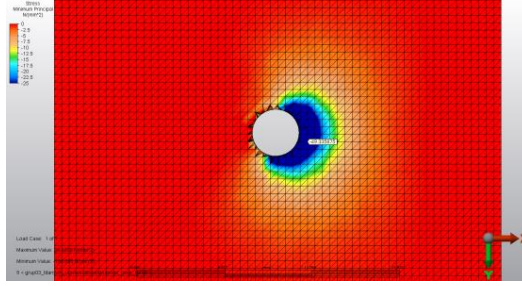
Polieter eter keton kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 47.36 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.73).



Şekil 4.73. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Polieter eter keton Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

14. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

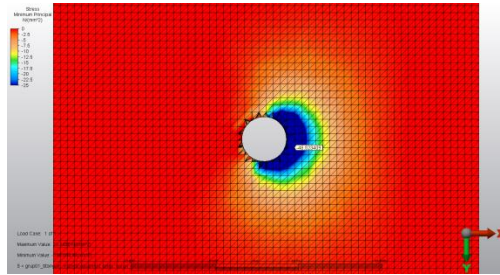
Polieter eter keton kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 49.33 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.74).



Şekil 4.74. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Polieter eter keton Kron - Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

15. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres sonuçları

Polieter eter keton kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 48.52 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.75).



Şekil 4.75. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) polieter eter keton kron-titanyum estetik abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

Tablo 4.6. Sayısal Modeller maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kortikal kemik minimum prinsipal stres düzeyleri

Sayısal modeller	Kortikal Kemik Minimum Prinsipal Stres-MPa
1.Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir)	-47.37
2.Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba)	-49.30
3.Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti)	-48.55
4.Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir)	-47.37
5.Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba)	-49.30
6.Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti)	-48.55
7.Sayısal Model 07 (REZ-Zir)	-47.37
8.Sayısal Model 08 (REZ- Ti-Ba)	-49.31
9.Sayısal Model 09 (REZ-Ti)	-48.54
10.Sayısal Model 10 (IPS-Zir)	-47.37
11.Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba)	-49.30
12.Sayısal Model 12 (IPS-Ti)	-48.55
13.Sayısal Model 13 (PEEK-Zir)	-47.36
14.Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba)	-49.33
15.Sayısal Model 15 (PEEK-Ti)	-48.52

4.1.6. Maksiler Sağ 1. Premolar İmplant Çevresi Kanselöz Kemik Maksimum Prinsipal Stres Sonuçları

Bütün modellerde en düşük stres titanyum estetik abutment bulunan modellerde olmuştur. En yüksek stres zirkonya estetik abutment bulunan modellerde olmuştur. Stres değerleri; Titanyum estetik abutment (2.66 MPa) < universal titanyum base abutment (2.72 MPa) < zirkonya estetik abutment(2.73 MPa)düzeyindedir (Tablo 4.7).

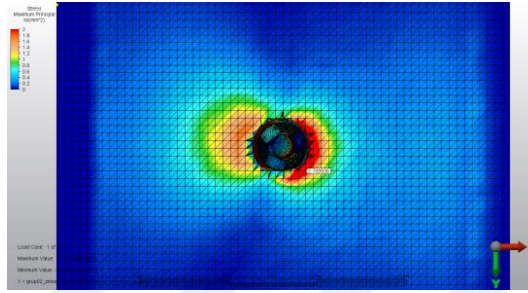
Farklı kron materyallerinin modellendiği bu çalışmada kanselöz kemikte meydana gelen maksimum stres düzeyleri arasında farklılık elde edilmemiştir. (Tablo 4.7).

Kanselöz kemik için maksimum stres değerleri görseller bakımından değerlendirildiği zaman; Sayısal verilerin oldukça düşük olduğu ve stres

yoğunluğunun azaldığı gözlemlenmiştir. Stres palatinal, mezial, distal ve bukkal kanselöz kemik bölgesinde yoğunlaşmaktadır. (Şekil 4.76-90).

1. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

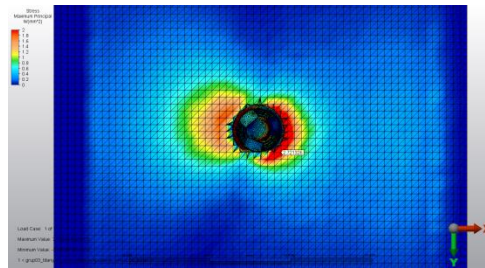
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.73 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.76).



Şekil 4.76. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

2. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

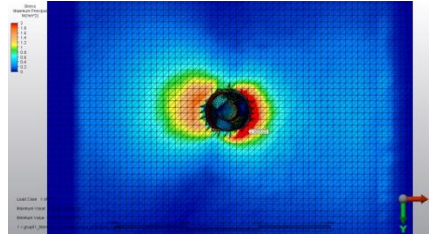
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.72 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.77).



Şekil 4.77. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Celtra Duo Kron- Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

3. Sayısal Model 03(ZLS1-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

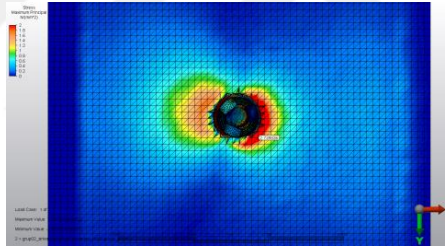
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.66 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.78).



Şekil 4.78. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) Celtra Duo Kron- Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

4. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

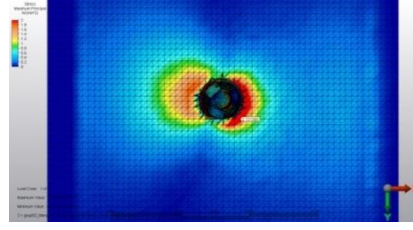
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.73 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.79).



Şekil 4.79. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

5. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

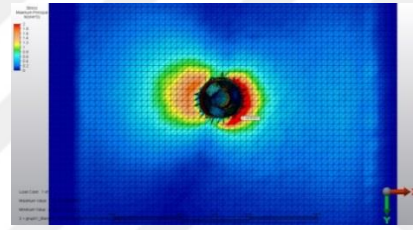
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.72 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.80).



Şekil 4.80. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity Kron- Üiversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

6. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

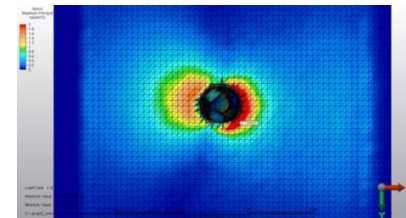
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron–Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.66 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.81).



Şekil 4.81. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

7. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

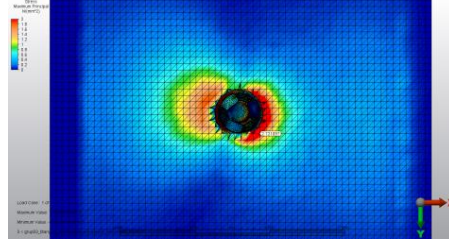
Rezin infiltre cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.73 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.82).



Şekil 4.82. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

8. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

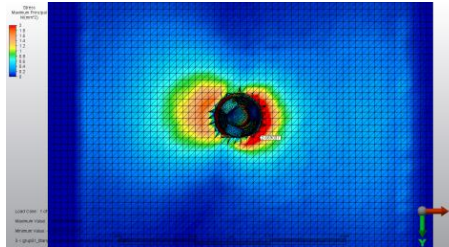
Rezin infiltre cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.72 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.83).



Şekil 4.83. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Vita Enamic Kron- Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

9. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

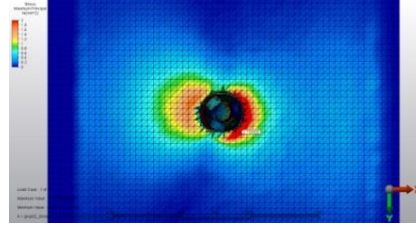
Rezin infiltre cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.66 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.84).



Şekil 4.84. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic Kron- Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

10. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

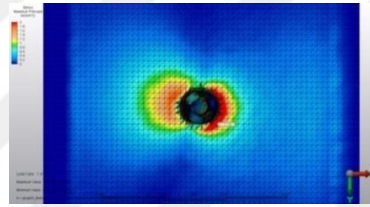
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.73 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.85).



Şekil 4.85. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.maxCAD Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

11. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

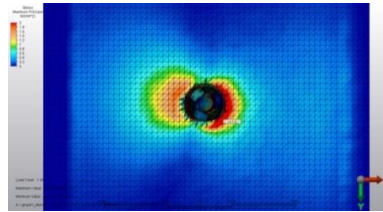
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.72 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.86).



Şekil 4.86. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.maxCAD Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

12. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

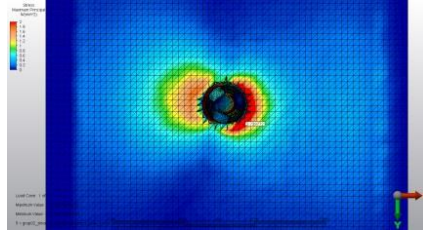
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.66 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.87).



Şekil 4.87. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.maxCAD Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

13. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

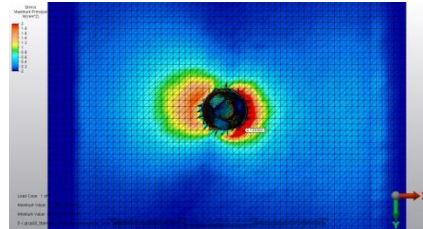
Polieter eter keton kron- Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.73 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.88).



Şekil 4.88. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Polieter eter keton Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

14. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

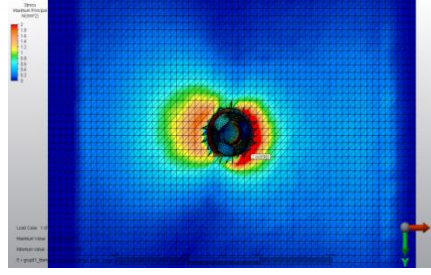
Polieter eter keton kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.72 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.89).



Şekil 4.89. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Polieter eter keton Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

15. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres sonuçları

Polieter eter keton kron -Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum stres ölçüm verilerine göre; 2.66 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4. 90).



Şekil 4.90. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Polieter eter keton Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres ölçümleri görseller

Tablo 4.7. Sayısal Modeller maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik maksimum prinsipal stres düzeyleri

Sayısal modeller	Kanselöz Kemik Maksimum Prinsipal Stres-MPa
1.Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir)	2.73
2.Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba)	2.72
3.Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti)	2.66
4.Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir)	2.73
5.Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba)	2.72
6.Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti)	2.66
7.Sayısal Model 07 (REZ-Zir)	2.73
8.Sayısal Model 08 (REZ- Ti-Ba)	2.72
9.Sayısal Model 09 (REZ-Ti)	2.66
10.Sayısal Model 10 (IPS-Zir)	2.73
11.Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba)	2.72
12.Sayısal Model 12 (IPS-Ti)	2.66
13.Sayısal Model 13 (PEEK-Zir)	2.73
14.Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba)	2.72
15.Sayısal Model 15 (PEEK-Ti)	2.66

4.1.7. Maksiler Sağ 1. Premolar İmplant Çevresi Kanselöz Kemik Minimum Prinsipal Stres Sonuçları

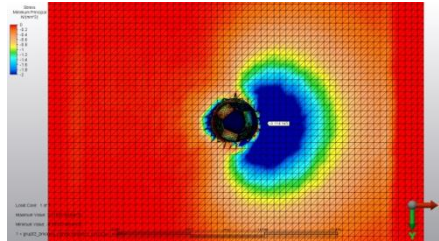
Bütün modellerde en düşük stres titanyum estetik abutment bulunan modellerde olmuştur. En yüksek stres zirkonya estetik abutment bulunan modellerde olmuştur. Zirkonya estetik abutment (3.11 MPa) < Titanyum estetik abutment (3.17 MPa) < üniversal titanyum base abutment (3.21 MPa) düzeyindedir (Tablo 4.7).

Farklı kron materyallerinin modellendiği bu çalışmada kanselöz kemikte meydana gelen minimum stres düzeyleri arasında farklılık elde edilmemiştir. (Tablo 4.7).

Kanselöz kemik için maksimum stres değerleri görseller bakımından değerlendirildiği zaman; Sayısal verilerin oldukça düşük olduğu ve stres yoğunluğunun azaldığı gözlemlenmiştir. Stres palatinal, mezial ve distal kortikal kemik bölgesinde yoğunlaşmaktadır.(Şekil 4.76-90).

1. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

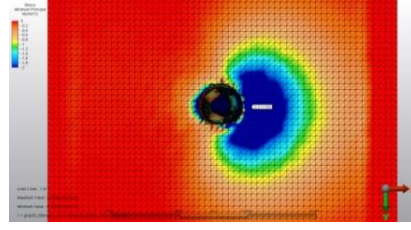
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.11 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.91).



Şekil 4.91. Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir) Celtra Duo Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

2. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

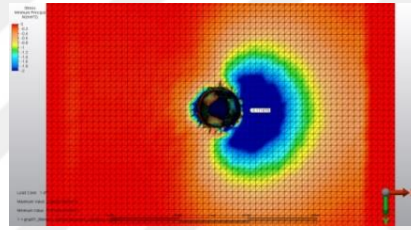
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.21 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.92).



Şekil 4.92. Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba) Celtra Duo Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

3. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

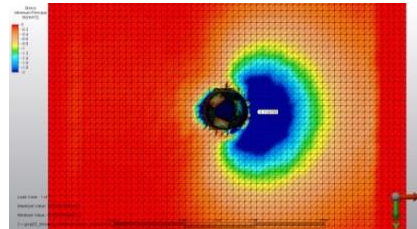
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.17 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.93).



Şekil 4.93. Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti) Celtra Duo Kron- Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

4. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

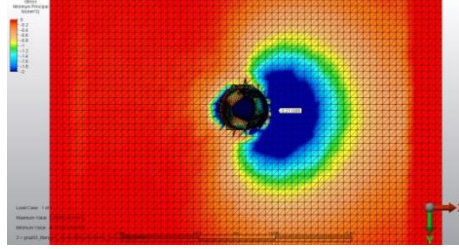
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.11 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.94).



Şekil 4.94. Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir) Vita Suprinity Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

5. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

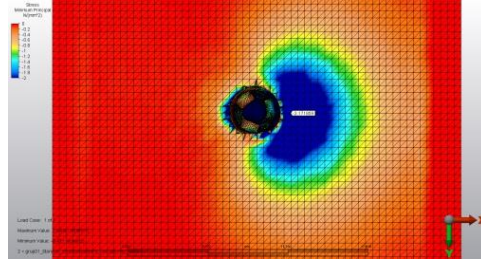
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.21 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.95).



Şekil 4.95. Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba) Vita Suprinity Kron- Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

6. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

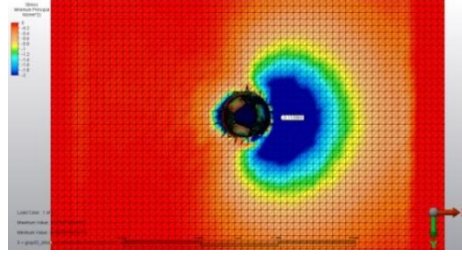
Zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.17 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.96).



Şekil 4.96. Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti) Vita Suprinity Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

7. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

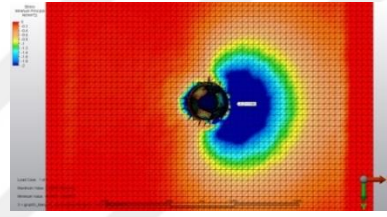
Rezin infiltre cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.11 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.97).



Şekil 4.97. Sayısal Model 07 (REZ-Zir) Vita Enamic Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

8. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

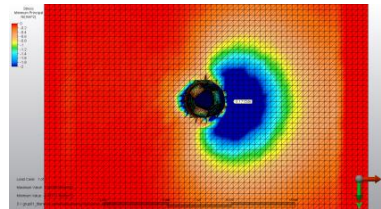
Rezin infiltre cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.21 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.98).



Şekil 4.98. Sayısal Model 08 (REZ-Ti-Ba) Vita Enamic Kron- Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

9. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

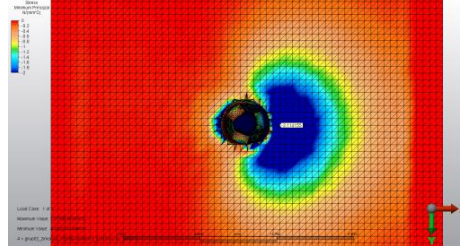
Rezin infiltre cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.17 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.99).



Şekil 4.99. Sayısal Model 09 (REZ-Ti) Vita Enamic Kron- Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

10. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

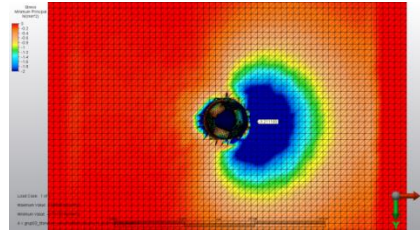
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.11 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.100).



Şekil 4.100. Sayısal Model 10 (IPS-Zir) IPS e.maxCAD Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

11. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

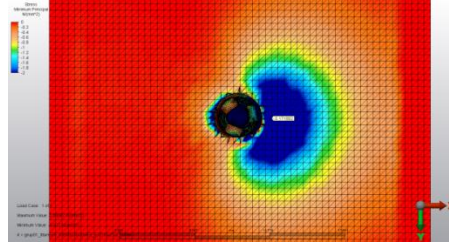
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.21 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.101).



Şekil 4.101. Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba) IPS e.maxCAD Kron- Üniöersal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

12. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

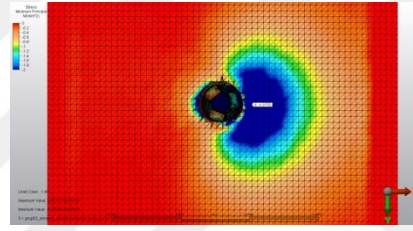
Monoblok lityum disilikat cam seramik kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.17 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.102).



Şekil 4.102. Sayısal Model 12 (IPS-Ti) IPS e.maxCAD Kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

13. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

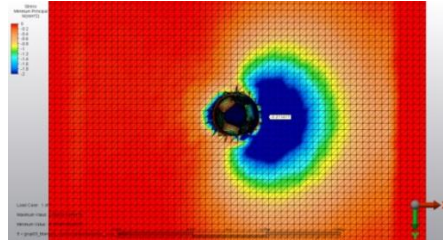
Polieter eter keton kron - Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.11 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.103).



Şekil 4.103. Sayısal Model 13 (PEEK-Zir) Polieter eter keton Kron-Zirkonya Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

14. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

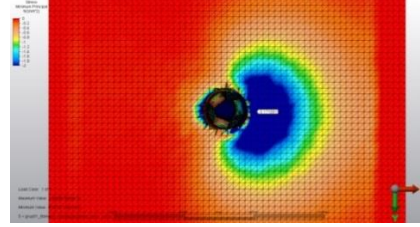
Polieter eter keton kron -Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.21 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.104).



Şekil 4.104. Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba) Polieter eter keton Kron-Üniversal Titanyum Base Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

15. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres sonuçları

Polieter eter keton kron-Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum stres ölçüm verilerine göre; 3.17 MPa değeri elde edilmiştir (Şekil 4.105).



Şekil 4.105. Sayısal Model 15 (PEEK-Ti) Polieter eter keton Kron- Titanyum Estetik Abutment; maksiller sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres ölçümleri görseller

Tablo 4.8. Sayısal Modeller maksiler sağ 1. premolar implant çevresi kanselöz kemik minimum prinsipal stres düzeyleri

Sayısal modeller	Kanselöz Kemik Minimum Prinsipal Stres-MPa
1.Sayısal Model 01 (ZLS1-Zir)	-3.11
2.Sayısal Model 02 (ZLS1-Ti-Ba)	-3.21
3.Sayısal Model 03 (ZLS1-Ti)	-3.17
4.Sayısal Model 04 (ZLS2-Zir)	-3.11
5.Sayısal Model 05 (ZLS2-Ti-Ba)	-3.21
6.Sayısal Model 06 (ZLS2-Ti)	-3.17
7.Sayısal Model 07 (REZ-Zir)	-3.11
8.Sayısal Model 08 (REZ- Ti-Ba)	-3.21
9.Sayısal Model 09 (REZ-Ti)	-3.17
10.Sayısal Model 10 (IPS-Zir)	-3.11
11.Sayısal Model 11 (IPS-Ti-Ba)	-3.21
12.Sayısal Model 12 (IPS-Ti)	-3.17
13.Sayısal Model 13 (PEEK-Zir)	-3.11
14.Sayısal Model 14 (PEEK-Ti-Ba)	-3.21
15.Sayısal Model 15 (PEEK-Ti)	-3.17

5. TARTIŞMA

Tek diş eksikliklerinde protetik restorasyon olarak; hareketli bölümlü protezler, yer tutucular, rezin bağlantılı sabit bölümlü protezler, sabit bölümlü köprü protezleri veya tek diş implant tedavileri uygulanmaktadır. Tek diş kaybı durumunda estetik ve fonksiyonu geri kazandırmak için implant destekli tek üye kronlar günümüzde tedavi seçenekleri arasında tercih edilen bir yöntemdir. Bu tedavi seçeneğinde seçilen abutment da protezin estetiğini etkileyen bir unsur olduğu için geleneksel titanyum abutmentin yanında titanyum base ve zirkonyum abutment kullanımı hastanın estetik beklentilerini karşılama açısından sıklıkla kullanılan seçenekler haline gelmiştir.

Maksilla premolar bölge gülüş estetiği açısından fark edilebilen ve özellikle geniş gülme hattı olan hastalarda kritik olan bölgeler arasındadır. Bu durum, tek diş kaybında tedavi seçenekleri arasında sayabileceğimiz implant destekli kronlar için kullanılacak farklı abutment ve üst yapı materyallerinin kullanımının güvenilirliği konusunda in vivo ve in vitro çalışmalar yapılması gerekliliğini doğurmaktadır.

Tez çalışmamızda maksilla 1. premolar bölgeye uygulanan tek diş implantı için dayanak olarak kullanılan titanyum, titanyum base ve zirkonyum abutment sistemi ile zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat-ZLS, monoblok lityum disilikat, rezin modifiye cam seramik ve poli-eter-eter keton-PEEK üst yapı materyallerinin kullanımı durumunda peri-implant alveolar kemik, implant ve protetik komponentlerde oluşan stresler üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak incelenmiştir.

Tez çalışmasının sıfır hipotezleri; titanyum base abutmentların biyomekanik olarak kuvvet iletimlerinin yüksek olacağıdır. Resin modifiye cam seramik sistemlerin abutment ve implant üzerine kuvvet iletimleri kuvvet absorpsiyonundan dolayı düşük olacaktır. ZLS seramiklerin yüksek dayanıklılık özelliğinden dolayı kuvvet iletiminin yüksek ve yıkıcı olacaktır. Titanyum base abutmentın kullanıldığı modellerde implantlarda ve kanselöz kemikte daha yüksek von Mises ve minimum asal gerilme stres değerleri elde edilirken diğer bileşenlerde abutment materyali stres açısından fark yaratmamıştır. Bu nedenle, titanyum base abutmentların yüksek

kuvvet iletimi ile ilgili kurulan ilk hipotez kısmen reddedilmiştir. Abutment ve implant üzerine kuvvet iletimleri açısından protetik materyal tipinin etkisinin olmadığı raporlanmıştır. Bu sonuca göre rezin modifiye cam seramik sistemlerinin düşük kuvvet iletimi ile ilgili kurulan ikinci hipotez reddedilmiştir. Kemik dokusunda da abutment ve implantta olduğu gibi kuvvet iletimi açısından protetik materyalin belirgin bir etkisi bulunamamıştır. Bu sebeple ZLS seramiklerin yüksek ve yıkıcı kuvvet iletimi ile ilgili kurulan üçüncü hipotez de reddedilmiştir.

Kortikal kemiğin varlığı ve kalınlığı, kullanılan implantın çapı gibi özellikler sonlu elemanlar analizlerinin sonuçlarını etkileyecek önemli özelliklerdendir. Çalışmanın gereç ve yöntemi kurulurken detaylı bir literatür taraması yapılarak uygun materyaller uygun dizaynda belirlenerek çalışmaya dahil edilmiştir. Alveolar kemik kalitesinin periferel kemikteki maksimum ve minimum asal gerilme streslerini etkileyeceği açık olduğu için maksilla premolar bölgede tip 2 kortikal kemik modellenmiştir.^{203,204}

Titanyum-zirkonyum (Ti-Zr) 3,3 mm çaplı implantların, marjinal kemik seviyesi (MBL) ve klinik parametreler açısından titanyum (Ti) 4,1 mm çaplı implantlardan farklı performans gösterip göstermediğini değerlendiren 3 yıllık randomize kontrollü bir çalışmada anterior ve premolar bölgelerdeki tek kronların desteği için kullanılan 3,3 mm çaplı Ti-Zr implantlar, 3 yıllık klinik performans açısından 4,1 mm çapındaki Ti implantlardan farklılık göstermediği belirlenmiştir.²⁰⁵ Bir diğer implant destekli protez çalışmasında mandibular ikinci premolar ve birinci molar bölgesinde 3,26 mm çaplı parsiyel stabilize zirkonya implant tercih edilmiş ve bu sonlu elemanlar stres analizinde 2 mm kalınlığında kortikal kemik modellenmiştir.²⁰⁶

Bir başka sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında da kanselöz kemik etrafına 2 mm kalınlığında kortikal kemik modellenmiştir.²⁰⁷ Bu çalışmalardan yola çıkarak maksiller premolar bölgede kemik yapılarının ve anatomik yapıların durumu göz önüne alınmış ve Nobel Biocare implant sisteminin 3,75 mm çaplı titanyum implantı ve çevresinde 2 mm kalınlığında kortikal kemik modellenmiştir.

Literatürde implant destekli sabit protezler üzerine oblik ve vertikal oklüzal yüklemelerin kemik ve implantlardaki stres dağılımına etkilerinin sorgulandığı sonlu

elemanlar stres analizlerinde, en yüksek stres değerlerinin oblik kuvvetler altında olduğu gözlemlenmiştir.^{208,209} Bu sonuçlar, oblik kuvvetlerin implantlar ve peri-implant kemik dokuları üzerinde toleransı zor olan makaslama ve devrilme kuvvetleri yaratmasından kaynaklanabilir. Ağız içinde çok yönlü karmaşık yükler vardır ve çiğneme sırasında oluşan kuvvetler dişlere nadiren vertikal olarak iletilmektedir.

Geng ve ark.¹⁷⁶ sonlu elemanlar stres analizinde horizontal yüklerin göz ardı edilmesi gerektiğini belirtmiştir. Bu nedenle matematiksel analiz kullanan çalışmalar dikey ve oblik yüklemelere yönelmiştir.

Doğal dişlenmeye sahip kişilerde maksimum okluzal kuvvet miktarı molar bölgede 380N- 880 N arası değişim gösterirken premolar ve kesici dişler bölgesinde bu kuvvet 176-229 N arasına düşer.^{210,211} Ferrario ve ark.²¹² ise yaptıkları çalışmalarında doğal dentisyona sahip bireylerdeki ısırma kuvvetlerini, keserler bölgesinde 94-146 N saptarken, birinci premolar bölgesinde yaklaşık 179-254 N ve birinci molar bölgesinde 234-306 N olarak saptamışlardır.^{211,212} Bu çalışmaların ışığında tez çalışmamızda da yüksek stres değerleri elde edilen ve klinik gerçekliğe uygun oblik ve açılı kuvvet uygulaması tercih edilmiştir ve 30° açılı 150 N kuvvet uygulaması ile yükleme yapılmıştır.

Yapılan birçok sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında kuvvet uygulamaları direkt implant üzerinden²¹³ abutment üzerinden²¹⁴ veya kron restorasyonları üzerinden²¹⁵ yapılacak şekilde çeşitlilik göstermiştir. Bugüne kadar yapılan çalışmalar arasında kuvvetin uygulandığı yapılar açısından farklılıklar bulunsa da çiğneme kuvvetlerinin kron restorasyonları üzerinden uygulanmasının çok daha gerçekçi ve doğru sonuçlar sunacağı bildirilmiştir.²¹⁶ Bu nedenle tez çalışmamızda kuvvet kron restorasyonları üzerinden uygulanarak analizler gerçekleştirilmiştir.

İmplant tedavilerinin uzun, orta ve kısa dönem sağ kalımında en önemli etkenlerden biri de biyomekaniktir. Başarısızlık implant osteointegrasyonunun tamamlanamadığı durumları ifade etse de ilk bulgular implantın boyun bölgesinde kemik rezorpsiyonu ile baş gösterir. Kemik kaybının sebepleri multifaktöriyel

olabilir, bununla ilgili literatürde birçok in vivo ve in vitro çalışmalar yapılmıştır.

217,218

Dental implantlarda protez üzerine gelen kuvvetler periodontal ligament olmadığı için doğrudan kemiğe iletilir, bu nedenle okluzal aşırı yüklemekten kaçınmak ve protetik üst yapıya gelecek kuvvetleri implant uzun eksenine paralel hale getirmek biyomekanik açıdan ideal olandır.²¹⁹

Alveolar kemiğe iletilen kuvvetleri implant ve protez materyali, implant ve protez tasarımı, implant yüzey özellikleri, kron/implant oranı, parafonksiyonel aktivite, prematür kontaklar, okluzal tablanın genişliği gibi faktörlerin etkilediği yapılan araştırmalarda listelenmiştir.²²⁰ İmplant teknolojisindeki gelişmeler ile implantın fiziksel özelliklerinin osteointegrasyon üzerine olumsuz etkileri en aza indirilse de biyomekanik açıdan avantajlı abutment materyali ve protetik materyal seçeneklerini belirlemek, implant destekli sabit protetik tedavi için oldukça önemlidir.

Diş hekimliğinde bu konu ile ilgili çalışmalarda alveolar kemik, periodonsiyum komponentleri ve diş dokuları gibi canlı dokuların doğrudan ve birebir in vitro çalışmalara yansıtılması zor olabilmektedir. Bu yüzden canlı dokuların, bazı bilgisayar programları kullanılarak modele edilmesi ve böylece stres analiz yöntemleri ile biyomekanik analizlerinin yapılması tercih edilmektedir. Stres analiz yöntemlerinin doğruluğu, bilgisayar ortamına aktarılabilecek modellerin gerçeğe yakın geometriyle hazırlanmasına, tekniğin doğru kullanılmasına bağlıdır. Stres analizi için birçok yöntem kullanılabilir ve bu analiz yöntemlerinin birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Bu stres analiz yöntemlerinden; kırılma vernik metodu ile yapılan analizlerde sayısal veri elde edilememektedir, fotoelastik gerilme analizinde kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri gerçeği yansıtmamaktadır ve yine gerinim ölçüm yöntemi ise sadece ölçümleri yapan uçların temas bölgelerinde ölçüm yapmakla birlikte, lazer ışını ve radyotelemetri metotları ise uygulama zorluklarından dolayı çok fazla tercih edilmemektedir. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde; bütün halindeki model, parçalara ayrılarak her bir parça üzerinde analizler ile birtakım çözümlemeler elde edilir ve bu çözümlemeler sayısal denklemler ile birleştirilerek sonuçlar değerlendirilir.^{221,222} Bu yöntemlerin birbirleri

ile karşılaştırılmalarının yapıldığı çalışmalar sonucunda, sonlu elemanlar stres analizi metodunun diğer metotlara göre daha üstün olduğu belirtilmiştir.^{223,224}

Parametreleri standartlaştıran sonlu elemanlar stres analizi, karmaşık geometrilere biyomekanik davranışları değerlendirmek için uygun ve analitik bir yöntemdir.¹⁷⁶ Ayrıca, bu yöntemde iki ya da üç boyutlu modeller kullanılabilir. İki boyutlu yöntem uygulanarak yapılan modellemelerde elemanlar sadece iki boyutlu alana sahipmiş gibi değerlendirilirken, derinlik boyunca oluşabilecek değişimler göz önüne alınmaz. Düzlem dışı deformasyonlar, gerinimler ve gerilmeler önemsizdir ve yapay kısıtlamalar analizde daha fazla hataya neden olur. Bu nedenle, biyolojik veya biyoyumlu yapıları analiz etmek için 3 boyutlu modellerin kullanılması, elemanların 3 boyutlu hacme sahip olup her yönde değişimlerinin incelenmesi ile 2 boyutlu modellerden daha gerçekçi sonuçlar üretir.^{194, 225}

Sonlu elemanlar stres analizi, çeşitli dental implant tasarımlarının biyomekanik performanslarının değerlendirilmesinin yanı sıra, klinik faktörlerin de implant başarısı üzerindeki etkisini tahmin etmek için kapsamlı bir şekilde kullanılmaktadır. İmplant diş hekimliğinde SESA'nın temel teorisini, yöntemini, uygulamasını ve sınırlamalarını anlayan klinisyen SESA çalışmalarının sonuçlarını yorumlamada ve bu sonuçları klinik durumlara göre tahmin yürütme konusunda donanımlı olacaktır.¹⁷⁶

Diş hekimliğinde modellenen yapıların anatomisi nedeniyle üç boyutlu modellemeler gerçeğe daha uygun yapılar elde edilmesine olanak sağlar. Ayrıca kuvvetlerin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması nedeniyle stres dağılımı üç boyutlu analizlerde iki boyutlu analizlere göre daha doğru ve gerçekçi sonuçlar verir.²²⁶ Daha gerçekçi modelleme yapılması ve daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesi amacıyla bu çalışmada, üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde kullanılacak sayısal modelde gerçek cismin tamamının mı yoksa yalnızca çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerektiği tam olarak açıklığa kavuşmamıştır. Meijer ve ark'nın²²⁷ bu konuda yaptığı çalışmada, mandibulada mental foramenler arası bölgenin kullanıldığı modelin

yeterli olduğunu tüm mandibulanın modellenmesi yerine çalışma bölgesinin daha detaylı modellenmesinin daha az zaman alıcı ve kolay olması nedeniyle yeterli olacağını bildirmişlerdir.²²⁷

Benzer şekilde Teixeira ve ark,²²⁸ yapmış oldukları çalışmada farklı mezio-distal uzunluklara ve element sayılarına sahip 10 adet model üzerinde çalışmış ve implant yüzeyinden 4.2 mm'den uzak kalan kemik alanları üzerinde oluşan stres değerlerinin sonuçları anlamlı olarak etkilemediğini göstermiştir.²²⁸ Bu çalışmaların ışığında, tez çalışmamızda maksiller sağ 1. premolar bölgeyi içeren maksiller kortikal kemik modellemesinde 40x30x20 mm boyutlarında prizma şeklinde kemik modellemesi oluşturulmuş olup, protetik üst yapıları da içeren bölgenin modellenmesi tercih edilmiştir.

Doğada bulunan hiçbir materyal tamamen homojen, lineer ve izotropik değildir. Bir canlıya ait herhangi bir dokunun organik içyapısı ve izotropisi belli sınırlar içerisinde sayılamayacak kadar çok etkenle değişebilmektedir. Bu durumda malzemenin homojen ve izotrop olduğu düşünülüp, ortalama değerler kullanmak in vitro deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyecektir.²²⁹ Bu nedenle çalışmamızda kullanılan materyaller lineer, homojen ve izotropik olarak değerlendirildi.

Meijer ve ark,²²⁷ yaptıkları çalışmada gerçeğe yakın doğrulukta sonuçların elde edilebilmesini için oluşturulan modellerde en az 30 000 adet düğüm ve 200 000 adet elaman sayısı kullanılması gerektiğini vurgulamıştır. Bu bilgidен yola çıkılarak çalışmamızda kullanılan her bir model için en az adet 167 219 düğüm sayısı ve en az 901 202 adet eleman sayısı kullanıldı.²²⁷

İmplant destekli restorasyonlarda protetik restorasyonun başarısını etkileyen önemli bir faktör abutment dizaynı ve abutment materyalinin seçimidir. Özellikle anterior bölgede çalışıldığında estetik, en önemli belirteç haline gelmektedir.²³⁰ Vakaya uygun doğru abutment seçimi klinisyenin protetik restorasyona başlamadan önce vermesi gereken önemli bir karardır. Abutment seçimi konusunda implant sistemleri, klinisyene geniş bir yelpaze sunarak kişiye özel abutment seçimi ile

ortaya çıkacak maliyet artışı ve implant iç yapısına oturma sorununu elimine etmeye çalışmaktadırlar.⁸⁷

Stok implant abutmentları standart bir uzunluk ve çapta üretilmekte ve kişiye özel çözümlere izin vermemektedir. Bu titanyum abutmentlar, servikal bölgede çoğu zaman estetik sonuçlar sağlayabilse de dişetinden doğal çıkış profiline uygun restorasyonların yapılabilmesi için çoğunlukla prepare edilerek kullanılmaktadırlar. İnce dişeti biyotipine sahip olan bireylerde ve tam seramik restorasyonların tercih edildiği durumlarda, titanyum dayanaklar gri mat renkleri ve optik özellikleri nedeniyle estetik açıdan yetersiz kalmaktadırlar.⁶⁶ Bu sebeplerden dolayı günümüzde seramik implant dayanakları hekimlerin kullanımına sunulmuştur. Yukarıdaki bütün faktörlere rağmen titanyum abutmentlar, biyolojik ve kimyasal stabilite açısından ve mekanik avantajlarından dolayı halen altın standart olarak kabul edilmektedir.^{96,97}

Monolitik yitriya-zirkonya (Zir) implant çevresinde meydana gelen von Mises stresini (MPa) ve eşdeğer gerilimi titanyum implant (Ti) ile sonlu elemanlar stres analizini kullanarak karşılaştırmalı değerlendiren bir çalışmada Zir implantlar, oklüzal yüklemeye Ti implantlardan farklı yanıt vermiştir. Zir'den daha elastik bir malzeme olan Ti'nin, implant soketine toplam kuvvetin aktarılmasında Zir'e kıyasla daha fazla katkıda bulunduğunu öne sürmüştür. Bu nedenle, Ti implantlarla karşılaştırıldığında Zir implantlar, peri-implant kemik aşırı yüklenmesine ve ardından özellikle kortikal kemiğin labial-servikal yüksek stresli bölgelerinde kemik kaybına daha az eğilimli olabileceği vurgulanmıştır.²³¹ Benzer bir diğer çalışmada, kemikteki streslerin Zir implantlardan çok Ti implantlardan kaynaklandığı ve Zir implantların, Ti implantlardan daha düşük peri-implant strese neden olduğu vurgulanmıştır.²⁰⁷ Bu çalışmalarda zirkonyanın implant materyali olarak kullanılması sebebiyle direkt kıyas yapmamız mümkün olmasa da çalışmamızdaki sonuçlar ile paralel noktalar vardır. Tez çalışmamızda, titanyum ve titanyum base abutmentlar implanta kuvvet aktarımı konusunda zirkonyaya göre daha fazla stres iletiminde bulunmuştur. Kanselöz kemikte de aynı şekilde basma stresleri, titanyum base ve titanyum abutment kullanılan modellerde az da olsa daha yüksek belirlenmiştir. Zirkonyanın kuvvet iletimi açısından daha uygun olduğu söylenebilir.

Hasta başında simante edilen abutment ve kuronların başarısı, erişilmesi zor alanlarda kalan siman kalıntılarının neden olduğu dişeti ve peri-implant dokuların inflamasyonuna neden olabilir.²³² Bu sorunu çözmek için sulkustan uzak bölgede abutmentler ve kuronların bağlanmasını sağlayan vidalı ‘titanyum base’ler mevcuttur. Titanyum base ve implant platformu arasında uyum optimize edilmiş olur. Titanyum sistemler için vidaların ve implant parçalarının plastik deformasyonuna bağlı tanımlanan klasik başarısızlık modellerinin aksine, zirkonya sistemlerde yorulma kaynaklı oluşan çatlak başlangıcı ve ilerlemesi seramik yapının ince kısımlarında kırılmalara yol açmaktadır.^{233,234}

Abutment materyalinin stres dağılımı üzerindeki etkisini değerlendiren çalışmalar daha çok titanyum ve zirkonya abutmentlere odaklanmıştır ve sonuçlar çelişkilidir.^{215,235,236} Porselen abutment kullanımı özellikle üst anterior dişlerin restorasyonu için titanyum dayanağın estetik dezavantajını ortadan kaldırmıştır. Estetik üstünlüğü ortaya konan porselen abutmentlerle ilgili çalışmalar bazı fonksiyonel dezavantajları raporlamıştır.^{237,238} Geleneksel titanyum abutment ile karşılaştırıldığında zirkonya ve alümina abutmentler daha fazla kırılma eğilimine ve daha yüksek elastisite modülüne sahiptir, böylece vida ön yükü ve tork kaybını etkilemektedir. Porselen abutmentin elastisite modülü, implantın elastisite modülünden daha yüksektir. Böylece stres implant üzerinde daha fazla yoğunlaşacak vida gevşemesi ve implant kırılması riskini artıracaktır.²³⁷

Bizim çalışmamızda ise belirtilenin aksine zirkonya abutment kullanılan modellerde, implantlarda görülen von Mises stres değerleri daha düşük olmuştur. Bu sonuç, farklı protetik materyallerin stresi absorbe etmesi ve zirkonya abutmentin kuvveti kendi üzerinde yoğunlaştırması nedeniyle görülmüş olabilir. Dhingra ve ark.,²³⁹ döngüsel yüklemeden sonra zirkonya ve titanyum abutmentta tork kaybı açısından anlamlı fark olmadığını göstermiştir. İmplant-zirkonya abutment arasında bulunan debris, tork kaybını geciktirmeye ve bağlantıyı stabil tutmaya katkıda bulunabilir. Bu nedenle, zirkonya abutment klinik uygulamalar için önemli bir seçim olabilir.²³⁸ Çalışmamızda da zirkonya abutmentin bünyesinde stresi konsantre ettiği ve implanta iletilen stres miktarını azalttığı görülmüştür. Zirkonya abutmentta görülen en yüksek stres değeri PEEK-Zir grubunda (411,33 MPa) elde edilmiş olup bu değer

zirkonyanın 900-1200 MPa²⁴⁰⁻²⁴² olan eğilme dayanımının ve 2000 MPa²⁴² olan basma sıkıştırma dayanımının oldukça altındadır.

Önceki çalışmalar, titanyum base üzerine uygulanan zirkonya seramik kopingten oluşan abutmentlarda, kopingin seramik üst yapılara daha fazla destek verdiği ve base kısmının implant ile hassas bir uyum göstererek abutmentin kırılma direncini arttırdığını göstermişlerdir.^{243,244} Bu iki parçalı abutment tasarımının başarısının titanyum ve seramik parçalar arasındaki uyuma bağlı olduğu vurgulanmaktadır.²⁴⁵ Bununla ilgili yapılan bir mekanik ve sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, titanyum base ile desteklenmiş CAD/CAM zirkonya abutment ve zirkonya kronun, titanyum abutment ve zirkonya krona göre daha yüksek yorgunluk kırılma direnci değerleri gösterdiği bulgulanmıştır. Matematiksel analizde ise von Mises gerilimleri için titanyum dayanaklarda zirkonya ile karşılaştırıldığında streste bir artış olduğu gösterilmiştir.²⁴⁶

Glauser ve ark.²⁷ zirkonya seramik abutmentların tek üye implant destekli kronlarda 4 yıl süre ile sağ kalımını araştırdıkları çalışmalarında, zirkonya abutmentların anterior ve premolar bölgedeki restorasyonları destekleyebilecek dayanıklılığa sahip olduğunu, stabil kemik ve periodontal doku sonuçları gösterdiklerini belirtmiştir. Tek üye titanyum implant ve titanyum abutment, titanyum implant ve zirkonya abutment ve tek parça zirkonya implant kullanılarak stres dağılımının incelendiği çağlar ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada, zirkonya abutmentın kullanıldığı modellerde implantta düşük von Mises stres verileri ve kortikal kemikte de düşük basma stresleri gösterdiği bildirilmiştir.²³⁶ Benzer şekilde bizim çalışmamızda da, zirkonya abutment kullanılan modellerde implant üzerine gelen kuvvetler değerlendirildiğinde daha düşük stres dağılımı değerleri elde edilmiştir fakat zirkonya abutmentın kortikal ve kanselöz kemikte gösterdiği asal stresler diğer abutment materyallerinden çok farklı olmamıştır. Periferik kemikteki stres dağılımları tüm modellerde benzer olmuştur.

Kortikal ve kanselöz kemikte çekme ve basma kuvvetleri maksimum ve minimum asal gerilme stres analizi ile belirlenmiştir. Elde edilen asal gerilme stresleri değerlendirildiğinde kortikal kemikte kanselöz kemiğe oranla çok daha yüksek stresler görülmektedir.⁷³ Kortikal kemiğin elastisite modülü kanselöz kemikten daha yüksek olmakla birlikte bu durum kortikal kemiğin stresler altında

daha kuvvetli ve deformasyona karşı daha dirençli olmasını sağlamaktadır. Asal gerilme değerleri kemik implant arayüzünde kemik rezorbsiyonu ve fizyolojik kemik kaybına sebep olan risk göstergeleridir. İnsan kortikal kemiğinin çekme tipi streslere dayanımı 121-135 MPa arasında, basma tipi streslere dayanımı ise 167-205 MPa arasında değişmektedir. Kansellöz kemiğin ise stresler karşısında dayanımı daha düşüktür ve 1-20 MPa arasında değişmektedir.^{247,248} Çalışmamızdaki tüm stres değerleri kortikal kemik için bu değerlerin çok altında kansellöz kemik için ise verilen aralıkta kabul edilebilir derecede düşük bulunmuştur.

İmplantlara etki eden çiğneme kuvvetleri, proksimal kemikte istenmeyen streslere neden olabilir bu da kemik dokularda hasara ve implantların başarısızlığına sebebiyet verebilir. Himmlova ve ark. yaptığı çalışmada implantların hangi uzunluk ve çapının stresi dağıtmak için en iyi olduğunu belirlemek için implantların etrafındaki stres dağılımının araştırıldığı bir çalışmada maksimum gerilim alanlarının implant boyunun etrafında gözlendiği belirtilmiştir.²⁴⁹ Tez çalışmamızda da kortikal kemikteki stres dağılımına bakıldığında streslerin implant boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür, bu sonuç literatürde de kanıtlanmıştır.²⁵⁰ İmplant çevresinde periodontal ligamentin olmaması ve mikrohareketin sıfırlanması sonucu streslerin kortikal kemikte implant boyun bölgesinde yoğunlaştığı düşünülebilir.

Tez çalışmamızda implantların von Mises stres değerleri abutment ve restoratif kronlara göre daha yüksek bulunmuştur. Titanyumun gerilme dayanımı aralığı 860-965 MPa olarak belirlenmiştir.⁷³ Tüm modellerde titanyum implant (maksimum PEEK-Ti-Ba: 705,23 MPa) ve abutmentlarda (maksimum PEEK-Ti-Ba: 405,62 MPa; PEEK-Ti: 403,20 MPa) elde edilen stres değerleri bu eşik değerinin altındadır. Önceki çalışmalar, zirkonyanın 900-1200 MPa²⁴⁰⁻²⁴² eğilme mukavemetine ve 2000 MPa²⁴² basma direncine sahip olduğunu göstermiştir. Çalışmamızda zirkonya abutmentlarda elde edilen en yüksek von Mises değeri PEEK-Zir modelinde 411,33 MPa olmuştur, bu değer ifade edilen limit değerlerin oldukça altında kalmıştır. Bu sonuç çalışmada kullanılan kron-abutment kombinasyonlarında implant üzerinde herhangi bir başarısızlığa rastlanılmayacağını göstermektedir. Zirkonya, titanyum base ve titanyum estetik abutmentlar premolar bölgede kullanılabilir.

CAD/CAM ile üretilmiş implant destekli kronların başarısızlık yüklemesini (failure load) ve protez-implant-kemik kompleksi üzerindeki stres dağılımını monolitik ve veneer restorasyonlarda karşılaştıran Yeğin ve ark. yapmış olduğu çalışmada, veneer uygulamasının seramikler üzerinde farklı etkileri olduğu gösterilmiştir. Yeğin ve ark.³³ tarafından yapılan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve lityum disilikatın dahil edildiği bu çalışmada, her iki restoratif materyalin de implant destekli kronlarda biyomekanik açıdan uygun olduğu görülmüştür. Monolitik restorasyonlar implant ve kemik üzerindeki stres konsantrasyonunu azaltsa da farklı restoratif materyaller stres dağılımını etkilememiştir.³³ Bu çalışmanın sonuçlarına paralel olarak tez çalışmamızda da gerek ZLS ve lityum disilikat monolitik implant destekli kronlar gerekse çalışmaya dahil ettiğimiz diğer protetik materyaller (PEEK, rezin infiltre cam seramik) alveolar kemiğe, abutmenta ve implanta kuvvet iletimi açısından biyomekanik olarak uygun bulunmuştur. Çalışmamızda da veneer porselenin stres iletimi açısından olumsuz etkilerini elimine etmek için monolitik restorasyonlar tercih edilmiştir.

İmplant rehabilitasyonunda kron ve abutmentte kullanılacak en uygun restoratif materyale karar vermede klinisyenlere yardımcı olmak için yürütülen bir çalışmada zirkonya, krom-kobalt, lityum disilikat ve hibrit seramik restoratif kron materyalleri ve titanyum ve zirkonya abutment materyalleri çalışmaya dahil edilmiştir.²⁴² Bu çalışmanın sonuçlarına göre yüksek elastik modüllü kron materyalleri, yapısındaki stresi yoğunlaştırırken, abutmentlardaki stres değerlerini azaltabilmekte ve kemik yapısında stres farkına yol açmamıştır. Bu sonuç çalışmamızla kısmen örtüşmektedir, çalışmamızda hem implant ve abutment hem de kemikteki stres değerleri kron materyallerinin değişiminden dolayısıyla yüksek/düşük elastik modülden etkilenmemiştir. Datte ve ark.²⁴² bulmuş olduğu bu farklı sonuç, bahsedilen çalışmada sonlu elemanlar stres analizinin yanında gerinim ölçer (strain guide) analizinin de kullanılması ve molar kronuna daha yüksek (200 N) oklüzal kuvvet uygulanması nedeni ile doğmuş olabilir. Bu çalışmada elde edilen bir diğer sonuç ise tez çalışmamız ile paraleldir. Bu sonuç; zirkonya abutmentlerin daha fazla stres yoğunlaştırma eğiliminde olması ve mekanik sorunlara titanyumdan daha duyarlı olması şeklindedir.

Tez çalışmamızla paralel bir diğer çalışma da rezin matriks seramiklerin ve PEEK kişisel abutmentlerin biyomekanik davranışlarını implantlarda ve periferik kemikte stres dağılımı incelenmiş, restoratif materyaldeki değişiklikler implant ve periferik kemikte stres dağılımını etkilememiştir. Resin infiltrate cam seramik kronlarında düşük stres değerleri gözlenmiştir.²⁰² Tez çalışmamızda da kronların servikal basamak bölgesinde en düşük stres değerleri PEEK ve resin infiltrate cam seramiklerde görülmüştür. Bu durumun materyallerin düşük elastik modül değerlerine sahip olmasından ileri geldiği düşünülmektedir.

Duan ve Griggs'in ¹⁵⁴ lityum disilikat ve resin nanoseramik CAD-CAM kronlarda stres dağılımını inceledikleri çalışmalarında, resin nanoseramik materyallerin vertikal yükleme altında daha düşük stres değerleri gösterdiği bildirilmiştir. Çalışmamızda 30 derece oblik yükleme yapılmış olup kullanılan tüm abutment sistemlerinde Duan ve Griggs in çalışmasına benzer olarak resin infiltrate cam seramik kron stres değerleri monolitik lityum disilikat değerlerinden daha düşük bulunmuştur.

İmplant üstü kron restorasyonlarında stresin yoğunlaştığı alanlar bakımından tarama yapıldığında, von Mises stres değerlerinin restorasyonların ve altyapıların servikal bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür.^{236,251,252} Tez çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında restoratif kronlarda elde edilen stres değerleri en çok, kuvvetin uygulandığı lingual tüberkülde gözüксе de kuvvetin uygulandığı alanda en yüksek stres değerlerinin elde edilmesinin doğal bir sonuç olması nedeniyle bu bulgu değerlendirme dışı bırakılmıştır. En yüksek von Mises stres değerlerinin elde edildiği diğer alan ise abutmentin basamak kısmına oturan kronun servikal bölgesi olmuştur, bu sonuç diğer çalışmalar ile benzerdir.^{236,251,252}

Bu çalışmada kullanılan sonlu elemanlar stres analizi yönteminin limitasyonları çalışmanın sınırlandırmalarını oluşturmaktadır. Kullanılan kemik yapısının prizma şeklinde basitleştirilmesi, kullanılan protetik materyallerin ve abutment materyallerinin modellenmesi sırasında basite indirgenmesi bir takım sınırlandırmaları beraberinde getirmektedir. Kemik-implant-abutment-kron arası %100 bağlantı kabul edilmiş ve siman aralığı, PDL gibi etkenler devre dışı bırakılmıştır, bu kliniğe uygun bir durum değildir fakat günümüze süregelen bu

alışmalar kliniğe oldukça fazla ışık tutmuştur ve elde edilen sonuçların çoğu klinik randomize kontrollü çalışmalar ve dinamik matematiksel çalışmalar ile desteklenmiştir. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar kullanılan protetik materyal ve abutment materyalleri özelinde oluşan sonuçları ifade etmektedir. BilindiĐi gibi birçok protetik materyal ve abutment materyali ya da dizaynı mevcuttur, ileri çalışmalarda bu göz ardı edilen materyaller ya da protetik dizaynlar dahil edilerek çalışmalar çeşitlenebilir. Çalışmamızda statik yükleme tercih edilmiş ve hiçbir protetik komponentte başarısızlığa neden olacak stres değerklerine rastlanmamıştır. Bu çalışmanın evreni sabit tutularak dinamik yükleme ile elde edilen sonuçlar karşılaştırılabilir ve sonuçların doğruluğu teyit edilebilir. Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarından elde edilen sonuçların tam anlamıyla doğrulanabilmesi için mutlaka uzun vadeli klinik çalışmalara gereksinim vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile ; kron materyalleri olarak iki farklı zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik, bir lityum disilikat cam seramik, bir rezin infiltre cam seramik ve bir polietilen eter keton materyali kullanılarak üç farklı abutment sistemi olan; zirkonya estetik abutment, üniversal titanyum base abutment ve titanyum estetik abutment kullanılan maksiler sağ 1. premolar tek diş eksikliğinde uygulanan implant-abutment-kron kompleksi ile implant çevresi maksiller kortikal ve kanselöz kemik simülasyonları ile 15 adet sayısal modelleme üzerinde analiz yapıldı. Biyomekanik analiz sonuçları değerlendirildi. Analizlere göre;

Kron Protetik Restorasyonunda von Mises Stres değerlerinin incelenmesi;

1. Bütün modellerde lingual kasp bölgesinde yüksek stres oluşmaktadır.
2. Servikal basamak bölgesinde bütün modellerde stres gözlenmektedir.
3. Üniversal titanyum base abutment bulunan modellerde von Mises stres seviyesi düşük bulunmuştur.
4. PEEK modellerde krona lingual cup bölgesinde en yüksek stres değerleri gözlenirken diğer materyallerde birbirlerine yakın değerler elde edilmiştir.
5. Zirkonya estetik abutment ve Titanyum estetik abutment bulunan kron modellerde stres 599.80-612.48 MPa aralığında ve birbirlerine yakın seyretmektedir.
6. Servikal basamak bölgesinde en düşük stres PEEK kron materyali olan modellerde görülmüştür.

Abutment von Mises Stres değerlerinin incelenmesi;

7. Bütün modellerde en düşük stres titanyum estetik abutment modellerde oluşmuştur.
8. En yüksek stres zirkonya estetik abutment modellerde olmuştur.
9. Stres lokasyonu gingival 3 mm'lik alandır.
10. Abutmentların lingual yüzeyinde maksimum stres gözlenmiştir.
11. Yalnızca PEEK kron modellerde abutment gövdesinde stres gözlenmiştir.

İmplant von Mises Stres değerlerinin incelenmesi;

12. Bütün modellerde en düşük stres zirkonya estetik abutment bulunan modellerde olmuştur.
13. En yüksek stres Üiversal titanyum base abutment bulunan modellerde olmuştur
14. İmplantta meydana gelen stres kron materyallerinden etkilenmemiştir.
15. Stres lokasyonu implantın servikal ilk üç yiv kısmında tespit edilmiştir.
16. İmplant servikal ilk yiv maksimum stres değerini karşılamıştır.

Kortikal Kemik Maksimum Prinsipal Stres değerlerinin incelenmesi;

17. Kron materyallerinin farklı olması kortikal kemikte maksimum stres düzeyleri arasında farklılık oluşturmamıştır.
18. Sayısal değerlere göre stres yoğunluğunun kortikal kemikte azaldığı gözlemlenmiştir.
19. Stres bukkal, mezial ve distal kortikal kemik bölgesinde yoğunlaşmaktadır.

Kortikal Kemik Minimum Prinsipal Stres değerlerinin incelenmesi;

20. Kron materyallerinin farklı olması kortikal kemikte minimum stres düzeyleri arasında farklılık oluşturmamıştır.
21. Kortikal kemik için minimum stres değerlerinin düşük olduğu ve stres yoğunluğunun azaldığı gözlenmemiştir.

Kanselöz Kemik Maksimum Prinsipal Stres değerlerinin incelenmesi;

22. Kron materyallerinin farklı olması bakımından kanselöz kemikte meydana gelen maksimum stres düzeyleri arasında farklılık olmamıştır.
23. Kanselöz kemikte sayısal verilerin oldukça düşük olduğu ve stres yoğunluğunun azaldığı belirlenmiştir.

Kanselöz Kemik Minimum Prinsipal Stres değerlerinin incelenmesi;

24. Kron materyallerinin farklı olması kanselöz kemikte meydana gelen minimum stres düzeyleri arasında farklılık oluşturmamıştır.
25. Kanselöz kemik sayısal verilerinin düşük ve stres yoğunluğunun azaldığı gözlenmiştir.

İn vitro koşullarda yapılan biyomekanik ve dijital teknolojik analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde; araştırmanın sınırlamaları göz önünde bulundurularak maksiller 1. premolar tek diş eksikliği bulunan hastalarda tedavi protokolü olarak implantüstü kron restorasyonu önerilebilir. Bu kapsamda bone level implant, zirkonya estetik, titanyum estetik ve titanyum base abutmentlar önerilebilir. Kron restorasyonu olarak PEEK kron yüksek strese maruz kalmıştır. ZLS, IPS e. max CAD ve rezin infiltre cam seramik kronlarda benzer stresler olduğu için kron yapımında bu materyallerin kullanımı önerilebilir.

Araştırma sonuçlarının gelecek araştırmalar ile geliştirilmesinin ve farklı kemik türleri, farklı kuvvet uygulama prosedürleri eklenerek, implant ve abutment çeşitliliği artırılarak ilerletilmesinin bilimsel havuzu genişleteceği kanaati taşımaktayız.

7. KAYNAKÇA

- 1- Abou-Obaid AI, Al-Otaibi HN, Akeel RF. Effect of single off-axis implant placement on abutment screw stability under lateral loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016; 31: 520-526.
- 2- da Silva-Neto JP, Pimentel MJ, das Neves FD, Consani RLX, dos Santos MBF. Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. *Braz Oral Res* 2014; 28: 67-73.
- 3- Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant Dent* 2013, 22: 406-413.
- 4- Renda JJ, Harding AB, Bailey CW, Guillory VL, Vandewalle KS. Microtensile bond strength of lithium disilicate to zirconia with the CAD-on technique. *J Prosthodont* 2015;24(3):188-93.
- 5- Copeland, L. B., Krall, E. A., Brown, L. J., Garcia, R. I., Streckfus, C. F. Predictors of tooth loss in two US adult populations. *J. Public Health Dent*, 2004; 64(1): 31-37.
- 6- Carl E. Misch. *Dental Implant Prosthetics*. St.Louis: Mosby; Chapter 22, Maxillary Anterior Single- Tooth Replacement. 2005;. 368-413.
- 7- Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. Bone 28. Augmentation procedures in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(1):237- 59
- 8- Al-Quran, F. A., Al-Ghalayini, R. F., Al-Zu'bi, B. N. Single-tooth replacement: factors affecting different prosthetic treatment modalities. *BMC oral health*, 2011; 11(1): 1-7.
- 9- Prathyusha P, Jyoti S, Kaul RB, Sethi N. Maryland Bridge: An interim prosthesis for tooth replacement in adolescents. *Int. J. Clin. Pediatr. Dent*, 2011;4(2):135.
- 10- Vallittu, P. K., & Sevelius, C. (2000). Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *J Prosthet Dent*, 84(4): 413-418.
- 11- Meiers JC, Freilich MA. Chairside prefabricated fiber-reinforced resin composite fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2001; 32: 99-104.
- 12- Creugers NH, Kayser AF, van 't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol* 1994; 22: 448- 52.
- 13- Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 459-64.
- 14- Roberts D. The failure of retainers in bridge prostheses. An analysis of 2,000 retainers. *Br Dent J*. 1970;128:117-124.
- 15- Salinas TJ, Block MS, Sadan A. Fixed partial denture or single- tooth implant restoration? Statistical considerations for sequencing and treatment. *J Oral Maxillofac Surg* 2004; 62: 2-16.
- 16- Spear FM. The use of implants and ovate pontics in the esthetic zone. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29(2):72-4.

- 17- Lazzara RJ, Celletti R, Etienne D, Jansen C, Donath K. Clinical manual of implant dentistry. Oxford University Press New York, 2004.
- 18- Cehreli MC, Akca K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 24:513-519, 2004.
- 19- Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991; 25:889-902
- 20- Anner R, Grossmann Y, Anner Y, Levin L. Smoking, diabetes mellitus, periodontitis, and supportive periodontal treatment as factors associated with dental implant survival: a long-term retrospective evaluation of patients followed for up to 10 years. *Implant Dent.* 2010;19(1):57–64.
- 21- Dowell S, Oates TW, Robinson M. Implant success in people with type 2 diabetes mellitus with varying glycemic control: a pilot study. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(3):355–61.
- 22- Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL. Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20(4):569–77.
- 23- Zupnik J, Kim SW, Ravens D, Karimbux N, Guze K. Factors associated with dental implant survival: a 4-year retrospective analysis. *J Periodontol.* 2011; 82(10):1390–5.
- 24- Daubert DM, Weinstein BF, Bordin S, Leroux BG, Flemming TF. Prevalence and predictive factors for peri-implant disease and implant failure: a cross-sectional analysis. *J Periodontol.* 2015; 86(3):337–47.
- 25- Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz- Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD/CAM Dental Systems in Implant Dentistry: Update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009; 14:141- 5.
- 26- Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 80:184-92.
- 27- Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):285-90.
- 28- Döring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. *J Oral Implantol* 2004;30:198- 209
- 29- Kurbad A, Kurbad S. CAD/CAM-based implant abutments. *Int J Comput Dent.* 2013;16(2):125-41.
- 30- Çakırbay Tanış M, Eser K. Güncel CAD/CAM materyalleri. Özdemir AK, editör. Protetik materyaller ve güncel uygulamaları. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2020 p.10-6.
- 31- Camargos, G. D. V., do Prado, C. J., das Neves, F. D., de Mattias Sartori, I. A. Clinical outcomes of single dental implants with external connections: results after 2 to 13 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012; 27(4).

- 32- Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011; 27:83–96.
- 33- Yeğın, E., Atala, M. H. Comparison of CAD/CAM manufactured implant-supported crowns with different analyses. *Int J Implant Dent.* 2020; 6(1): 1-11.
- 34- Rammelsberg, P., Meyer, A., Lorenzo-Bermejo, J., Kappel, S., & Zenthöfer, A. Long-term chipping and failure rates of implant-supported and combined tooth–implant-supported metal-ceramic and ceramic fixed dental prostheses: A cohort study. *J Prosthet Dent,* 2021; 126(2): 196-203.
- 35- Erzincanlı A, Özkurt Kayahan Z, Kazazoğlu E. Protetik tedavide hibrit seramikler. Özdemir AK, editör. *Protetik Materyaller ve Güncel Uygulamaları*. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri 2020; 17-22.
- 36- Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2015;114: 364–6.
- 37- Deniz DD., Aktaş ÖÜG., Güncü ÖÜMB. CAD/CAM yüksek dayanımlı cam seramikler CAD/CAM high strength glass ceramics. *Yeditepe J Dent,* 2019; 15(2): 224-230.
- 38- Elsaka SE., Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016; 32(7): 908-914.
- 39- Özden S, Demir H. Polieter eter keton (peek) diş hekimliğinde yükselen materyal. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi* 2020; 2(2): 76-85
- 40- Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, et al. CAD/CAM-generated high density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int* 2012; 43: 457–67.
- 41- Araki H, Nakano T, Ono S, Yatani H. Three-dimensional finite element analysis of extra short implants focusing on implant designs and materials. *Int J of Implant Dent* 2020; 6(1): 1-10.
- 42- Bing L, Mito T, Yoda N, Sato E, Shigemitsu R, Han JM, et al. Effect of peri-implant bone resorption on mechanical stress in the implant body: in vivo measured load-based finite element analysis. *J. Oral Rehabil.* 2020; 47:1566–1573
- 43- Bulaqi H, Mashhadi M, Safari H, Samandari M, Geramipناه F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2015;113(6):548
- 44- da Rocha Ferreira JJ, Machado LFM, Oliveira JM, Ramos JCT. Effect of crown to implant ratio and crown height space on marginal bone stress: a finite element analysis. *Int J Implant Dent* 2021; 7(1): 1-15.
- 45- Christensen Gj: Elective vs. Mandatory Dentistry. *J Am Dent Assoc.* 2000, 131 (10): 1496-8.
- 46- Creugers NH, Kreulen CM, Snoek PA, De Kanter RJ. A systematic review of singletooth restorations supported by implants. *J Dent,* 2000, 28: 209-217
- 47- Edelhoff D, Spiekermann H, Yildirim M. Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. *Quintessence International.* 2001;32(4).

- 48- Güngör H, Tosun Baran İ, Keçeli H.G. fiber reinforced adhesive bridges: report of three cases. Turkish Journal of Clinics and Laboratory, 2017; 8(4): 211-216.
- 49- Zaimoglu A, Protezler Cgs. Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara; 2004.
- 50- Karaalioğlu A, Duymuş, Z. Y. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin sabit bölümlü protez yapımında kullanımları. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2008; (2): 70-77.
- 51- Briggs P, Ray-Chaudhuri A, Shah K. Avoiding and managing the failure of conventional crowns and bridges. Dental Update. 2012;39(2):78-84.
- 52- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 2003;90(1):31-41.
- 53- Cheung G, Dimmer A, Mellor R, Gale M. A clinical evaluation of conventional bridgework. J Oral Rehabil. 1990;17(2):131-6.
- 54- Özdemir N, Coşkun Akar G, Uluer H, Aksoy G. Sabit protetik restorasyonların sökümlü nedenleri ve yöntemlerinin değerlendirilmesi. EÜ Dişhek Fak Derg 2007; 28(2):169-177.
- 55- Özkurt Z, Kazazoglu E. Treatment modalities for single missing teeth in a turkish subpopulation: an implant, fixed partial denture, or no restoration. J Dent Sci 2010;5(4):183-8.
- 56- Ganz S. An implant restoration as the primary treatment alternative replacing a maxillary first bicuspid tooth. The Implant Society1992;3(4):2.
- 57- Scheller H, Urgell Jp, Kultje C, Klineberg I, Goldberg Pv, Stevenson-Moore P, Et Al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13(2):212-8.
- 58- Eklfeldt A, Fürst B, Carlsson Ge. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a retrospective and clinical follow-up study. Clin Oral Implants Res 2011;22(11):1308-14.
- 59- Jung RE , Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. Clin Oral Implants Res 2012; 23, 2-21.
- 60- Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (fdp s) after a mean observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res 2012; (23):22-38.
- 61- Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res. 2005; 16:26–35.
- 62- Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. J Oral Implantol. 2008; 34:1–6.
- 63- Tunalı, B.Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji. 2. Baskı. İstanbul. Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti 2000; 67-133
- 64- The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent. 2005; 94 (1): 10-92.

- 65- Yavuzylmaz H. Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü. Ankara: Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları; 2003.
- 66- Duymuş ZY, Güngör H. Dental implant materyalleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2013; 23(1): 145-152.
- 67- Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. Open Dent. J. 2014;8: 50–55
- 68- Misch CE. Dental Implant Prosthetics. 2 Edition, Chapter 4, Elsevier Health Sciences; 2014.
- 69- Pirjamalineisani A, Sarafbıdabad M, Jamshidi N, Esfahani F. A finite element analysis of post dental implant fixation in drilled mandible sites. Comput Biol. Med. 2017; 81: 159–166.
- 70- Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J Prosthet Dent. 1992; 68: 96-102.
- 71- Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio 1994; 78: 22-7.
- 72- Dorogoy A, Rittel D, Shemtov-Yona K, Korabi R. Modeling dental implant insertion. J Mech Behav Biomed Mater 2017; 68: 42-50.
- 73- Ko YC, Huang HL, Shen YW, Cai JY, Fuh LJ, Hsu JT. Variations in crestal cortical bone thickness at dental implant sites in different regions of the jawbone. Clin Implant Dent Relat Res 2017;19(3): 440-446.
- 74- Simsek B. Osseointegrasyon. Türkiye Klinikleri J Dental Sci,-Special Topics; 1(1), 2010.
- 75-Alshahrani NS, Abu-Nada L, Garcia-Luna JLR, Al-Hamed FS, Alamri A, Makhoul N, et. al. Ranitidine impairs bone healing and implant osseointegration in rats' tibiae. J Oral Maxillofacial Surg 2020; 78(11),1943-1952
- 76- Jacob SA, Nandini V, Nayar S, Gopalakrishnan A. Occlusal principles and considerations for the osseointegrated prosthesis. J Dental Med Sci. 2013;3(5):47-54.
- 77- Kuroshima S, Nakano T, Ishimoto T, Sasaki M, Inoue M, Yasutake M, Sawas T. Optimally oriented grooves on dental implants improve bone quality around implants under repetitive mechanical loading. Acta Biomater 2017; 48: 433–444.
- 78- Lee JH, Jeongb WS, Seo SJ, Kim HW, Kim KN, Choi EH, Kim KM. Non-thermal atmospheric pressure plasma functionalized dental implant for enhancement of bacterial resistance and osseointegration. Dent Mater 2017; 33(3): 257- 270.
- 79- Minatel L, Verrı FR, Kudo GAH, Almeida DAF,Batista VES, Lemos CAA, Pellizzer EP, Junior JFS. Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported prostheses. Mater Sci Eng C 2017; 71: 35–42.

- 80- Park JC, Baek WS, Choi SH, Cho KS, Jung UW. Long-term outcomes of dental implants placed in elderly patients: a retrospective clinical and radiographic analysis. *Clin Oral Implants Res* 2017; 28(2): 186-191.
- 81- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1986; 1: 11- 25
- 82- Manor Y, Simon R, Haim D, Garfunkel A, Moses O. Dental implants in medically complex patients-a retrospective study. *Clin Oral Investig* 2017;21(2): 701-708.
- 83- Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby 2005
- 84- Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. *Osseointegration in clinical dentistry*, Quintessence, 1985; 109-209.
- 85- Cosola S, Marconcini S, Boccuzzi M, Menchini Fabris GB, Covani U, Peñarrocha-Diogo M, Peñarrocha-Oltra D. Radiological outcomes of bone-level and tissue-level dental implants: systematic review. *Int J Environ Res* 2020; 17(18), 6920.
- 86- Mesquida J, Lozada JL, Al-Ardah A, Sun C-X, White SN, Sabeti MA. History of single implants. *Principles And Practice Of Single Implant And Restorations. Elsevier*, 2014; 1-11.
- 87- Vinhas AS, Aroso C, Salazar F, López-Jarana P, Ríos-Santos JV, Herrero-Climent, M. Review of the mechanical behavior of different implant–abutment connections. *Int J Environ Res* 2020; 17(22), 8685.
- 88- Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia As A Dental İmplant Abutment Material: A Systematic Review. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 299-309
- 89- O' Mahony A, MacNeill SR, Cobb CM. Desing features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int.* 2000; 31(4):249-56.
- 90- Yılmaz HG, Kurtulmuş Yılmaz S. Farklı abutment materyallerinin implant çevresi ve dokuların sağlığa etkileri. *EÜ Dişhek Fak Derg Dergisi* 2011; 32, 69–75.
- 91- Bae SY, Park JY, Jeong I Do, et al. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res* 2017; 61: 106–112.
- 92- Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custommade procera ceramic abutments for singleimplant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 626- 630.
- 93- Magne P, Magne M, Jovanovic SA. An esthetic solution for single-implant restorations - type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutmant: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 2-7.
- 94- Polat S, Tokar E. Güncel abutment materyalleri. Özdemir AK, editör. *Protetik materyaller ve güncel uygulamaları. Türkiye Klinikleri* 2020; 23-9.
- 95- Park JM, Lee JB, Heo SJ, Park EJ. A comparative study of gold UCLA-type and CAD/CAM titanium implant abutments. *J Adv Prosthodont* 2014; 6:46-52.

- 96-Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. Randomized- controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3- year results. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(8):802-8.
- 97-Craig RG, Powers JM *Restorative Dental Materials* Missouri, Mosby, 2002
- 98-ADA Council on Scientific Affairs. Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc* 2003; 134: 347-9.
- 99-Osman RB, Swain MV. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials* 2015; 8:932–58.
- 100-Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA. Biomedical applications of titanium and its alloys. *The Journal of the Minerals, Metal and Materials Society* 2008; 60: 46-49.
- 101-Steinemann S. Titanium -the material of choice? *Periodontology* 2000 1998; 17(1):7–21.
- 102-Del Castillo R, Chochlidakis K, Galindo-Moreno P, Ercoli C. Titanium nitride coated implant abutments: from technical aspects and soft tissue biocompatibility to clinical applications. a literature review. *J Prosthodont* 2021 Nov. doi: 10.1111/jopr.13446.
- 103-Andersson B, Taylor A, Lang B. et al. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 432-438
- 104-Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JJ. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:636-46
- 105-Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont*, 2010, 23: 299-309
- 106-Peng TY, Shih YH, Hsia SM, Wang TH, Li PJ, Lin DJ et. al. In vitro assessment of the cell metabolic activity, cytotoxicity, cell attachment, and inflammatory reaction of human oral fibroblasts on polyetheretherketone (PEEK) implant–abutment. *Polymers* 2021;13(17): 2995
- 107-Alonso-Pérez R, Bartolomé JF, Fraile C, Pradies G. Original vs Non-Original “Cast-To” Gold Abutment-Implant Connection: Analysis of the Internal Fit and Long-Term Fatigue Performance. 2020; doi:10.21203/rs.3.rs-42021/v1
- 108-Bassi MA, Bedini R, Pecci R, Ioppolo P, Laritano D, Carinci F. Mechanical properties of abutments: Resin-bonded glass fiber-reinforced versus titanium. *Int J Prosthodont* 2016; 29(1): 77-79.
- 109-Kalaigian P, Mohan JS, Jayakumar A. Assessment of oral health-related quality of life for complex mandibular defects rehabilitated with computer-guided implant restoration. *J Intl Soc Prev Community Dent* 2018; 8(3):277–81.
- 110-Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63: 22-32.
- 111-Yüzügüllü B, Avcı M. Maksiller anterior bölgede estetik implant dayanak seçimi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 2008, 2 (2): 116-122.

- 112-Carvalho VF, Soares PB, Verissimo C, Pessoa RS, Versluis A, Soares CJ. Mouthguard biomechanics for protecting dental implants from impact: experimental and finite element impact analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018; 33(2):335–43.
- 113-Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol* 2011; 37(sp1):174-82.
- 114-Sadan A, Blatz MB, Salinas TJ, Block MS. Single-implant restorations: a contemporary approach for achieving a predictable outcome. *J Oral Maxillofac Surg* 2004; 62:73-81.
- 115-Ruales-Carrera E, Pauletto P, Apaza-Bedoya K, Volpato CA, Özcan M, Benfatti CA. (2019). Peri-implant tissue management after immediate implant placement using a customized healing abutment. *J Esthet Restor Dent* 2019; 31(6): 533-541.
- 116-Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EV, Bonatto Lda R, dos Santos DM. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg* 2015; 19: 229–242.
- 117-Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcon-Antenucci RM, de Carvalho PS, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: 142 analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol* 2013; 39: 425- 431.
- 118-Schwarz F, Hegewald A, Becker J. Impact of implant-abutment connection and positioning of the machined collar/microgap on crestal bone level changes: A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25: 417–425.
- 119-Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 51–55.
- 120-Aykent F, Özdoğan MS, Soğancı G. İmplantüstü protezlerde oklüzyon. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics* 2017;3(1):13-21.
- 121-Yilmaz B, Salaita LG, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Load to failure of different zirconia abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent* 2015; 114(3), 373-377.
- 122-Zarb G, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-94.
- 123-Carlson B, Carlsson G. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90-4.
- 124-Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:719-28.
- 125-Korsch M, Walther W, Bartols A. Cement-associated peri-implant mucositis. A 1-year follow-up after excess cement removal on the peri-implant tissue of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017; 19(3): 523-529.

- 126- Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part 1. *J Prosthet Dent* 1992;68:737-41.
- 127-Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:169-78.
- 128-Çetindağ MT, Ayşef M. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2016; 26(3): 524–533.
- 129-Kim SH, Choi YS, Kang KH, Att W. Effects of thermal and mechanical cycling on the mechanical strength and surface properties of dental CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2021; doi:10.1016/j.prosdent.2020.11.014
- 130-Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011; 56:97-106.
- 131-Ting-shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont* 2015;24(4):313-21.
- 132-Galhano GÁP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg* 2012; 23(6): 575–579.
- 133-Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res* 2016; 60(2): 72–84.
- 134-Blatz MB, Conejo J. The current state of chairside digital dentistry and materials. *Dental Clinics* 2019; 63(2): 175–197.
- 135-Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(9):702-4.
- 136-Freedman M, Quinn F, O'Sullivan M. Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. *J Ir Dent Assoc* 2007;53(1).
- 137-Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):1289-96.
- 138-Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et.al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* 2017; 33(1): 84–98.
- 139-Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *J Am Dent Assoc* 2001;132(9):1301-03.
- 140-Ahmed KE, Wang T, Li KY, Luk WK, Burrow MF. Performance and perception of dental students using three intraoral CAD/CAM scanners for full-arch scanning. *J Prosthodont Res* 2019; 63(2):167-72.
- 141-Dutton E, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Culp A, Kessler R, Renne W. The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners. *J Esthet Restor Dent* 2020; 32(2):204-18.
- 142-Yenice N, Koçak Büyükdere A. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tam seramik bloklar ve endikasyonları. *Dental and Medical Journal-Review* 2020; 2(1): 1-15.

- 143-Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015;28(3):227–235.
- 144-Şen N, Tuncelli B. CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri Dishekimliği Bilimleri Dergisi* 2017; 23(2).
- 145- Ivoclar Vivadent A. Scientific documentation IPS e. max® CAD. Liechtenstein: Ivoclar Vivadent, 2005.
- 146-IPS e.max CAD Monolithic Solutions Chairside Instructions for Use. Ivoclar Vivadent AG, 9494 Schaan, Liechtenstein. 2017-02; [www. ivoclarvivadent.com](http://www.ivoclarvivadent.com) Erişim Tarihi 30.12.2021
- 147-Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, Trisi P, Caputi S. The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dent Mater J* 2016; 35(5): 748-755.
- 148-Vita Suprinity CAD/CAM Restorative. Vita Suprinity Brochure. Available at: [https://www.vita-zahnfabrik.com/en/ VITA-SUPRINITY-14036.html](https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-14036.html). Erişim tarihi: 28.12.2021
- 149-Sartori N, Tostado G, Phark J, Lin R, Duarte S. CAD/CAM high strength glass ceramics. *Quintessence of Dental Technology*. 2015; 38: 39-54.
- 150-The new DNA of high-strength glass ceramics, Celtra Duo. Dentsply 2013
- 151-Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer infiltrated ceramic network materials. *Dent Mater*. 2013;29(4):419- 26.
- 152-Swain M, Coldea A, Bilkhair A, Guess P. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater* 2016; 32: 34-42.
- 153-Shetty R, Shenoy K, Dandekeri S, Suhaim KS, Ragher M, Francis J. Resin-matrix ceramics: an overview. *Int J Cur Sci Res* 2015; 6: 7414-7417.
- 154-Duan Y, Griggs JA. Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: Glass ceramic vs. polymer-matrix composite. *J Dent* 2015;43: 742-749.
- 155-Panayotov IV, Orti V, Cuisinier F, et al. Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. *J Mater Sci* 2016; 27(7): 1-11.
- 156-Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J* 2013;32(3):441-8.
- 157-Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *J Prosthet Dent* 2017;117(3): 419-25.
- 158-Benakattı VB, Sajjanar JA, Acharya A. Polyetheretherketone (PEEK) in Dentistry. *J Clin Diagn Res* 2019;13(8):10-12
- 159-Sandler J, Werner P, Shaffer MSP, Demchuk V, Altstädt V, Windle AH. Carbonnanofibre-reinforced poly (ether ether ketone) composites. *Compos Part A Appl* 2002; 33: 1033-1039

- 160-Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2012; 100: 1044-1052.
- 161-Bötel F, Zimmermann T, Sütel M, Müller WD, Schwitalla AD. Influence of different low-pressure plasma process parameters on shear bond strength between veneering composites and PEEK materials. *Dent Mater* 2018; 34(9), e246-e254.
- 162-Neumann EAF, Villar CC, França FMG. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res* 2015; 28(1): 1-5.
- 163-Çulhaoğlu AK, Özkır S, Türkkal F. Polieter Eter Keton (Peek) ve Dental Kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2019; 29(4): 711-718.
- 164-Malo P, de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, et al. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20: 692–702
- 165-Ierardo G, Luzzi V, Lesti M, et al. Peek polymer in orthodontics: A pilot study on children. *J Clin Exp Dent* 2017; 9: e1271–e1275.
- 166- Lee KS, Shin JH, Kim JH, Lee WC, Shin SW, Lee JY. Biomechanical evaluation of a tooth restored with high performance polymer PEKK post-core system: A 3D finite element analysis. *Biomed Res Int* 2017; 1–9 doi: <https://doi.org/10.1155/2017/1373127>
- 167-Prechtel A, Stawarczyk B, Hickel R, et al. Fracture load of 3D printed PEEK inlays compared with milled ones, direct resin composite fillings, and sound teeth. *Clin Oral Investig*. Epub ahead of print 27 January 2020 doi: 10.1007/s00784-020-03216-5.
- 168-EL Morsy OA, Barakat A, Mekhemer S, et al. Assessment of 3-dimensional bone augmentation of severely atrophied maxillary alveolar ridges using patient-specific poly ether-ether ketone (PEEK) sheets. *Clin Implant Dent Relat Res* 2020; 22: 148–155.
- 169-Özden S, Demir H. Polieter Eter Keton (Peek) Diş Hekimliğinde Yükselen Materyal. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi* 2020; 2(2), 76-85.)
- 170-Ramoğlu S, Oğuz O. Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2014; 24(3): 175-180.
- 171-Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *J Dent Res* 1968; 47(3): 427-432.
- 172-Soykan E, Eskitaşçioğlu G, Ünsal E, Bağış N. Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları *European Annals of Dental Sciences* 2013; 40: 87-95.
- 173-Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res*. 1976; 55: 772-7.

- 174-Küçük Kurt, S. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2019; 29(4): 701-710.
- 175-Logan DL. First course in the finite element method 5th edition, Nelson Education Ltd, 2007 ; 1-27.
- 176-Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85:585-98.
- 177-Taşkınsel E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2014; 24(8): 131-135.
- 178- Moratal D. Finite element analysis, Sciyo, 2010, s:43-103.
- 179-Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. J Clin Pediatr Dent 2010;34(3):281-5.
- 180-Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e: Pearson Education India; 2011.
- 181-Ebrahimi F. Finite Element Analysis: New Trends And Developments: Intech; 2012.
- 182-Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin. Oral Implants Res 2002; 13(3): 334-341.
- 183-Akça K, Iplikçioğlu H . Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. J Oral Rehabil 2002; 29(4): 350-356.
- 184-Reddy MS, Sundram R, Abdemagyd HAE. Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. J Pharm Bioallied Sci 2019;11(2):85.
- 185-Gümrükçü Z, Kurt S. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2019; 29(3): 534-541.
- 186-Aidsman IK. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent 1977; 38(1):83
- 187-Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials-e-Book (13th ed): Elsevier Health Sciences, USA; 2012.
- 188-Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi. Dental Journal Of Dicle 2010; 11: 18-23
- 189-Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara 1993; 515.
- 190-Natali AN, Hart RT, Pavan PG, Knets I. Mechanics of bone tissue. Dental biomechanics London: Taylor & Francis 2003; 1–19.
- 191-Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. J Dent 2008; 36:463-71.
- 192-Avallone E, Baumeister T, Sadegh A. Marks' standard handbook for mechanical engineers. 11 ed. New York: McGraw-Hill; 2006.

- 193-Yue X, Wang L, Wang R, Zhou F. Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater. *Finite Element Analysis 1*, IntechOpen, 2010
- 194-DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000; 26: 77-81
- 195-Kutz M. Mechanical Engineers' Handbook, Volume 1: Materials And Engineering Mechanics, 4th edition , John Wiley- Sons; 2015.
- 196-Shigley JE. Shigley's mechanical engineering design, 9th edition, Tata McGraw-Hill Education; 2011.
- 197-Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *J Oral Rehabil* 2003;30(1):60-7
- 198-Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater* 2017;33(1): 99-109.
- 199-Sevimay M, Turhan F, Kılıcarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 227-234.
- 200- Gulec L, Ulusoy N. Effect of endocrown restorations with different CAD/CAM materials: 3D finite element and weibull analyses. *Biomed Res Int* 2017;5638683 doi:10.1155/2017/5638683
- 201-Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants—CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin implant Dentistry Relat Res* 2010;12(3): 219-234.
- 202-Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 2018; 119(3): 437-445.
- 203-Bagcı L, Cappelloni I, Girolama MD, Macerı F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008; 100: 422-431.
- 204-Medetalibeyoğlu F, Kaymaz I, Korkmaz IH, Dağsuyu, IM, Akpınar N. Mini vida yerleştirilmiş mandibulada kortikal kemik kalınlığına bağlı olarak gerilmelerin incelenmesi. *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi* 2012; 16(3): 294-302.
- 205-Ioannidis A, Gallucci GO, Jung RE, Borzangy S, Hämmerle CH, Benic GI. Titanium-zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 3-year results of a randomized controlled clinical study. *J Clin Periodontol* 2015 Nov;42(11):1060-70.
- 206-Choi AH, Matinlinna J, Ben-Nissan B. Effects of micromovement on the changes in stress distribution of partially stabilized zirconia (PS-ZrO₂) dental

- implants and bridge during clenching: a three-dimensional finite element analysis. *Acta Odontol Scand* 2013;71(1):72-81.
- 207-Gujjarlapudi MC, Nunna NV, Manne SD, Sarikonda VR, Madineni PK, Meruva RN. Predicting peri-implant stresses around titanium and zirconium dental implants-a finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc* 2013;13(3):196-204.
- 208-Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(3): 391-403.
- 209-Desai SR, Karthikeyan I, Gaddale R. 3D finite element analysis of immediate loading of single wide versus double implants for replacing mandibular molar. *J Indian Soc Periodontol* 2013;17(6):777-83.
- 210-Wakimoto M, Matsumura T, Ueno T, Mizukawa N, Yanagi Y, Iida S. Bone quality and quantity of the anterior maxillary trabecular bone in dental implant sites. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(11): 1314-1319.
- 211-Karakurt M. Farklı üst yapı materyalleri ile hazırlanan implant üstü sabit köprü protezlerinin implant, abutment, vida ve kemik üzerindeki stres dağılımının sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelenmesi, Uzmanlık tezi, Dicle Üniversitesi, Diyarbakır, 2018.
- 212-Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004; 31(1): 18-22.
- 213-Tabata LF, Rocha EP, Barão VA, Assunção WG. Platform switching biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(3): 482-91.
- 214-Akça K, Eser A, Çavuşoğlu Y, Sağırkaya E, Çehreli CM. Numerical assessment of bone remodeling around conventionally and early loaded titanium and titanium-zirconium alloy dental implants. *Med Biol Eng Comput* 2015; 53: 453-462.
- 215-Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Cury AADB, Henriques GEP. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2014; 112:1096-102.
- 216-Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017; 22(2): 301-09.
- 217-Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; 23(3): 104-11.
- 218-Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3(3): 104-11.
- 219-Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77(1):28-35.

- 220-Vanlıoğlu B, Özkan Y, Özkan YK, İmplant destekli restorasyonlarda oklüzyon. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2011; (4): 57-64.
- 221-Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Yayınları, 2010; Bölüm 5: 94-120.
- 222-Güngör M, Dünder M, Artunç C, Dişhekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. EÜ Dişhek Fak Derg 2005; (26):107-116
- 223- Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2006; 9(4): 257-270.
- 224-DeVree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. J Oral Rehabil 1983; 10(6): 505-517.
- 225-Karayazgan-Saracoglu B, Zulfikar H, Atay A, Gunay Y. Treatment outcome of extraoral implants in the craniofacial region. J Craniofac Surg 2010; 21(3): 751-758.
- 226-Fischer K, Stenberg T. Early loading of ITI implants supporting a maxillary fullarch prosthesis: 1-year data of a prospective, randomized study. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; (19): 374-381.
- 227-Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, Steen WHA . A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehabil 1993; 20(2):147-57.
- 228-Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi. N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements models for implant biomechanics. J Oral Rehab 1998;25(4): 299-303
- 229-Pamir A, Yurdukoru B, Eskitaşçıoğlu G. Düz ve eğimli dental implantlar üzerinde fonksiyonel kuvvetlerin etkisinin araştırılması Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 1996; 23: 81-85
- 230-Şen N, Us YÖ. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar için dayanak seçimi. Türkiye Klinikleri J Dental Sci 2019; 25(1): 104-112.
- 231-Talmazov G, Veilleux N, Abdulmajeed A, Bencharit S. Finite element analysis of a one-piece zirconia implant in anterior single tooth implant applications. PLoS One. 2020; Feb 24;15(2):e0229360 doi:10.1371/journal.pone.0229360
- 232-Wasiluk G, Chomik E, Gehrke P, Pietruska M, Skurska A, Pietruski J. Incidence of undetected cement on CAD/CAM monolithic zirconia crowns and customized CAD/CAM implant abutments. A prospective case series. Clin Oral Implants Res 2016; 28(7):774-778
- 233-Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. J Dent 2014; (42):1019-1026.
- 234-Foong JKW, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. J Prosthet Dent 2013;109:304-12.
- 235-Peixoto HE, Bordin D, Del Bel Cury AA, da Silva WJ, Faot F. The role of prosthetic abutment material on the stress distribution in a maxillary single implant-supported fixed prosthesis. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl 2016;65:90-6.

- 236-Çaglar A, Bal BH, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy S. Three dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26:961-9.
- 237-Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20:1-25.
- 238-Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31:338-345.
- 239-Dhingra A, Weiner S, Luke AC, Ricci JL. Analysis of dimensional changes in the screw and the surface topography at the interface of a titanium screw and a zirconia abutment under cyclic loading: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:661-669.
- 240-Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2009; 88(2): 519-29.
- 241-Osman RB, Elkhadem AH, Ma S, Swain MV. Titanium versus zirconia implants supporting maxillary overdentures: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(5): e198-208.
- 242- Datte CE, Tribst JP, Dal Piva AO, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista AM, et al. Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent* 2018; 10(5):e439-e44.
- 243-Chun HJ, Yeo IS, Lee JH, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Han JS, Lee SJ. Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015, 30: 346-350.
- 244-Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 921-927.
- 245-Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30: 546-554.
- 246-Giner S, Bartolomé JF, Gomez-Cogolludo P, Castellote C, Pradíes G. Fatigue fracture resistance of titanium and chairside CAD-CAM zirconia implant abutments supporting zirconia crowns: An in vitro comparative and finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 2021;125(3):503.e1-503.e9.
- 247-Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16: 722-730.
- 248-Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 1975; 8: 393-405.
- 249-Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91(1):20-5.
- 250-Meijer HJ, Starman FJ, Steen WH, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 1996; 23:757-63.

- 251-Eskitařcioęlu G, Üřümez A, Sevimay M, Soykan E, Ünsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses ansupporting bone: A three dimensional finite element study. J Prosthet Dent 2004; 91:114-50.
- 252-Çelik E. Dinamik yükleme yapılan kısa implantlarda kron/implant oranının stres dağılımına etkisinin incelenmesi. Doktora tezi. Ankara Üniversitesi, Ankara, 2012

