

ŒEHRIZE DILARA UÇUZ

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2021



**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZ UYGULAMALARINDA
KULLANILAN MATERYALLERİN İMLANT VE KEMİK DESTEĞİNE
ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİYLE İNCELENMESİ**

ŞEHRİZE DİLARA UĞUZ

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. VOLKAN TURP**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2021

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	Error! Bookmark not defined.
BEYAN.....	Error! Bookmark not defined.
İTHAF.....	Error! Bookmark not defined.
TEŞEKKÜR.....	Error! Bookmark not defined.
İÇİNDEKİLER	i
TABLolar LİSTESİ.....	iii
ŞEKİLLER LİSTESİ	iv
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	viii
ÖZET	ix
ABSTRACT.....	x
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Diş Hekimliğinde Sabit Protetik Tedavi	3
2.1.1. Diş Eksikliği Sonucu Tedavi Planlaması.....	3
2.2. Diş Hekimliğinde İmplant	5
2.2.1. Diş Eksikliğine Bağlı Doku Kayıpları	7
2.2.2. Doğal Diş Ve İmplant	8
2.2.3. İmplant Biyomekaniği	13
2.2.4. İmplant Diş Hekimliğinde Protetik Seçenekler	22
2.3. Seramikler	24
2.3.1. Cam Matris İçeren Seramikler	25
2.3.2. Cam İnfiltrat Seramikler	27
2.3.3. Polikristalin Seramikler	28
2.3.4. Reçine-Matris İçeren Seramikler	32
2.4. CAD/CAM Sistemleri.....	33
2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Bileşenleri	34
2.5. Stres Analizi Değerlendirme Yöntemleri	35
2.5.1. Sonlu Elemanlar Analizi	35
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	37
4. SONUÇLAR.....	49

5. TARTIŞMA	73
6. KAYNAKÇA.....	83
ETİK KURUL KARARI	99
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	100
ÖZGEÇMİŞ	Error! Bookmark not defined.



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Kullanılan materyallerin elastik modül ve poisson oranları	38
Tablo 3-2: Modellerin düğüm ve eleman sayıları.....	40
Tablo 4-1: İmplantlarda oluşan en yüksek Von Mises gerilme değerleri (MPa).....	69
Tablo 4-2: Kortikal kemik dokuda meydana gelen en yüksek çekme ve baskı gerilme değerleri (MPa)	70
Tablo 4-3: Süngerimsi kemik dokuda meydana gelen en yüksek çekme ve baskı gerilme değerleri (MPa)	70
Tablo 4-4: Protetik yapılarda oluşan en yüksek Von Mises gerilme değerleri (MPa) ...	71

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3-1: Optik tarayıcı (Activity 880 Smart Optics, Sensortechnik GmbH, Bochum, Germany)	38
Şekil 3-2: Kullanılan elemanların uzaydaki konumları ve eleman sayıları	39
Şekil 3-3: Model 1(Boyun kısmı kemik seviyesinde bulunan implant destekli köprü protezleri)’e ait implant, abutment, köprü protezi	41
Şekil 3-4: Model 2 (Çene kemiğinin 3 mm rezorbe olarak modellendiği implant destekli kuron protezleri)’ye ait implant, abutment, kuron protezi	41
Şekil 3-5: Modellenen implant, abutment ve vida görüntüleri.	42
Şekil 3-6: Modellemede kullanılan çene kemiğine ait tomografi görüntüleri.	43
Şekil 3-7: Kortikal kemik doku modellemesi; rezorbe olmayan (a) ve olan (b)	44
Şekil 3-8: Süngerimsi kemik doku modellemesi; rezorbe olmayan (a) ve olan (b)	44
Şekil 3-9: Belirlenen kuvvet uygulama noktaları	44
Şekil 3-10: Birinci modele ait görseller	45
Şekil 3-11: Kuvvetin açılı (a,c,d) ve dik (b) uygulanma doğrultusu	45
Şekil 3-12: İkinci modele ait görseller.....	46
Şekil 3-13: Kuvvetin açılı (b,c,d) ve dik (a) uygulanma doğrultuları.....	46
Şekil 4-1: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.	49
Şekil 4-2: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme (a) ve baskı (b) gerilme değerleri şekildeki gibidir.	49
Şekil 4-3: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme (a) ve baskı (b) gerilme değerleri şekildeki gibidir.	50
Şekil 4-4: Birleşik olarak modellenmiş protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.....	50
Şekil 4-5: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir	50
Şekil 4-6: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme (a) ve baskı (b) gerilme değerleri şekildeki gibidir.	51
Şekil 4-7: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme (a) ve baskı (b) gerilme değerleri şekildeki gibidir.	51
Şekil 4-8: Birleşik olarak modellenmiş protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.....	51
Şekil 4-9: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.	52

Şekil 4-10: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.....	52
Şekil 4-11: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme (a) ve baskı (b) gerilme değerleri şekildeki gibidir.	52
Şekil 4-12: Ayrı modellenen protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.....	53
Şekil 4-13: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.	53
Şekil 4-14: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.....	53
Şekil 4-15: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme (a) ve baskı (b) gerilme değerleri şekildeki gibidir.	54
Şekil 4-16: Ayrı modellenen protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.....	54
Şekil 4-17: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri verilmiştir.....	54
Şekil 4-18: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.	55
Şekil 4-19: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.	55
Şekil 4-20: Birleşik modellenen protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir....	55
Şekil 4-21: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.	56
Şekil 4-22: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.	56
Şekil 4-23: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.	56
Şekil 4-24: Birleşik modellenen protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir....	56
Şekil 4-25: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.	57
Şekil 4-26: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.	57
Şekil 4-27: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.	57
Şekil 4-28: Ayrı modellenmiş protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir...	58
Şekil 4-29: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.	58
Şekil 4-30: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.	58

Şekil 4-31: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.	59
Şekil 4-32: Ayrı modellenmiş protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir... 59	59
Şekil 4-33: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.	59
Şekil 4-34: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.	60
Şekil 4-35: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.	60
Şekil 4-36: Birleşik modellenen protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir....	60
Şekil 4-37: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.	61
Şekil 4-38: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.	61
Şekil 4-39: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.	61
Şekil 4-40: Birleşik modellenmiş protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir..	61
Şekil 4-41: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.	62
Şekil 4-42: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.	62
Şekil 4-43: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.	62
Şekil 4-44: Ayrı modellenen protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir....	63
Şekil 4-45: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri verilmiştir.....	63
Şekil 4-46: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.	63
Şekil 4-47: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.	64
Şekil 4-48: Ayrı modellenmiş protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir...	64
Şekil 4-49: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri verilmiştir.....	64
Şekil 4-50: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.	65
Şekil 4-51: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.	65
Şekil 4-52: Birleşik modellenen protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir....	65

Şekil 4-53: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.	66
Şekil 4-54: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değeri şekildeki gibidir.	66
Şekil 4-55: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değeri şekildeki gibidir.	66
Şekil 4-56: Birleşik modellenen protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir...	66
Şekil 4-57: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.	67
Şekil 4-58: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değeri şekildeki gibidir.	67
Şekil 4-59: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değeri şekildeki gibidir.	67
Şekil 4-60: Ayrı modellenmiş protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir...	68
Şekil 4-61: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri verilmiştir.....	68
Şekil 4-62: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değeri şekildeki gibidir.	68
Şekil 4-63: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değeri şekildeki gibidir.	69
Şekil 4-64: Ayrı modellenmiş protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir...	69
Şekil 4-65: İmplantlarda oluşan en yüksek Von Mises gerilme değerlerinin karşılaştırılması (MPa).....	70
Şekil 4-66: Dik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal ve süngerimsi kemik dokularda meydana gelen baskı ve çekme gerilme değerlerinin karşılaştırılması (MPa)	71
Şekil 4-67: Açılı kuvvet uygulanması sonucu kortikal ve süngerimsi kemik dokularda meydana gelen baskı ve çekme kuvvetlerinin karşılaştırılması (MPa).....	71
Şekil 4-68: Protetik yapılarda meydana gelen en yüksek Von Mises gerilme değerlerinin karşılaştırılması (MPa).....	72

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

CAD-CAM	: Bilgisayar destekli tasarım-Bilgisayar destekli üretim
SiO ₂	: Silisyum dioksit
Na ₂ O	: sodyum oksit
K ₂ O	: Potasyum oksit
Al ₂ O ₃	: Aluminyum oksit
MPa	: Megapaskal
GPa	: Gigapaskal
Mm	: milimetre
Mm ²	: milimetre kare
µm	: mikrometre
N	: Newton kuvvet birimi
Dk	: Dakika
Ti-base	: Titanyum üzerine simante edilmiş kişiye özel abutment

ÖZET

Uğuz, Dilara. (2021) İmplant Destekli Sabit Protez Uygulamalarında Kullanılan Materyallerin İmplant ve Kemik Desteğine Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analiziyle İncelenmesi

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul

Bu doktora tez çalışmasında implant, protez ve çevre kemik dokusunda oluşan gerilmelerin; restoratif materyal çeşidi, protez tasarımı, çevre kemik desteğinin farklılığı ve kuvvet açısı parametrelerinden nasıl etkilendiğinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Farklı kemik miktarına sahip sağ alt çene modellerinde implant destekli restorasyonlar sanal olarak modellenmiştir. Küçük ve büyük azı (5-6-7) diş bölgelerine üç adet implant (Institute Straumann® AG, Basel, Switzerland Standart Plus Implant 4.1 RN 12 mm) yerleştirilmiştir. İlk modelde implantların tamamı çene kemiğine gömülü vaziyette, ikinci modelde ise implantların boyun kısmı 3 mm açıkta kalacak şekildedir. İmplant destekli kuronların modellenmesinde CAD/CAM destekli restoratif materyaller kullanılmıştır. Bu materyaller monolitik zirkonya (ZirkonZahn Prettau), iki farklı reçine infiltre seramik (GC Cerasmart ve VITA Enamic) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiktir. (IPS e.max CAD) Protez tasarımları birleşik ve ayrı ayrı olmak üzere iki farklı şekildedir. Uygulanacak kuvvetin doğrultusu açılı (30^0) ve dik (90^0) olmak üzere iki farklı şekildedir. Bukkal tüberküllere ve santral fossaya kuvvet uygulanmıştır. Meydana gelen gerilmeler üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi analiz yöntemi değerlendirilmiştir.

Analiz sonuçlarına göre açılı kuvvet uygulanması her durumda daha fazla gerilme oluşumuna sebep olduğu görülmüştür. Restoratif materyal çeşidinin destek kemik ve implant üzerinde oluşan stres dağılımını anlamlı ölçüde etkilemediği görülmüştür. Reçine içerikli kuron materyallerinin, restorasyonda özellikle de kole bölgesinde daha az stres oluşmasını sağladığı görülmüştür. Protez tasarımının birleşik olması yetersiz kemik desteğine sahip çenelerde, özellikle parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında, implant ve proteze fazla yük binmesi durumunda tercih edilebilir.

Anahtar Kelimeler: İmplant, CAD/CAM, monolitik bloklar, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 35257

ABSTRACT

Uguz, Dilara.(2021) The Effects of Different Materials Used in Implant Supported Fixed Prosthesis on Stress Distribution in Implant and Bone Support: A three dimensional finite element study İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD. Thesis.

In this PhD thesis, it was aimed to determine how the stresses occurring around the implant, prosthesis and surrounding bone tissue; it is affected by the the restorative material type, prosthesis design, difference of surrounding bone support and the force angle parameters. Implant-supported restorations are modeled virtually in right lower jaw models with different vertical bone height. Three implants (Institute Straumann® AG, Basel, Switzerland Standard Plus Implant 4.1 RN) were placed in the premolar and molar tooth (5-6-7-) areas. In the first model, all of the implants are embedded in the jawbone. In the second model, threads of the implants are 3 mm open. CAD / CAM supported restorative materials were used in the modeling of implant-supported crowns. These materials are monolithic zirconia (ZirkonZahn Prettau), two different resin infiltrated ceramics (GC Cerasmart and VITA Enamic) and glass ceramic reinforced with lithium disilicate (IPS e.max CAD). Prosthesis designs are in two different forms; splinted and nonsplinted. The direction of the force to be applied is in two different forms, oblique (30^0) and vertical (90^0). Force was applied to the buccal tubercles and central fossa. The resulting stresses are evaluated using the three dimensional finite element stress analysis analysis method.

According to the analysis results, it has been observed that the application of oblique force causes more stress formation in all cases. It has been observed that the type of restorative material does not significantly affect the stress distribution around the support bone and implant. It has been observed that resin infiltrated crown materials provide less stress in the restoration, especially in the neck area. Combination of the prosthesis design can be preferred in jaws with insufficient bone support, especially in the presence of parafunctional habits, in case of excessive load on the prosthesis and implant.

Key Words: Implant, Ti-Zr CAD/CAM, monolithic blocks, three dimensional finite element analysis method

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No: 35257

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sabit protetik tedavi, diş dokularındaki madde veya diş kayıplarının tamamlanması ve mevcut dokuların da sağlıklı bir şekilde korunmasını amaçlamaktadır.

Sabit protetik tedavi hastalar için her zaman tercih edilen bir tedavi seçeneğidir. Uygulamalarda, diş veya implant destekli protezlerden yararlanılır. İmplant desteklerin kullanılması mevcut dokuların korunması anlamında önemli bir tedavi seçeneği olmaktadır. Komşu dişlere zarar verilmeden, kayıp dişlerin restore edilebilmesi mümkündür. Dişlerin çekimine bağlı olarak oluşan alveol kemiği kayıplarını engellemek açısından da önemlidir. Doğal dişlerin ve implantların alveol kemiği ile ilişkilerindeki farklılık bu dayanakların birlikte kullanılmasını sınırlamaktadır. İmplant destekli protezlerin doğal dişler ile bir arada kullanılması protetik planlama yapılırken göz önünde bulundurulmalıdır. İmplant desteklerin çevredeki kemik dokusu ile olan ilişkileri periodontal dokunun bulunmaması nedeniyle, protetik planlama ve kullanılacak malzemelerin seçiminde önem taşımaktadır. Çiğneme fonksiyonu sırasında gelen dikey ve yatay kuvvetler, kemik, diş ve implant üzerinde stres yaratırlar. Dişleri çevreleyen periodontal dokular oluşacak streslere bağlı zorlanmaları karşılayabilmektedir. İmplant ve çevre dokular üzerinde oluşacak yük dağılımı; implant sayısından, implantın kemik içindeki boyutundan, restoratif materyal çeşidinden ve kuvvetten etkilenebilmektedir. Oklüzal ilişkilerin doğru tespit edilememesi sonucu fizyolojik sınırları aşan strese bağlı olarak çevre kemik dokuda kayıplar görülebilir. Bu sebeple implant desteklerin uzun dönem başarıları için ideal biyomekanik koşulların bulunması oldukça önemlidir. [1-5] İmplant desteklerin restorasyonunda kullanılan üst yapı materyalleri, gelen yüklerin kemiğe iletilmesini ve kemik üzerine dağılımını etkiler. [6, 7] İmplantların başarı veya başarısızlığındaki en önemli faktörlerden biri implant üzerinde oluşacak stresin kemik dokuya aktarılma şeklidir. [2]

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemlerinin (CAD/CAM) yaygın kullanılmasıyla birlikte pek çok materyal implant destekli protezlerin yapımında kullanılabilmektedir. Tam seramikler, zirkonya seramikler ve reçine infiltrer seramikler bu amaçla kullanılan güncel materyallerden bazılarıdır.[8]

İmplant destekler kullanılarak uygulanan protetik tedavinin çevre dokulara etkilerinin incelenmesi, implant desteklerin uzun dönem başarısını değerlendirmek klinik olarak kısıtlı olduğu için analitik deney yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemler; sonlu elemanlar analizi, foto elastik analiz ve gerilim ölçme analiz yöntemleridir. [2, 9-14] Bu deney yöntemleri kesin sonuçları yansıtamamakta olup, konu ile ilgili fikir vermektedir.

Bu doktora tez çalışmasında implant, protez ve çevre kemik dokusunda oluşan gerilmelerin; restoratif materyal çeşidi, protez tasarımı, çevre kemik desteğinin farklılığı ve kuvvet açısı parametrelerinden nasıl etkilendiğinin belirlenmesi amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

İnsan ömrünün uzamasına bağlı olarak hastaların konforunu arttıracak tedaviler de önemli hale gelmiştir. Diş kayıplarının artması durumunda uygulanacak protetik tedavi, hastaların yaşam kalitesini olumsuz etkilemektedir. Diş hekimliğinde implant uygulamalarını önemli hale getiren ağız ve çevre dokulardaki hasar, hastalık veya doku kaybı görülmeden kayıp dişlerin restore edilebilmesidir [15].

2.1. Diş Hekimliğinde Sabit Protetik Tedavi

Diş eksikliği temel olarak diş ve implant destekli sabit protezler ve hareketli protezler ile restore edilir. Sabit protezler hastaya doğal dişe en yakın konforu sağladıkları için sıklıkla tercih edilirler. Sabit protetik tedavi hasar görmüş diş dokularını metal, metal seramik, tam seramik materyaller ile restore eder. Diş eksikliği, köprü protezi veya implant destekli protezler sayesinde giderilir. Başarılı sabit protetik tedavi, multidisipliner bir yaklaşımla gerçekleşir. Hastanın medikal ve sosyal durumu, ağız hijyen alışkanlıkları göz önünde bulundurulmalı ve ileride oluşabilecek sorunların önüne geçilmelidir.

Sabit protetik tedavi, tek diş restorasyonundan tüm oklüzyonun değiştirilmesine kadar geniş bir skalaya sahiptir. Kırık restorasyonları ile kaybolan fonksiyon restore edilebilir ve görünüm iyileştirilebilir. Diş eksikliğinin giderilmesiyle ise çiğneme kalitesi artar, arkın bütünlüğü sağlanmış olur, hastanın görünümü iyileştirilir. Doğru ayarlanmış oklüzyon sayesinde sabit protetik tedavi ile temporomandibular eklemlerde ortopedik stabilite sağlanabilir. Fakat hatalı oklüzal düzenlemeler, çiğneme sistemine zarar verebilir.

2.1.1. Diş Eksikliği Sonucu Tedavi Planlaması

Ağız ortamı dinamik bir yapıya sahiptir. Diş çekimini takiben, eksik dişin boşluğu ve çekim soketinde değişiklikler meydana gelir. Diş eksikliğinin uzun süre restore edilmemesi, alveol kemiğinde kayba sebep olabilir. Karşıt çenedeki ve komşu dişlerde boşluğa doğru uzama ve eğilme meydana gelir. Bu durumlar sonrası diş eksikliği restore edilmek istendiğinde; kanal tedavisi uygulanması, ortodontik tedavi uygulanması veya farklı protez tiplerinin kullanımı gerekebilir. Bu sebeplerle diş çekimi sonrası oluşan eksiklik tamamlanmalıdır.

Eksik dişleri restore ederken sabit proteze destek olacak diş seçimini etkileyen pek çok faktör mevcuttur. Destek dişlerin gelen oklüzal kuvvetleri karşılayabilmesi gereklidir. Çünkü destek dişler eksik diş bölgesine gelecek kuvvetleri de karşılayabilecek nitelikte olmalıdır. Seçilecek destek dişin kuron kök oranı önemlidir. Klinik kuron boyunun, kökün kemik içerisinde kalan bölümüne oranı ile belirlenir. Genelde istenen oran 2/3'tür. Fakat karşıt arkta yapay diş varsa, fazladan destek diş ilave edilecekse ve fizyolojik hareketlilik sınırları içerisindeyse 1/1 oran da kabul edilebilir sınırlar dahilindedir. Kök konfigürasyonu da destek diş seçiminde önem teşkil eder. Çok köklü dişler tek köklü olanlara göre gelen kuvvetleri daha geniş alana iletebilirler. Bu sebeple tercih edilebilirler. Aynı zamanda kıvrık köke sahip dişler rotasyonel kuvvetlere daha dirençlidirler. Destek dişlerin periodontal olarak kapladığı alan da önemlidir. Genel olarak büyük hacimli dişler periodontal olarak daha geniş alan kaplarlar. Eksik diş sayısı ve restore edilecek alanın uzunluğuna göre destek diş ilavesi yapılabilir. Ante kanununa göre destek diş sayısı seçimi gerçekleştirilebilir. Bu kanuna göre destek olacak dişlerin periodontal alan toplamı, eksik dişlere en azından eşit veya büyük olmalıdır. [16] Bu kurala göre çenelerin arka bölgelerinde üç veya dört diş eksikliği, dayanaklar arası mesafenin fazla oluşu sebebiyle sabit protez ile restore edilememektedir. Sabit protezin bükülme veya eğilme dayanımı protezin uzunluğunun küpü ile orantılıdır. Bir gövde ve iki dayanağa sahip bir sabit köprü protezinin, tek kuron protezine göre bükülme eğilimi 8 kat daha fazdır. Dişsiz alanın uzunluğu, sabit protez kullanımını kısıtlayabilen bir faktördür. [17, 18] Köprü protezlerinde görülen uzun dönem başarısızlıklar, desimantasyona bağlı çürük ve endodontik tedavi gerektirebilirken, periodontal doku kayıplarına bağlı olarak tekrarlanmaları gerekebilir. [19]

Köprü protezlerinin bir iki hafta gibi kısa sürede yapılabilmesi, fonksiyon, estetik, ve fonasyonu sağlaması uzun yıllardır tercih edilen tedavi seçeneği olmasını sağlamıştır.[20] Sabit protezlerde restorasyon ve dayanak dişlerin uzun süreli sağ kalım oranı gösterebildiği vaka raporları da mevcuttur.[21] 1970 yılından itibaren değerlendirilen 42 farklı rapora göre 15 yıl boyunca değerlendirilen destek dişlerde, %74 oranında sağ kalım göstermişlerdir. [22]

Köprü protezlerinde uzun dönem başarıya ulaşmak, doğru planlama, yatay ve dikey yöndeki ilişkiler doğru belirlenmesi ve hastaların ağız hijyenine dikkat etmesiyle mümkün olabilmektedir.

2.2. Diş Hekimliğinde İmplant

İmplantolojinin temelleri çok eskilere uzanır. Diş eksikliğini gidermek için milattan önce 2000'li yıllarda Çinlilerin, eksik diş bölgesine bambu çubukları koyduğuna rastlanmıştır. İmplantlara ait ilk örnekler ise tarihte, milattan sonra 600'lü yıllarda Maya toplumunda görülmüştür. 1970'lerde Maya toplumuna ait alt çene örneklerine çekilen radyografilerde bıçak formu implantların çevresinde oluşan kompakt kemiğe benzer kemik oluşumlarına rastlanmıştır. İmplant destek olarak deniz kabukları kullanıldığı düşünülmektedir. 18. yüzyılda altın ve metal alaşımlarının implant destek olarak kullanımı araştırılmaya başlanmıştır. Modern implantolojinin temelleri 1952 yılında Branemark adlı bir ortopedik cerrah tarafından atılmıştır. Titanyumdan yapılmış silindirik yapıların kemik rejenerasyonu üzerine yaptığı bir çalışma sırasında tavşana ait femur kemiğine osseointegre olduğu görülmüştür. Bu durumdan yola çıkılarak insan çene kemiğinde de aynı durumun gözlenebileceği düşünülmüştür. 1965 yılında gönüllü bir insana dental implant uygulanmıştır.[23]

Protetik tedavi uygulamalarında kısıtlamalar ve klinik zorluklar sebebiyle diş eksikliklerinin implant destekler kullanılarak tamamlanması, günümüzde hasta ve hekim açısından önemli bir tedavi alternatifi olmaktadır. Diş eksikliğini gidermek için implantın tercih edilmesinin bir sebebi de alveol kemiğinin devamlılığını sağlamaktır. Diş çekiminin sonucu olarak yatay ve dikey kemik miktarında azalma görülür. Kemik içine yerleştirilmiş bir implant sağlığını korudukça, kemik genişliği ve yüksekliği de korunmuş olunur. [24] Dikey kemik yüksekliği azaldığı zaman protezleri kontrol etmek zorlaşır, protezin stabilite ve retansiyonu olumsuz etkilenir.

En çok kaybedilen dişler büyük azı dişleridir.[25] Parsiyel dişsizlikte, serbest sonlu çenelerde hareketli protez ve üç üyeli köprü protezleri tercih edilen tedavi seçeneklerini oluşturmaktadır. Özellikle genç (25-44 yaş aralığı) hastalarda hareketli protez kullanımı istenmeyen bir durumdur. Sabit protetik tedavi sırasında da destek dişlerin prepare edilme zorunluluğu ve uzun dönemde destek dişte görülebilen problemler de implant destekli protezlerin gündeme gelmesine sebep olmuştur. İmplant destekli protezler, parsiyel ve total dişsizlik durumlarında da sabit protez konforunu

sağlayabildiği için günümüzde hareketli proteze bir tedavi alternatifi oluşturmaktadır. Yumuşak doku destekli protezlerde görülen stabilite, çiğneme etkinliğinin az olması, protezin çıkarılma zorunluluğu gibi sorunlar implant destekli protezlerde yaşanmamaktadır. Bu avantajlar psikolojik sağlığın olumlu yönde etkilemekte, fonasyon ve oklüzyonun iyileştirilmesini sağlamaktadır.

Uzun yıllardan beri yapılan çalışmalara bakıldığında, tek diş implantların sağ kalım oranına bakıldığında, bu metodun uzun dönem başarı açısından en güvenilir yöntem olduğu görülmektedir. 1993 yılında Schmitt ve Zarb [26] 32 hastada yerleştirilen 42 implantta (28 adet maksillada, 12 adet mandibulada, 27 tanesi ön bölge ve 13 tanesi arka bölge) 6,6 yıl içinde bütün implantların fonksiyonda olduğu görülmüştür. Kline ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada arka bölgelere 15'i maksilla 23 ü mandibula da olmak üzere 38 adet tek diş implant yerleştirilmiştir. 5 yıl boyunca hastalar takip edilmiş ve %100 sağ kalım görülmüştür. [27] Valerie ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada beş yıl boyunca fonksiyonda olan implant destekli tek kuron restorasyonların teknik ve biyolojik komplikasyonları değerlendirilmiştir. 194 hastaya uygulanmış 266 adet implantın değerlendirilmesi sonucunda %84,9 gibi yüksek başarı oranları gözlemlenmiştir [28].

Li ve ark. tarafından tam dişsizlik vakalarda, protezlerin konforunun artırılması amacıyla uygulanan implantların başarıları incelenmiştir. Tam dişsiz 84 hastaya uygulanan 400 implantın sabit ve hareketli protezlerle restore edilmelerinin 11 yıllık takibinde, sabit protezlerde %99,9 oranında sağ kalım görülmüştür. Fakat protezlerin yaklaşık %23'ünde üst yapı seramiği tamir gerektirmiştir. Hasta memnuniyeti sorgulandığında, olumlu geri dönüşler alınmıştır. [29] Hu ve ark. tarafından yapılan geriye dönük bir çalışmada 1994-2009 yılları arasında 127 tam dişsiz hastaya uygulanan 762 implant değerlendirilmiştir. Protetik tedavi sabit ve hareketli protezlerle yapılmıştır. Sabit protezler içerisinde %80,9 oranında sağ kalım görülmüştür. Sıklıkla karşılaşılan protetik komplikasyonun ise, üst yapı materyalinin bütünlüğünün bozulması olduğu görülmüştür. [30] Kern ve ark. tarafından yapılan bir sistematik çalışmada ise elektronik veri tabanında implant destekli protezlerde görülen komplikasyonlar ve sebepleri araştırılmıştır. Çalışmaya hareketli ve sabit protetik restorasyonları içeren 54 literatür dahil edilmiştir. 3-5 yıllık hasta takibini içeren çalışma sonuçlarına bakıldığında, sabit protetik restorasyonları destekleyen implant kayıplarının hareketli restorasyonları

destekleyenlere göre daha az olduğu görülmüştür. İmplant destekli sabit protezlerde, implant desteklerin sayısının artırılması ile komplikasyon riskinin ve implant başarısızlığının azaldığı görülmüştür. [31] Diş ve implant destekli sabit protezlerin birlikte restore edildiği Muddugangadhar ve ark. tarafından yapılan bir sistematik derlemede 63 çalışma değerlendirilmiştir. Protezlerin fonksiyona girmesi sonrası beş yıl boyunca hastalar takip edilmiştir, implant destekli kuren ve köprü protezlerinde, %95 ve %96,3 oranlarında ağızda kalma oranları görülmüştür. Fakat diş implant bağlantılı protezlerde ise bu oranın daha düşük olduğu izlenmiştir.[32] Bu çalışmalar değerlendirildiğinde implant destekli kuren ve köprü protezlerinin uzun yıllar kullanılabileceği ve diş eksikliğine güvenilir bir alternatif olduğu kanısına varılmıştır.

2.2.1. Diş Eksikliğine Bağlı Doku Kayıpları

Dişleri çevreleyen alveol kemiğinin dişlerin çekimine bağlı olarak boyutlarının azalması ve yumuşak dokuların da buna bağlı olarak değişim göstermesi protetik tedavi açısından en önemli olumsuzlukların başında gelmektedir. Wolff'un yasalarına göre kemik, uygulanan kuvvetlere bağlı olarak yapılır. [33] Kemiğin yoğunluğunu ve formunu koruması için uyarana ihtiyaç vardır. Bazal kemiği de içeren iskelet sisteminde oluşacak %4'lük gerilimin, kemiğin devamlılığını ve yapım-yıkım dengesini sağladığı bilinmektedir. [34]

Dişler, çiğneme fonksiyonu sırasında oluşan kuvvetleri alveol kemiğine ileterek bu yapının devamlılığını oluştururlar. Dişlerin kaybedilmesi durumunda ise, iyileşmeye bağlı olarak alveol kemiğinde ve yumuşak dokuda kayıplar meydana gelir. Bu sebeple diş eksikliği sonucu kemik dokuda kayıp görülebilir. [35] Diş eksikliği restore edilmediği zaman komşu ve karşıt çenedeki dişler boşluğa doğru devrilir veya uzarlar, devrildiği yönde rezorbsiyon olur. Diş kaybını takiben ilk yılda kemik genişliğinde %25, yüksekliğinde ise yaklaşık 4 mm azalma görülür. [36] Dişsiz hastalarda yapılmış 25 yıllık bir çalışmada, lateral sefalogramlar kemik kaybının ömür boyu devam ettiğini göstermiştir. Alt çenede, üst çeneye göre dört kat daha fazla kayıp gözlemlendiği bildirilmiştir. [37]

Diş eksikliği sonucu yumuşak dokuda da değişimler görülebilmektedir. Dikey ve yatay kemik yüksekliğinde görülen azalma sonucu diş etinde de çekilme görülür. [38]

2.2.2. Doğal Diş Ve İmplant

Protetik tedavide, doğal dişlerin fonksiyon, oklüzyon, fonasyon ve estetik gibi özellikleri taklit edilmeye çalışılır. İmplant destekli protezlerin tercih edilme sebeplerinden birisi de doğal diş konforuna yakın sonuç elde edilmesidir. Güncel tedavi seçenekleri içerisinde doğal diş konforuna en yakın seçeneği implant destekler üzerine uygulanan protezler sunar. Fakat her ne kadar doğal diş dizisine yakın sonuçlar elde edilse de implant ve doğal diş arasında pek çok fark mevcuttur. İmplantlarda doğal dişlerde bulunan periodontal liflerin ve proprioseptörlerin bulunmaması bu farklılıkların başında gelir. Bu eksiklikler sebebiyle restoratif materyal seçimi ve oklüzal düzenlemeler hassasiyet gerektirmektedir.

ADA (American Dental Association) kriterlerine göre doğal diş ve implant destekli protezler için benzer sağlık kriterleri geçerlidir. [39] Klinik kriterler genel olarak sağ kalım oranı veya implantın hala ağızda olup olmadığıdır. Restorasyonun hala ağızda olup olmaması klinik önem taşır. Kemik içi implantlar için; implant çevresindeki mevcut kemiğin durumu, diş eti sağlığı, sondalama derinliği, komşu dişlerin durumu, fonksiyonda olup olmaması, estetik, enfeksiyon ve parestezi durumu, hastanın konforu, psikolojik durumu ve memnuniyeti ve mandibular kanal ile olan ilişkisi göz önünde bulundurularak değerlendirilir. [40, 41]

İmplantın Sağ Kalımı

İmplantların sağ kalımı, implantların ağızda bulunup bulunmaması anlamına gelir. Hasta memnuniyeti, protezin durumu veya hasta memnuniyeti göz ardı edilerek bu tanımlama yapılır. İmplantın sağ kalım durumu, fonksiyonda olup olmamasına bağlı değildir. Fakat bir implantın başarılı sayılabilmesi için implantların ağızda bulunması yeterli değildir. Fonksiyonda olması ve hasta açısından memnun edici sonuçlar vermesi gereklidir. [42] Kemik içi implantlarda başarı kriterleri; hareketlilik olmaması, radyografide radyolüsensi olmaması, implantın yapımını takiben ilk yılda kemik kaybının 0,2 mm'den az olması, ağrı, parestezi ve mandibular kanal zararı olmamasıdır. [43] İmplantların uzun vadede başarılı sayılabilmesi için; 10 yılda İmplant sağ kalım oranı %90'dan fazla olmalı, protez sağ kalım oranı 10 yılda %90'dan daha iyi olmalı ve implantlar protezleri desteklemelidir. [44]

Ağrı

Doğal dişlerde sıcağa hassasiyet ve perküsyonda ağrı diş hekimliği pratiğinde sıklıkla görülür. Ağrı ve hassasiyet hastanın tahammül etmesine bağlı olarak kişiye göre değişen kriterlerdir. Doğal dişlerde öncelikle problem belirtisi olarak hiperemi ve soğuğa duyarlılık görülür. Perküsyonda hassasiyet ve sıcağa duyarlılık pulpitis belirtileridir. İmplantlarda nadiren ağrı veya hassasiyet belirtileri görülür. Hiperemi veya sıcağa duyarlılık gibi erken dönem şikayetleri görülmez. Fakat implantlarda primer iyileşme sağlandıktan sonra dikey ve yatay perküsyona duyarlılık görülmemesi bir başarı kriteridir. Genel olarak implant mobil değilse, implantı çevreleyen yumuşak doku ödemli değilse ve anatomik oluşumlara baskı yapmıyorsa ağrı görülmez. Hareketlilik görülmemesine rağmen fonksiyon sırasında devamlı ağrı olması implantın çıkarılmasını gerektirebilir.[44]

Hareketlilik

Dişlerde periodontal lifler sebebiyle bir miktar hareketlilik görülebilir. Hareketli olmayan arka bölge dişlerin yatay olarak 56 ile 73 μ arasındaki hareketi fizyolojik kabul edilir. Fakat insan gözü bu hareketi algılayamaz. Ön bölge dişler, klinik olarak görülebilir hareketliliğe sahiptirler, 0,1 mm hareket ederler. [45] Fizyolojik limitleri aşan hareketlilik oklüzal travma ve periodontal doku kaybı sebebiyle gerçekleşebilir. Periodontal dokunun radyografide aralanmış olması, oklüzyonun düzenlenmesi ve travmanın ortadan kaldırılmasıyla hareketlilikte azalma ve radyografik görüntüde normale dönme gerçekleşebilir.

Osseoentegre terimi implant ve kemiğin doğrudan temasta olduğu anlamına gelir. İmplant desteklerde periodontal liflerin bulunmaması nedeniyle dişlerle farklılık gösterirler. İmplantlarda klinik olarak hareketlilik görülmez. Ankiloze diş davranışı gösterirler fakat klinik anlamda hareketlilik görülmemesi gerçek anlamda hareket olmaması anlamına gelmez. Sağlıklı kabul edilebilecek bir implant 73 μ dan daha az hareket eder ve bu durum klinik olarak gözle görülemez. Dişlerden farklı olarak tek implantlarda bile hareketlilik uzun dönem sağlık ve devamlılık açısından önemli bir faktördür.[46, 47] Doğal dişlerdeki hareketliliği belirlemek için kullanılan teknikle, implant hareketliliğini belirlemek için kullanılan yöntem benzerlik gösterirler. İki tane el aleti yardımıyla, ortalama bir el kuvveti (500 g) ile labio-lingual yönde uygulanır. İmplant hareketlilik (İH) skalasındaki 0 değeri 500 g'lık kuvvet uygulandığında hiçbir

yönde hareketlilik görülmemesini belirtir. İH-1 artmış yatay hareketliliği gösterir. İH-2 0,5 mm'e kadar artmış görülebilir hareketliliği gösterir. İH-3 0,5 mm'den fazla yatay hareketliliği gösterir. İH-4 ise gözle görülebilir yatay ve dikey hareketliliği gösterir. Sağlıklı bir implantta olması gereken İH-0 değerinin ve kemikle bütünlüğünün sağlanmasıdır. [48] Dişlerdeki hareketliliği azaltmaya yönelik yapılabilecek düzenlemeler implantlara uygulandığında aynı etkiyi göstermez.

Dişler ve implantlar arasındaki farklılıklar sebebiyle diş ve implant bağlantısının sağlanması sonucu komplikasyonlar gelişebilir. [49, 50] Dişlerin ve implantların kuvveleri eşit şekilde karşılayamamasından ötürü dişlerde gömülme ve periodontal doku kaybı, restorasyonlarda desimantasyon görülebilecek durumlardır. Diş ve implant bağlantısı yapılması planlama açısından zorunlu ise; iki implant arasında bir diş kalacak şekilde yapılması uygundur. Naert ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada 313 doğal dişle bağlantısı olan 319 implant değerlendirilmiştir. 123 hasta 15 yıl boyunca kontrol edilmiş ve dişlerin %7,31 oranında gömüldüğü görülmüştür. Gömülen dişlerin %44,44 'ünün tek diş ve tek implant bağlantısında olduğu görülmüştür. [50]

Perküsyon

Perküsyon testi genellikle doğal dişlerde hangi dişin fonksiyon sırasında fonksiyona duyarlı olduğunu belirlemek için kullanılır. İmplantlar için perküsyon rijit fiksasyonu veya klinik sağlığı belirten bir kriter değildir. İmplanttaki ağrı veya hassasiyeti belirten bir yöntem olabilir.[44]

Marjinal Kemik Kaybı

İmplantı çevreleyen kemik dokusunun boyutu implant sağlığı için önemli bir göstergedir. [51, 52] Cerrahi işlemler sırasında oluşan ısı, periostun kaldırılması ve implant yerleştirilmesi sırasında oluşan basınç iyileşme periyodu sırasında implant çevresinde kemik kaybına sebep olabilmektedir. İmplantın yerleştirilmesi sırasında implant kemik ilişkisinin sağlanamadığı durumlarda implantlar genellikle fibröz bağ dokusu ile çevrilirler. Buna bağlı olarak implantta kayıp görülebilir.[53]

İmplant desteklerin iyileşmesinin tamamlanmasının ardından, implant abutment bağlantısı sonrası fonksiyon sürecindeki ilk birkaç yıl içinde oluşan 0,5 ile 1 mm'lik kemik kaybı implant-kemik ara yüzünde oluşan fazla stresin göstergesi olarak kabul edilmektedir. [46, 47] Travmatik oklüzyon, kanat uzantılarının fazlalığı ve

parafonksiyon gibi aşırı kuvvete sebep olabilecek faktörler kemik kaybında en önemli etkenlerdir. Diğer olası faktör ise implant çevresindeki hijyen eksikliği sonucu oluşan plak ve buna bağlı bakteri birikimidir. Yapılan çalışmalar implant çevresi marjinal kemik kaybında plak birikiminin, aşırı oklüzal kuvvetlere göre daha etkili olduğunu göstermektedir. Hijyen eksikliği ve aşırı oklüzal kuvvetlerin kombine şekilde marjinal kemik kaybını arttırdığı bildirilmiştir.[54, 55]

İmplant destekli protezlerin tasarımı ve oklüzal düzenlemeler marjinal kemik kaybı üzerinde etkilidir. Protezin geniş oklüzal tablaya sahip olması, derin tüberkül eğimlerinin ve yüzey temaslarının bulunması gibi hatalı uygulamalar kemik kaybının artmasına sebep olabilmektedir. Geriye dönük yapılan bir çalışmada 82 hastada 164 external bağlantılı implantın 5 yıllık takibi yapılmıştır. Oklüzal, periodontal ve protetik parametreler göz önünde bulundurularak radyografik ve klinik ölçümler yapılmıştır. Oklüzal parametreler göz önüne alındığında yetersiz oklüzal temas varlığının (anterior rehberliğin olmaması, lateral hareketlerde grup fonksiyon ve çalışmayan tüberküllerin teması) marjinal kemik kaybını arttırdığı görülmüştür. [56]

İmplantın iyileşme periyodunun ardından fonksiyona geldiği ilk yılın sonunda görülen erken dönem kemik kaybı, ileriki yıllarda artabilir. Adell R.[57] tarafından yapılan 15 yıllık retrospektif çalışmada implantlar fonksiyona geldikten sonra her yıl ortalama 0.1 mm kemik kaybı olduğu görülmektedir. Sonuç olarak erken dönem kemik kaybına sebep olabilecek faktörler cerrahi travma, aşırı oklüzal yükleme, peri-implantitis ve protez tasarımı olarak belirtilmiştir. İmplant materyalinin ve kemiğin elastiklik modülünün farklılığın da etkili olabileceği düşünülmektedir.

Radyografik Değerlendirme

Doğal dişlerin radyografik görüntülerinde kavite, endodontik kaynaklı lezyon ve periodontal kemik kayıpları görülürken, implantlarda bu tür özellikler bulunmaz. İmplantların boyun bölgesindeki kemiğin durumu implantın sağlığının en önemli göstergesi olarak kabul edilmektedir. Radyografik değerlendirmede, mesial ve distal kemik seviyelerinin değerlendirilmesi, ileri dönemde yapılacak incelemelere rehber olması için implant üzerinde referans noktaları tanımlanmalıdır.

Keratinize Doku

Keratinize dokunun önemi, plağın sebep olduğu dokudaki tepkiye karşı bariyer görevi görmesi [58], keratinize olmayan sınırları koruyarak diş eti çekilmesini önlemesi[59], diş fırçasına yeterli alan sağlanabilmesi ve vestibülün derinleştirilmesi, restorasyon kenarlarında fonksiyon esnasında biriken stresleri azaltması [60], görünümü iyileştirmesi ve hijyen kolaylığı sağlaması [61-63] olarak belirlenmiştir. Diş kaybını takiben gerçekleşen kemik miktarındaki azalmaya bağlı olarak keratinize diş etinde de azalmalar görülmektedir.

İmplant çevresi keratinize doku peri-implant dokulardan başlayarak hareketli oral mukoza dokularına kadar uzanan kısım olarak tanımlanır. Diş çevresi dokulardan farklı olarak, implantları çevreleyen yumuşak dokuların tamamını keratinize mukoza oluşturmaz. Dişlerin bukkal yüzlerindeki keratinize mukoza genişliği implantlara göre (ortalama 1 mm) daha fazladır. [64]

Literatürde diş eti sağlığını korumak ve periodontal hastalığı önlemek için gerekli yapışık diş etine ait keratinize doku varlığı ≥ 1 veya ≥ 2 mm olarak tanımlanır [63]. Fakat pek çok yazar bu konseptle karşı çıkarak yapışık keratinize mukoza olmadan da diş eti sağlığının korunabildiğini göstermiştir [65, 66]. Brito ve ark. [67] tarafından yapılan sistematik çalışmada implant çevresi keratinize mukozanın önemi değerlendirilmiştir. 2006-2013 yılları arası taranan elektronik literatür sonuçlarına göre keratinize mukozanın gerekliliğinin daha iyi bir peri implant doku sağlığıyla ilişkili olduğu sonucuna varılmıştır.

Peri-implant doku sağlığının implant çevresi keratinize doku miktarı ile olan ilişkisine ait farklı görüşler mevcuttur. Pek çok çalışmada az miktarda bulunan keratinize doku ile yumuşak dokuda görülen ödem, kanama ve şişlik ile ilişkilendirilememiştir. [68-75] Fakat başka çalışmalarda ise 2 mm'den az keratinize mukoza varlığının plak birikimini arttırdığı ve buna bağlı olarak implant çevresi yumuşak dokularda ödeme sebep olduğu belirtilmiştir.[61, 63, 76-78]

Sondalama Derinliği

Periodontal olarak sağlıklı bölgelerde, diş eti konturu mine-sement birleşimini takip eder. Fakat implantlarda, diş eti sınırlarını kemiğin bitim sınırlarını takip eder.[64]

Peri-implant dokuların sağlıklı olarak tanımlanabilmesi için ödem görülmemelidir, pembe diş eti görüntüsü kırmızıya dönük ve şiş olmamalıdır.

Doğal dişlerdeki sondalama derinliği periodontal sağlık hakkında bilgi verir. Doğal dişlerdeki artmış sulkus derinliği periodontal hastalık ve kemik kaybı ile ilişkilendirilir. Fakat implant için aynı durum söz konusu değildir.

Kendiliğinden kanama varsa ve sondalama derinliği 5 mm'den fazla ise veya kemik kaybı 2 mm'i geçmiş durumda ise peri-implant doku hastalıkları düşünülebilir. [79]

İmplant yerleştirilmesini takiben çevre yumuşak doku yüksekliği sondalama derinliğini etkiler. Genelde peri-implant sağlık ile ilişkili sondalama derinliği 5 mm'den az olmalıdır.[64] Peri-implant dokular, periodontal dokulara göre sondalamaya karşı daha az direnç gösterirler. [80, 81] İmplant mukoza bağlantısının bu özelliği, klinik olarak sağlıklı implantlarda bile sondalama sonucu kanama görülmesine sebep olabilir.[81] İmplant çevresi periodontal liflerin eksikliği ve protetik tasarımın implant çevresi sondalama derinliğinin ölçülmesini zorlaştırdığı belirtilmiştir.[82]

2.2.3. İmplant Biyomekaniği

Biyomekanik terimi mühendislik ilkelerinin canlı organizmalarda uygulanması anlamına gelmektedir. [83] Biyomekanik kavramlar diş hekimliği açısından önem taşırlar. Çünkü dişler ve temporomandibular eklem, çenelerin fonksiyonel hareketleri sırasında biyomekanik aktivitelerde bulunurlar.[84]

İmplantların prognozu ve uzun dönem başarılarında, implant ve çevre dokuların maruz kaldıkları stresin önemi vardır. Çevre kemikte oluşacak stresin oluşum süreci ve etkileri; gelen kuvvetin yönüne, sıklığına ve büyüklüğüne, implantın dizaynına, kemik implant ara yüzündeki biyolojik ve biyomekanik özelliklere ve implanta gelen yük sonucu kemik ve dokularda görülen reaksiyona bağlıdır.[85] Kemik ve periodontal lifler farklı biyomekanik davranış gösterirler. İmplantları çevreleyen periodontal lifler bulunmadığı için ankiloze diş gibi düşünülebilirler. Bu sebeple biyomekanik kuralların klinik uygulamalarda kullanılması implant destekli restorasyonların başarısında rol oynar.[86]

İmplant uygulanacak bölgedeki mevcut kemiğin miktarı biyomekanik açıdan önem taşır. Mevcut kemik miktarı implant yapılması planlanan bölgedeki kemiğin;

genişliği, yüksekliği ve uzunluğu ile tanımlanır. Diş destekli sabit protez planlaması yapılırken arkada mevcut olan dişlerin eşit olmadığı görülür. Örneğin sağlıklı bir birinci büyük azı dişinin kökü 450 mm² kemik temasına sahiptir. 150 mm² kök yüzey alanına sahip lateral ile karşılaştırıldığında, sabit protez için büyük azı dişinin daha iyi bir dayanak olduğu görülür. Yani doğal diş dizisinde daha geniş yüzey alanına sahip dişlerin, çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu bölgelerde konumlandıkları görülmektedir. Aynı durum implantlarda da geçerlidir, azı dişleri bölgesine uygulanacak implantların kemikle temasta bulunan yüzey alanlarının fazla olması gerekmektedir. Bu sebeple geniş veya uzun implantlar tercih edilmelidir. Aynı zamanda implant ve kemiğin temasta olan yüzey alanının fazla olması, implant-kemik ara yüzünde daha az stres oluşmasını sağlar. [87]

İmplant uygulanacak bölgeye komşu diş varlığında genel kural, implantın komşu dişten 1.5 mm uzakta olmasıdır. Böylece komşu dişte meydana gelecek olası dikey defekt, yatay olarak implant bölgesine yayılmamış olur ve olası komplikasyonların belli oranda önüne geçilmiş olunur. Örneğin 5 mm genişliğinde bir implant en az 8 mm'lik meziodistal kemiğe sahip olmalıdır. Böylece implantın her iki yanı için 1,5 mm'lik mesafe korunmuş olunur. Minimum 7 mm'lik mesiodistal uzunluk 4 mm genişliğindeki bir implant için yetersiz olacaktır. Eğer yetersiz kemik genişliği ve uzunluğu mevcutsa dar çaplı implantların tercih edilmesi daha uygundur. İdeal implant genişliği komşu dişin mine sement sınırının 2 mm aşağısında konumlanmalıdır. Böylece diş eti çıkış profili doğal görünümde oluşturulabilir. [88]

Kuron yüksekliği oklüzal/insizal kısım ile kret arası mesafe ölçülerek belirlenir. Çeneler arası mesafenin fazla olması durumunda karşılıklı diş ilişkilerini yakalayabilmek için klinik kuron boyunun arttırılması gerekebilir. Fakat bu durum fonksiyon sırasında evre kemik dokuda oluşacak moment kuvvetlerini arttırır. İmplantın uzun eksenine paralel gelmeyen tüm kuvvetler implantın boyun bölgesinde, implant kemik ara yüzünde ve abutment vidasında oluşan stresi arttırır. Kuron yüksekliğinin arttığı durumlarda oluşacak stresi azaltmak için, daha fazla sayıda ve daha geniş implantların yerleştirilmesi gereklidir.

İmplant Destekli Protezlerde Oklüzal Kuvvet Faktörü

Maksimum çiğneme ve ısırma kuvvetleri, kişiden kişiye değişebilen faktörlerdir. Genellikle hastaların ısırma kuvvetleri, çiğneme kuvvetlerinden fazladır. [89-91]

Çiğneme kuvvetleri ortalama 55 ve 165 N arasında değişiklik gösterirken, maksimum ısırma kuvveti 264 ve 336 N arasında değişiklik gösterir. Bu kuvvetler, restorasyon tipi, erken temas varlığı, iskeletsel ve anatomik faktörler ve parafonksiyonel alışkanlıklar gibi pek çok faktörden etkilenebilirler. Diş ve implant desteklerin bir arada kullanıldığı protezlerde kuvvetlerin karşılanması değişiklik gösterebilir. Tek veya çift taraflı serbest sonlanan çeneler, karşıt arkta doğal diş veya implant destekli protezlerin varlığı da çiğneme kuvvetlerinin boyutunu etkileyen faktörlerdendir.

Dişlere ve implantlara hem yutkunma hem çiğneme esnasında oklüzal kuvvet gelmiş olur. Bireyler uyanıkken, yutkunma hareketi sebebiyle her iki dakikada bir oklüzal kontak meydana gelir. Uyku halindeyken, yutkunmaya bağlı oklüzal kontaklar daha seyrek ve düzensiz görülür. Sadece yutkunmaya bağlı olarak günde 1500 karşıt diş teması görülebilmektedir. Parafonksiyonel alışkanlıklarla birlikte oklüzal kontakların sıklığında yaklaşık yedi kat artma görülür.[92-94] Bu sebeplerle implant desteklere gelen kuvvetlerin süresi değişken bir faktördür. Kişisel alışkanlıklara ve anatomik farklılıklara göre değişiklik gösterebilir.

Periodontal liflerin ve kemiğin farklı fiziksel davranışlarından ötürü, implantlar ve doğal dişler eşit kuvvetlere maruz kalsalar bile farklı davranış gösterirler. Dolayısıyla kuvvet dağılımları da farklı olur. Örneğin 20 N' luk bir kuvvet altında doğal dişler 50 µm kadar gömülürken, implantlar 2µm kadar gömülebilirler. [95, 96] Oklüzal kuvvetler altında diş destekli protezlerde yükler dağılım görülebilirken, implant destekli protezlerde yükler yoğun olarak kemiğe iletilirler. Bu sebeple implant destekli protezlerde, homojen bir yük dağılımı yapılması ve mümkünse implantlara ekstra yük gelmemesi gereklidir. Birleşik kuronlanmış doğal diş ve implantların sayısı, proteze destek olarak dahil edilmiş mobil diş varlığı, kök kuron oranı, kemik kalitesi ve parafonksiyonel aktiviteler oklüzal yük dağılımı düzenlenirken göz önünde bulundurulmalıdır.

Oklüzal Kuvvetlerin Biyolojik Etkileri

İmplant ve çevre dokularda oluşan stresi etkileyen pek çok faktör vardır. İki farklı malzemeden hazırlanmış yapılara kuvvet uygulandığı zaman, stresin en yüksek olduğu yer başlangıç noktasıdır. Bu implantlar için de geçerlidir. İmplantlara bir kuvvet geldiğinde, kuvvetin bir bölümü implantın yapısına iletilir, büyük oranda implantın boyun bölgesinde yoğunlaşır.[97] Kemiğe gelen baskı kuvvetleri implant kemik ara-

yüzünün korunması yönünde davranış gösterirken, çekme kuvvetleri tam tersine davranış gösterirler. Kemiğin çekme dayanımı, baskı dayanımına göre %30 oranında daha düşüktür. [98] Kemik biyolojisi üzerine yapılmış çalışmalar implant üzerine gelen fazla yüklerin implant başarısızlığına sebep olduğunu göstermektedir. Fazla yükleme (2000-3000 μ) olduğunda kemikte deformasyonlar meydana gelir.[99]

Protezin pasif uyumu, proteze gelen yüklerin açısı, yönü, büyüklüğü, kemik yoğunluğu, beslenme alışkanlıkları, karşı arktaki durum, hastanın yaşı ve cinsiyeti bu faktörlerden bazılarıdır. İmplantın gelen fonksiyonel kuvvetlerin çevre dokularda oluşan stres ve gerilimi etkilemesi kemiğin yapısını etkiler. [100, 101] 4000 μ ve fazlası geldiğinde, kemikte oluşacak stres ve gerginlik, bu sınırları aşp kemik implant ara yüzünde mikro çatlaklar oluşmasına sebep olabilir. [101] Osteoklastik aktivite tetiklenebilir ve kemikte rezorbsiyon görülebilir.[102] [103, 104]

İmplantların ağız içerisindeki konumları mevcut kemiğe göre değişiklik gösterebilir. Bu sebeple implantlara gelen kuvvetler aksları doğrultusunda olmayabilir. Kemiğe gelen açılı kuvvetler kaldıraç etkisi yaratır.[105, 106] Doğal diş ve implantların gelen kuvvetler karşısında farklı davranışlar göstermesi çevre kemik dokuda farklı etkiler yaratır. Doğal diş hareketi kemik içerisinde doğrusal değildir. Bu sebeple yükler kemiğe dağılarak iletilmiş olunur. Fakat implant çevresinde periodontal liflerin eksikliği sebebiyle yükler kemiğe doğrusal olarak iletilir. Bu durum da kemik üzerinde stres yaratır.[107] Düşük yüklerin sürekli uygulanması da zamanla kemik içerisinde yorgunluğa sebep olabilir. Yorgunluk sonucu yine mikro kırıklar görülebilir. Dinamik yüklemeler özellikle boyun çevresinde yoğunlaşan krater benzeri defektlere sebep olabilir. Protetik tedavinin tamamlanmasını takiben ilk yılda yapılan aşırı yükleme implant başarısızlığı ile sonuçlanabilir.[108]

Kanatlı sabit protezler de komşu implant destek üzerinde devrilmeye zorlarlar.[109-115] Bu sebeple karşı çenedeki yüklerin eşit dağıtılması gerekmektedir. Dağıtılmadığı takdirde implantın başarısızlığına neden olurlar.

Marjinal kemik kaybı implant kemik ara yüzündeki mekanik retansiyonun yetersizliği ile de ilişkili olabilir. Mekanik retansiyonun yetersiz olması gelen kuvvetlerin kemiğe düzgün iletilmemesine sebep olur. Bu bağlamda, implant yüzey özellikleri önem taşır. İmplant yüzeyindeki pürüzlülüğün fazla olması implant kemik ara yüzündeki kemiğin yeniden yapılanmasını dengeler.[116-118] Çünkü pürüzlülüğün

artması yüzey alanının artması anlamına gelir. Böylece birim hacme iletilen yük miktarı ve stres azalmış olur. Asit uygulanması ve döner alet ile pürüzlendirme gibi işlemler ile yüzey alanı arttırılabilmektedir. Düz yüzeyli implantların mekanik tutunma düzeyleri daha düşüktür. Bu da primer stabiliteyi olumsuz yönde etkiler ve kemik üzerinde daha fazla stres oluşumuna yol açar. [139]

Arka bölge diş eksikliklerinde bir veya iki implant ile desteklenen protezlerde implantların düz bir hat üzerinde yerleştirilmesi, kemik üzerinde bükülme etkisi yaratır. Bu da kemik üzerinde daha fazla stres oluşumu anlamına gelir. Bu durumu önlemek için implant sayısı arttırılabilir veya implantlar düz bir hat üzerinde çakışmayacak şekilde yerleştirilebilir. Bu durumun sağlanabilmesi için implantların üçgensel bir dizilim ile yerleştirilmesi gerekmektedir.[119]

İmplant Destekli Protezlerde Oklüzyon

Fizyolojik oklüzyon; temporomandibular eklemin, nöromuskuler sistemin ve çiğneme sisteminin fonksiyonlarının uyum içerisinde olma halidir .[83] Doğal dişlerin ve implantların da fizyolojik oklüzyona uygun olması gereklidir. Eğer oklüzal şema fizyolojik sınırlar dahilinde değilse, çevre dokularda var olan duruma uyum sağlayacak şekilde değişiklikler görülebilir. Doğal diş ve implantların biyolojik ve fizyolojik farklılıkları sonucu, gelen oklüzal kuvvetlerin yapılar üzerinde oluşturduğu etki mekanizmaları da farklıdır. Doğal dişlerin oklüzal kuvvetlere duyarlılığı implantlara göre daha fazladır.[120] Dişlerde oklüzal düzensizlikler lamina durada kalınlaşma ve periodontal liflerin genişlemesiyle sonuçlanabilir. Fakat implantlarda periodontal liflerin eksikliğine bağlı olarak şok emici etki görülmemesi ve mekanoreseptörlerin eksikliği sonucu gelen fazla yükler algılanamamaktadır. Sonucunda oklüzal düzensizliğe de bağlı olarak implantlarda hareketlilik ve çevre kemik dokuda kayıp görülebilir. Bu sebepler, implant destekli protetik restorasyonların oklüzal düzenlemelerinde doğal dişlere göre farklılıklara gidilmesine sebep olmuştur. Oklüzal kuvvetler, diğer bütün kuvvetler gibi, dört yönden oluşurlar; büyüklük, yön, dağılım ve süreklilik kavramlarıyla tanımlanabilirler. İmplant destekli protezlerde uygulanacak oklüzal şema bu dört faktörün göz önüne alınmasıyla düzenlenmelidir. [121] Oklüzal ayarlamalar yapılırken kuvvetlerin uzun eksene dik gelmesi istenir. Kemik üzerine açılı gelen kuvvetler, dik kuvvetlere göre daha yıkıcı etki gösterirler. [122, 123] Hatalı implant yerleşimi, derin tüberkül sırtları, geniş oklüzal tabla ve çalışmayan tüberküllerin

teması yüklerin kemik ve implanta açılı şekilde iletilmesine sebep olabilir. Restorasyona 15° ve daha fazla açı ile kuvvet gelmesi kemik üzerinde yıkıcı etkiler yaratır.[124]

Oklüzal kontakların geniş yüzey teması şeklinde ve sıkı olması, implantların oklüzal kuvvetleri karşılayamamasından ötürü, destek kemik dokuya fazla yük gelmesine sebep olur. Bu sebeple maksimum interküspal pozisyonda implant destekli protezin oklüzal yüzü ve karşıt arktaki diş arasında hafif kontaklar istenir. Yüzey temasının az, noktasal temasın fazla tutulması gereklidir. Oklüzal temasların, kantilever etkisinden kaçınmak için, mümkün olduğunca oklüzal tablanın merkezinde yer alması gereklidir. Karşıt arktaki diş temasları, implant yerine komşu dişe kaydırılabilir. İmplant sayısının artırılmasıyla birim hacme düşen yük miktarında da azalma görülür. Böylece daha eşit yük dağılımı sağlanır. [125] Lateral ve protrüziv hareketler sırasında anterior rehberliğin sağlanması gereklidir. Klinik duruma göre değişiklikler de yapılabilir. İmplantlar ön bölgede konumlanmış durumdaysa anterior bölgeye protrüziv hareketlerde çok yük gelmemesi gereklidir. Köpek dişi yerine implant yerleşimi yapıldıysa, kanin koruyuculu oklüzyon yerine grup fonksiyonlu oklüzyonun tercih edilmesi, implantı korumak için, daha uygun olacaktır. Ön bölge dişler periodontal harabiyete sahipse veya hasta Kennedy sınıf IV tipi vaka ise de ön bölgeye fazla yük gelmemesi gereklidir. Prematür kontaklardan kaçınılmalıdır. Sentrik ilişki ve maksimum interküspal pozisyonunda 1-1,5 mm kadar serbestlik olması gereklidir. Sentrik ilişki halindeyken çalışmayan tüberküllerin temasta olmaması fazla yük gelmesini engeller. Eğer kemik yetersizliğinden ötürü tek implant palatinalde konumlandırılmışsa, proteze açılı kuvvet gelmesinden kaçınmak için kapanış çapraz olarak da ayarlama yapılabilir.[126]

İmplant Destekli Protezlerde Tasarım

İmplant destekli protezin tasarımı kemik üzerindeki stres dağılımını etkileyebilmektedir. Kantilever uzantılı restorasyonlar açılı kuvvetlerin implant desteklere gelmesine sebep olan faktörlerdendir ve uzun kantilever uzantıları kaldıraç görevi görür. Bu durum komşu implant üzerinde makaslama kuvveti etkisi yaratır ve stres oluşturur. 15 mm'den fazla kantilever uzunluğuna sahip protezlerde destek kemik kaybı ve restorasyonda desimantasyon gibi başarısızlıklar görülebilir. [114] Abutment vidasının gevşemesi gibi minör komplikasyonlar da kantilever uzantılı protezlerde daha

sık görülebilmektedir. Cerrahi plaklar yardımıyla protetik olarak yönlendirilen implant cerrahisiyle, kantilever uzantılı protez kullanımı daha az indirgenebilir. Kök kuron oranının azaltılması ve protezin pasif uyuma sahip olması da implant üzerinde fazla yük oluşmamasını sağlar. [127]

Protezin oklüzal yüz morfolojisi de gelen kuvvetlerin yönü, büyüklüğü ve dağılımını etkiler. Tüberkül eğimlerinin sığ olması açılı kuvvet gelme riskini azaltır. Tüberkül eğimlerinin %10 artması, oranında bükülme kuvvetlerinde %30'luk artışa sebep olur. Dar oklüzal morfolojisi sayesinde de implanta dik olmayan kuvvet gelmesinden kaçınılmış olunur. Oklüzal tablanın %30 oranında daraltılmasıyla, eksen dışı kuvvetler yaklaşık %50 oranında azaltılmış olunur.[128, 129]

İmplant Tasarımının Kemik Biyomekaniği Üzerine Etkileri

İmplant tasarımının, çevre kemiğin oklüzal kuvvetler karşısında verdiği tepkiler üzerinde etkisi vardır. İmplant geometrisinin de primer stabilite üzerinde etkileri mevcuttur. Abutment ve implant bağlantısının ise, protetik parçalar ve implant-kemik ara yüzündeki gerginliği azaltması ve protezin stabilitesini sağlaması beklenir. İmplantların apikal bölgelerinde yoğunlaşan streslerin, implant tasarımı ile ilgili olabileceği görülmüştür. [130]

İmplant destekli protezlerde restoratif başarı üzerinde mekanik stabilite etkili faktörlerden biridir. İmplant-abutment arasındaki devamlılık mekanik stabiliteyi sağlar. Abutment ve implant bağlantısı; bileşenlerin uyumu, tükürük kontaminasyonu, vidanın torklanma değeri, çalışmayan tüberkül teması, oklüzal temasların merkezde hizalanmaması, kanat uzunluğunun fazla olması, açılı kuvvet gelmesi ve protezin pasif uyumunun sağlanamaması gibi faktörlerden etkilenebilmektedir. İki parçalı implant sistemlerinde abutment implant gövdesi ile bağlantıdadır. Oklüzal kuvvetler altında abutment ve implant ara yüzünde mikro düzeyde hareketlilik oluşur. Bu hareketliliğe bağlı olarak ara yüzde açıklık meydana gelebilir. Oluşan bu açıklık sonucu implant iç yüzünde bakteri kontaminasyonu görülebilir. Bu da peri-implant dokularda enflamasyonla sonuçlanır ve mekanik stabilite bozulmuş olur. Rotasyonel kuvvetler altında, protezin de uyumsuzluğuna bağlı olarak görülebilen vida gevşemesi de mekanik stabiliteyi bozabilen bir faktördür. [131]

İmplant-abutment bağlantı tipinin %5 oranla, implantın konumuna ve kuvvet uygulama miktarına göre daha az etkili olduğu görülmüştür.[132] Genel olarak

kullanılan implant-abutment bağlantı tipleri; eksternal, internal heksagon ve morse taper bağlantı tipleridir.

Eksternal heksagon bağlantı tipi iki parçadan oluşur ve implant platformu ile altıgen bağlantı yapar. Altıgen yapı ortalama 0.7 mm yüksekliğe sahiptir. Genellikle cerrahi işlem sırasında yerleştirilir ve ağızda bırakılır. Eksternal heksagon bağlantı tipinde proteze gelen yükler vidaya biner. Özellikle eksen dışı kuvvetler altında, eksternal parçalar implant ile sınırlı birleşime sahip olduğu için risk altındadırlar. Aslında yapının altıgen forma sahip olmasının bir sebebi de rotasyonel kuvvetlere karşı yapıya direnç kazandırmaktır. Bu sebeplerle en sık görülen komplikasyonlar, özellikle tek kuron protezlerinde, vida gevşemesi ve kırığıdır. Protezin fonksiyona gelmesinden sonra yaklaşık iki yıl içerisinde eksternal heksagon sistemlerde vida gevşemesi problemi görülebilmektedir. [133]

İnternal heksagon bağlantı tipinde ise, implant ile boyun seviyesinde içten bir bağlantı mevcuttur. Altıgen, üçgen veya dörtgen yapıda olabilen bir abutment ve ayrı bir vida vardır. Bu bağlantı tipinde vida korunur, abutmentin yan duvarları fazla yük altındadır. Eksternal bağlantıya göre bağlantıya göre vida gevşemesi ve kırılması olasılığının düşük oluşu, avantaj sağlar. Böylece eksen dışı kuvvetlere karşı, vida korunacağı için, dayanım daha fazla olur. İmplant-abutment ara yüzünde uyum daha fazladır, böylece daha homojen stres dağılımı sağlanır. Abutment çevresindeki homojen stres dağılımı sonucu, kemik üzerinde %60'a varan oranda daha az stres oluşturabildiği görülmüştür. [134, 135]

Pek çok in vitro çalışma internal bağlantı tipinin, eksternal bağlantı tipine göre mekanik olarak daha stabil olduğunu göstermektedir. [136-139] Biyomekanik olarak daha avantajlı sonuçlar verdiği düşünülen internal bağlantı tipinin protetik açıdan da daha uzun vadeli başarı gösterdiği düşünülmektedir. Fakat Piermatti ve ark. [140] tarafından yapılan bir çalışmada dört farklı firmaya ait iki farklı bağlantı tipi karşılaştırılmıştır. İnternal ve eksternal heksagon bağlantı tiplerinin vida gevşemesi üzerinde farklılık göstermediği sonucuna varılmıştır. Vida dizaynının, gevşeme üzerinde etkisi olduğu görülmüştür. Bu hipotezi destekleyen başka bir çalışmada ise iki farklı bağlantı tipinde implantlar kullanılmış, altın ve titanyum materyallerinden vidalar ile bağlantı sağlanmıştır. Vida gevşemesinin bağlantı tiplerinden bağımsız olduğu; fakat vidanın materyaline bağlı olduğu sonucuna varılmıştır.[141]

İmplant abutment bağlantısının stabilitesi genelde, vidanın ters tork değeri ile değerlendirilmektedir. Başlangıç tork değerine eşit veya daha yüksek ters tork değeri gösteren bağlantı tipleri, iyi prognoz gösterirler. Geleneksel abutmentların ters tork değeri, başlangıç tork değerine göre %10 daha azdır. Fakat morse taper bağlantı tipinde ters tork değeri, başlangıç tork değerinin %20 daha üzerindedir. Morse taper bağlantı tipi internal ve eksternal bağlantının bir kombinasyonudur. Bu bağlantı tipi implant ve implantın iç yüzüne uygun açılı bir vidadan oluşur. İmplant ve abutment duvarları arasındaki derin aralıklar, lateral kuvvetler altında abutment yüzeyine direnç kazandırmak için tasarlanmıştır. Açılı yapı sayesinde, yüklerin dağılımı kolaylaşır. Kemikte oluşacak stres azaltılmış olur. Abutment duvarlarındaki derin oluklar sayesinde kuvvet geldiği zaman belirli bir sürtünme kuvveti oluşur. Böylece abutmentta oluşacak mikro düzeydeki hareketlilik sınırlandırılır. Abutment-implant ara yüzünde oluşacak mikro boşluk riski de azalır. Hareketlilik sınırlı olacağı için dik yönde daha sıkı bir abutment-implant bağlantısı sağlanır. Geniş bağlantı yüzeyine sahip olduğu için rotasyon riski de azdır. Yapı mekanik olarak daha stabil ve mikro hareketlilik açısından daha sınırlı olduğu için eksternal heksagon bağlantıya bir alternatif olarak düşünülebilir. Morse taper bağlantı tipinin Eksternal heksagon bağlantıya göre daha stabil olduğunu düşünen görüşler mevcuttur.[136, 138, 142] Eksternal heksagon bağlantıya göre, açılı vida varlığı daha homojen stres dağılımı yarattığı için, peri-implant doku sağlığı açısından daha uygun olduğu sonucuna varılmıştır. 8 yıl boyunca takip edilmiş tek diş eksikliğini restore eden implantlarla ilgili yapılan bir klinik çalışmada, morse taper bağlantı tipinde vida gevşemesi ve kırığı gibi hiçbir mekanik komplikasyona rastlanmamıştır. [143] Bağlantı tipinin çevre kemik dokuda oluşturacağı biyomekanik etkiler düşünüldüğünde ise, morse taper bağlantı tipinin; internal veya eksternal bağlantı tiplerinin her ikisinden de daha düşük strese sebep olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur.[135, 144-146]

Fakat foto elastik analizi ile yapılan çalışmalarda, morse taper bağlantısına sahip implant destekli sabit protezlerde, eksternal heksagon bağlantıya göre daha fazla oranda strese sebep olduğu görülmüştür. [147, 148] Farklı bir görüş de, internal, eksternal ve morse taper bağlantı tiplerinin çevre kemik dokuda oluşturduğu stres açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir.[149]

İmplantların çapı ve uzunluğu da stres dağılımı üzerinde etkilidir. Geniş çaplı implantlar gelen yükleri daha geniş alana yaydıkları için kemik üzerinde daha az strese sebep olurlar. Stres analizi çalışmaları sonucu implant çapındaki artışın dikey ve yatay kuvvetlerin kortikal kemikte oluşturduğu stresi azalttığını göstermektedir. Fakat var olan kemiğin morfolojik sınırları doğrultusunda optimum implant genişlikte implant uygulanmasının kemik-implant ara yüzünde oluşacak stres dağılımı açısından yeterli olduğuna dair görüşler de mevcuttur. [150]

Fakat özellikle arka bölge diş eksikliklerinde kemik rezorbsiyonunun olabilmesi, alveolar sinirin varlığı ve üst çenede sinüs boşlukları uzun implant kullanımını sınırlandırabilmektedir. Anatomik oluşumların sınırlandığı durumların üstesinden gelmek için; sinüs lifting, kemik grefti gibi uygulamalar yapılabilmektedir. Bu uygulamaların maliyetli oluşu, operasyon sonrası dönemde hastaların yaşayabildikleri zorluklar ve komplikasyon riski pratik kullanımı sınırlandırmaktadır. Bu sebeplerle kısa implantlar gündeme gelmiştir. Fakat genel görüş kısa implantların klinik kullanıma uygun olmadığı yönündedir. Çünkü oklüzal kuvvetlerin geniş alana yayılması gerektiği düşünülmektedir. Oklüzal yükler öncelikle krestal kemiğe daha sonra tüm kemik yüzeyine yayılım gösterirler. Çiğneme esnasında oluşan kuvvetler fizyolojik sınırlar dahilinde ise kemik tarafından tolere edilebilirler. Ancak parafonksiyonel aktiviteler varlığında fizyolojik sınırları aşabilecek kuvvetler söz konusu olacağı için, daha geniş çaplı implantlar tercih edilebilir. Kemik miktarı az ise kısa implantlardan kaçınılmalı, geniş çaplı implantlar tercih edilmelidir. Lemos ve ark. tarafından yapılan bir sistematik çalışmada 2631 kısa ve standart implanta sahip 1269 hasta değerlendirilmiştir. Kısa ve standart implantların; marjinal kemik kaybı, protetik komplikasyon riski ve sağ kalım oranı istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermediği görülmüştür. Yalnızca 8 mm'den kısa implantların, diğerlerine göre daha düşük sağ kalım oranı gösterdiği görülmüştür. [151]

2.2.4. İmplant Diş Hekimliğinde Protetik Seçenekler

Geleneksel diş hekimliği dişsiz hastalar için sınırlı tedavi seçeneği sunar. Çünkü ekstra dayanak ilavesi yapılamaz ve var olan ağız içi duruma göre tedavi planlaması yapılır. Fakat implant diş hekimliğinde, kemik miktarı izin verdiği sürece, istenilen sayıda dayanak ilavesi yapılabilir. Protez tasarımı da cerrahi girişimler öncesi yapılabilir ve mevcut planlamaya göre dayanak ilavesi yapılabilir. Mevcut kemik

durumu değerlendirilerek, protez tasarımının yapılması ve bu durumlar göz önüne alınarak dayanak sayısına karar verilmesi önemlidir.[152] Tam dişsiz hastalarda implant destekli hareketli protezlerin, implant destekli sabit protezlere göre çeşitli üstünlükleri vardır. Dudak ve yanak desteği sağlanarak yüz görünümünün iyileştirilmesi, geceleri protezin çıkarılabilmesi ve maliyetin daha düşük olması bunlardan birkaçıdır. Fakat ağız içi durumun implant destekli hareketli proteze uygun olmaması, psikolojik durum, sabit protezlerin daha uzun vadeli kullanılabilmesi, yiyecek birikiminin daha az olması gibi durumlarda implant destekli sabit protez tercih edilebilmektedir.[153]

Misc CE [154] tarafından yapılan ve günümüzde de hala kullanılan implant destekli protez sınıflaması mevcuttur. Bu sınıflamaya göre SP-1 sabit protezdir, sadece krunu restore eder ve doğal dişe benzer. SP-2 sabit protezdir, krunu ve kökün bir kısmını restore eder; oklüzal yüzden bakıldığında krun konturu normal görünür, gingival yaridan bakıldığında uzamış ve fazla konturlu bir görüntüye sahiptir. SP-3 sabit protezdir, dişsiz bölgede kaybolmuş krunu ve diş eti rengini tamamlar; metal seramik veya yapay dişler kullanılabilirken, akrilik diş eti maskesi kullanılır. HP-4 hareketli protezdir, implant destekli overdenture olarak tanımlanır. HP-5 hareketli protezdir, yumuşak doku ve implant destekli overdenture olarak tanımlanır.

Tam dişsiz alt çenede implant destekli sabit protez yapılabilmesi için 5-9 adet implant yapılması önerilir. Bu implantlardan en az dört tanesi mental formaneler arasında yer almalıdır. Üst çene kemiğinin yoğunluğu daha düşüktür ve biyomekanik komplikasyon riski daha fazladır. Bu sebeple 6-10 adet implant yapılması önerilir. Bu implantlardan en az iki veya üç tanesi üst çene ön bölgede yer almalıdır.[18] Ark şekli ve kuvvet faktörüne göre de implant yerleşimi değişiklik gösterebilir. Kare formu bir arkta ön bölgeye yapılacak implantların kanin konumuna yerleştirilmesi yeterli olabilir. Ovoid veya üçgen formu bir arkta ise köpek dişlerine ek keser dişler bölgesine de implant yerleştirilmesi gerekebilir.

Eğer az sayıda implant yerleşimi yapıldıysa restorasyon tek parça olacak şekilde beraber restore edilmelidir, fakat yeterli sayıda implant yerleştirildiyse restorasyon bölünmelidir. Üst çene arka bölgede kantilever uzunluğu, sabit protezler için tek diş geçmemelidir. Fakat alt çene için durum farklıdır, arka bölgede iki diş kadar uzanabilir.[155-158]

2.3. Seramikler

Diş eksiklikleri; beslenme bozuklukları, görünümün bozulması ve sosyal hayatın negatif etkilenmesi gibi sorunlara yol açabildikleri için insan hayatında önemli rol oynarlar. Fonksiyon ve estetik kuron ve köprü protezleriyle restore edilebilmektedirler. Doğala yakın görüntüleri, biyolojik uyumlulukları ve korozyona dirençleri sebebiyle seramikler sabit protetik tedavide uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Dental seramiklerin içeriği feldspar, kaolin ve quartzdan oluşur. İçeriklerindeki camsı matris sayesinde dişlerin optik özelliklerini taklit edebilirler.

Seramiklerin diş hekimliğinde restoratif materyal ilk kullanımı 1700'lü yıllarda doğal dişlerin renk ve şeklini taklit ettiğinin fark edilmesiyle başlamıştır. 1808 yılında Fransa'da bulunan Dr Fonzi porselenin platin çubuklara tutturularak kullanılabildiğini göstermiştir. Bu durum porselenin metal alt yapıya tabakalanmasının temelini oluşturmuştur. [159] 1889 yılında Charles H.'nin 'jaket' kuronların patentini almasıyla porselenin restoratif tedavilerde kullanımı ticari olarak başlamıştır. Tamamı feldspatik porselenden oluşan jaket kuronlarda görülen kırılmaları önlemek için 1950'li yıllarda Abraham Weinstein tarafından metal destekli kuronlar geliştirilmiştir. Fakat metal alt yapının opak görüntüsü sebebiyle daha yüksek optik özelliklere sahip materyal arayışına gidilmiştir. Bu sebeple jaket kuronlara, dayanımlarını da arttırmak amacıyla, W. McLean ve T.H. Hughes tarafından alümina ilavesi yapılmıştır. Porselen iç yapısı %40-50 oranında alümina içeren materyal elde edilmiştir. Fakat düşük dayanımı sebebiyle sadece ön bölge restorasyonlarda kullanılmıştır. 1950'lerin ortalarına doğru cam yapısına mika ilave edilerek Dicor® kuronlar piyasaya sunulmuştur. Kaybolan mum tekniği kullanılarak elde edilen restorasyonlar ısıya maruz bırakılarak yapı içerisinde kristal çekirdek oluşması sağlanmıştır. Fakat yapım zorlukları ve kırılma oranlarının fazla oluşu sebebiyle kullanımlarından vazgeçilmiştir. Feldspatik porselenin kontrollü olarak ısıtılması sonucu yapıda lösit kristallerinin oluştuğu bilinmektedir. Kristal oluşumu yapının dayanıklılığını arttırdığı için, metal alt yapıyı tabakalamak için kullanılmıştır. Yüksek oranda lösit kristalleri içeren Empress® sistemler, 1980'li yıllarda basınç altında şekillendirilebilen ilk seramikler olarak geliştirilmiştir. Cam infiltre seramik sistemler de In-Ceram® olarak tanıtılmıştır. Alüminadan oluşmuş çekirdek yapıya cam infiltre edilmesiyle eğilme mukavemeti 350 MPa'ya kadar artmış materyal elde edilmiştir. CAD/CAM teknolojisinin de gelişmesiyle zirkonyum dioksit içerikli seramikler kullanılmaya başlanmıştır. Eğilme mukavemetleri 900-1300 MPa

arasında değişen bu materyaller arka bölge sabit köprü protezleri yapımında da kullanılmıştır. Yüksek dayanımları ve biyouyumlulukları sayesinde günümüzde de sıklıkla kullanılmaktadır. 1998 yılında Ivoclar Vivadent AG. tarafından Empress II sistemler piyasaya sunulmuştur. Lityum disilikat içeren bu cam seramik sistemler, yüksek dayanımı, dişe yakın optik özellik göstermeleri ve uzun süreli sağ kalım göstermeleri sebebiyle tercih edilmişlerdir.[160]

Ön bölge, arka bölge için kullanım alanı, mikro düzeydeki yapıları, içerikleri ve farklı ışık geçirgenliği özelliğine sahip pek çok seramik bulunmaktadır. Mikro yapıları ve içeriklerine göre güncel seramik sınıflaması şu şekildedir: [161]

Cam-Matris İçeren Seramikler: Metal içermeyen camsı faza sahip inorganik seramik materyalleri. Feldspatik seramikler ve sentetik (lösit bazlı, lityum disilikat ve türevleri, floroapatit bazlı) seramikler.

Cam İnfiltre Seramikler: Alümina, alümina ve magnezyum, alümina ve zirkonya

Polikristalin Seramikler: Metal ve camsı faz içermeyen inorganik seramik materyalleri: Alümina, stabilize zirkonya, Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

Reçine-Matris İçeren Seramikler: İçeriğinde porselen, seramik, cam ve cam seramik gibi inorganik doldurucu içeren polimer matris. Reçine nanoseramikler, reçine matris içeren cam seramikler ve reçine matris içeren zirkonya-silikat seramikler

2.3.1. Cam Matris İçeren Seramikler

Cam seramik olarak bilinen ilk malzeme Dicor[®] mika bazlı seramiklerdir. Bu seramikler dökülebilir olmakla beraber düşük kırılma dayanımı gösterdikleri için yapısal değişiklikler oluşturulmuştur. Cam seramiklerin güçlendirilmesi, kontrollü ısı işleme tabi tutulması ve kristal fazların çekirdek oluşturmasıyla gerçekleştirilmektedir. Feldspatik porselene oranla daha düşük kırılma dayanımı, daha yüksek ışık geçirgenliği özelliğine sahiptirler. [162] Cam seramikler günümüzde restoratif malzeme olarak; kaybolan mum tekniği ve ısı-basınç ile şekillendirme, CAD/CAM teknolojisi ve basınçsız sinterleme tekniklerinden faydalanılarak kullanılmaktadır. [163]

Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramikler uzun yıllardan beri diş hekimliğinde doğal diş görüntülerini yansıtabilen malzemeler olarak bilinmektedir. Kaolin/kil (hidrat ile bileşik yapmış alüminosilikat), quartz (silika) ve feldspardan (potasyum ve sodyumalüminosilikat karışımı) oluşan bu malzemeler güçlendirilmek amacıyla metal alt yapılar üzerinde kullanılmıştır. Feldspar ($K_2Al_2Si_6O_{16}$) yüksek ısıda lösit kristallerine dönüşerek yapıda kristal faz oluşturur. Bu işlem sonucu yapının dayanımı artar ve üst yapı tabakalama işlemleri için uygun hale gelmiş olur.[161] Feldspatik içerikli, CAD/CAM teknolojisi ile kullanılabilen bloklar da mevcuttur. Kırılma dayanımları ortalama 150 MPa ve elastik modülleri 45 GPa'dır. Farklı renk değeri ve doygunluk oranlarına göre bloklar bulunabilmektedir. Polikromatik, dikromatik ve monokromatik olarak bulunabilmektedirler. Polikromatik blokların, üç farklı renk doygunluğu özelliği vardır. En içteki çekirdek tabakadan dışa doğru artan ışık geçirgenliğine sahiptirler. Feldspatik seramiklerin endikasyonları; laminate veneer, inley, onlay restorasyonlar ve tek kuron protezleridir. Düşük kırılma direncine sahip oldukları için köprü protezi endikasyonları bulunmamaktadır. [164]

Sentetik Seramikler

Sentetik seramiklerin içerikleri genel olarak; silisyum dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O), ve alüminyum oksit (Al_2O_3)'ten meydana gelir. Bu materyaller üst yapı porseleni olarak kullanılacağı zaman, alt yapı ile uyumlu termal genleşme kat sayısına sahip olan materyaller ile bir arada kullanılması uygundur.

Lösit ($KAlSi_2O_6$) kristali, metal alt yapının tabakalanması amacıyla kullanılan feldspatik porselenin termal genleşme katsayısını arttırmak amacıyla kontrollü kristalizasyon işlemi ile yapıda oluşturulmaya başlanmıştır. Bu işlemde seramiğin, 950^0 'de ısıtılmaya başlanmasıyla yapı içerisinde kristal çekirdekler oluşur ve 1050^0 'ye ulaşan nihai ısıda çekirdeklerin büyümesi gerçekleşir. Lösit kristallerinin ısısal genleşme katsayısı feldspar taneciklerinden (yaklaşık %10) yüksektir. Böylece ısısal işlemler sırasında yapı içerisinde bir iç gerilim oluşur ve seramik yüzeyinde var olan çatlakların ilerlemesini engellenir. Bu işlem sonucu yapının kırılma direnci ve kırılma tokluğu değerleri artar. Lösit içerikli seramikler 0.4 MPa basınç altında 1150^0 sıcaklıkta blok haline getirilerek, laboratuvar işlemlerinde kullanılmaktadır. Lösit içerikli

seramikler ortalama 150-160 MPa kırılma direncine ve 62 GPa elastik modüle sahiptirler. [165] Lösit içerikli cam seramikler CAD/CAM teknolojisi ile kullanıma uygundurlar. Bu bloklar dişlere yakın optik özellik gösterirler. Endikasyonları; inley, onlay, parsiyel kuron, kuron ve laminate veneerdir. [162]

Üçüncü nesil cam seramikler olan lityum disilikat cam seramikler temel cam içeriğinden ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O-P}_2\text{O}_5\text{-ZnO-La}_2\text{O}_3$) türetilmiştir. Ivoclar markasına ait IPS Emax cam seramikler iki formda kullanılabilirler. Isı-basınç altında preslenebilir ve CAD/CAM teknolojilerinden faydalanılarak bloklardan kazınarak elde edilebilirler. Lityum disilikat içerikli preslenebilir ingotlara 920° derecede 20 dk boyunca ısı ve basınç uygulanır. İngotlar frezeleme işlemini kolay hale getirmek için orta sertlikte parsiyel kristalize halde bulunurlar. Yapı içerisindeki temel kristal fazı lityum meta silikattır. Frezeleme işlemi bittikten sonra restorasyon 7 dk boyunca 840°C de tutulur. Böylece lityum metasilikat kristalleri, kimyasal olarak daha stabil ve ışık geçirgenliği daha fazla olan lityum disilikat formuna dönüşürler. Kontrollü kristalizasyon işlemi sonrası yapı içerisinde %70 oranında uzun, iğne formunda kristaller oluşur. Sonuçta ortaya çıkan materyalin kırılma dayanımı 350 MPa'ya, kırılma tokluğu ise 2.9 MPa'ya kadar ulaşabilmektedir.

Lityum disilikat seramiklerinin endikasyonları; laminate veneer, kuron protezleri, arka bölge inley, onlay ve ön bölgeyle sınırlı olmak üzere iç üyeli köprü protezleridir. Arka bölge kuron protezlerinin monolitik olarak kullanılması önerilir. Restorasyon bitiminde renk, ağız içi duruma göre kişiselleştirilebilmektedir. Boyama ve glazürleme işlemi ile restorasyon bitimi yapılabilir.[162, 163]

2.3.2. Cam İnfiltrasyon Seramikler

Cam infiltrasyon seramikler ilk olarak 1989 yılında kullanıma sunulmuştur. Slip cast (döküm) tekniği kullanılarak üretimleri gerçekleştirilmiştir. Bu seramik grubu; In-Ceram Alümina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirkonya'dan oluşmaktadır.

In-Ceram Alümina tozunun Al_2O_3 de-iyonize su ile karıştırılmasıyla çekirdek bir yapı elde edilir. Bu yapının sinterlenmesinden sonra, lantan oksit cam infiltrasyonu işlemine tabi tutulmasıyla yapı son sertliğine ulaşır. Alümina yapısında Al_2O_3 (82%), La_2O_3 (12%), SiO_2 (4.5%), CaO (0.8%), ve diğer oksitler bulunur. (0.7%) Alümina yapısında üç farklı boyutta tanecik bulunur. Bu tanecikler; 10-12 μm uzunluğunda ve

2.5-4 μm genişliğinde, 1-4 μm çapında açılı yerleşim gösterenler ve 1 μm çapından küçük küresel yapıdadırlar. Materyal opaktır. Bu sebeple üst yapı porseleni ile kullanılmalıdır. In-Ceram Spinell ise benzer yapıdadır. Fakat cam infiltrasyon işlemi sentetik olarak üretilen poröz yapıdaki alüminat (MgAl_2O_4) çekirdek üzerine yapılır. In-Ceram Zirkonya ise In-Ceram Alümina'nın bir modifikasyonudur. Yapıyı güçlendirmek için parsiyel stabilize zirkonyum oksit ilavesi yapılmıştır. Bu materyallerin kullanımı, CAD/CAM destekli lityum disilikat ve zirkonyanın gelişmesiyle azalmıştır. [161]

2.3.3. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramik grubunda yer alan seramiklerin başlıca özelliği yüksek kırılma dayanıma sahip olmalarıdır. Kırılma tokluğu değerleri yüksektir. Camsı faz içermezler. Bu sebeple hidroflorik ile asitlenmesi sonuç vermez. İnce tanecik yapısına sahiptirler ve yarı saydam özelliktedirler. [166]

Alümina

Bu malzeme yüksek konsantrasyonda Al_2O_3 'ten (%99.5) oluşmaktadır. CAD/CAM teknolojisiyle kullanılmak üzere alt yapı materyali olarak üretilmiştir. Materyalin kırılma dayanımı oldukça yüksek (17-20 GPa) olmakla beraber elastik modülü 300 GPa civarındadır. Seramikler içerisinde en yüksek elastik modüle sahip olan bu materyal, kütleli kırılmalara sebep olmuştur. Alt yapıda görülen bu yüksek kırılma sebebiyle farklı materyal arayışına gidilmiştir. Stabilize zirkonyada görülen dönüşüm sertleşmesi, materyalin alüminadan daha yüksek mekanik özelliklere sahip olduğu görülmüştür. Bu sebeple kullanımı azalmıştır.

Stabilize Zirkonya

Zirkonya yüksek mekanik özellikleri, oldukça sert ve aşınmaya dirençli yapısı sayesinde oksit seramikler içerisinde önemli bir yere sahiptir. Dental seramikler içerisinde en yüksek mekanik özellik gösteren grupta yer alır. Korozyona dirençli oluşu, periodontal dokulara uyumlu yapısı ve beyaz renkli oluşu da bu seramiklerin diş ve implant sabit protetik restorasyonlarda sıklıkla kullanılma sebeplerindendir.[167]

Zirkonyanın polikristalin seramik grubuna dahil edilme sebebi; materyal içerisinde farklı fazlara sahip tanecikler içermesidir. Taneciklerin üç temel fazı vardır. Bunlar; monoklinik, kübik ve tetragonal fazlardır. Saf zirkonya oda sıcaklığında

monoklinik fazda bulunur. Materyal 1170 dereceye kadar bu fazda stabil kalır. Bu sıcaklık arttığı zaman 2370 dereceye kadar tetragonal faza dönüşür. Daha sonra tanecikler kübik faza geçer. Materyal soğutulurken, 100 ve 1070 derece arası tetragonal ve monoklinik faz dönüşümleri gerçekleşir. Soğuma sırasındaki faz dönüşümüne bağlı olarak taneciklerde hacimce yaklaşık %3-4 oranında artış meydana gelir. Materyal içerisinde yayılmış tetragonal fazdaki tanecikler, kuvvet uygulandığı zaman monoklinik faza geçiş yaparlar. Bu sebeplerle zirkonya oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulmaya çalışılır. Çünkü materyale kuvvet geldiğinde tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sonucu taneciklerde hacimce artış görülür, böylece materyal iç yapısındaki çatlakların ilerlemesi durdurulmuş olunur. Bu olay dönüşüm sertleşmesi olarak adlandırılır. Materyali oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil halde tutmak için yapı içerisine bazı oksitler ilave edilir. Bunlar Mg, Ca ve Y gibi elementlerin oksitli bileşikleridir. Yapıda yaklaşık %2-3 mol oranında bulunurlar. Materyalin bu hali yarı stabilize zirkonya olarak adlandırılır. [168]

Zirkonyanın mekanik özelliklerinin bozulması yaşlanma olarak adlandırılır. Zamanla istenmeyen faz değişimleri gerçekleşebilir. Genelde 200-300 derece kritik sıcaklıktır. Su buharının da varlığında kontrol edilemeyen faz değişimlerinin gerçekleşebilir. Yaşlanma; materyal iç yapısında monoklinik fazda artış, yoğunluk, sertlik ve dayanıklılıkta azalma olarak gözlenebilir. Tanecik büyüklüğünün azaltılması veya stabilize edici oksit oranının artırılması da istenmeyen faz dönüşümlerini tetikleyen bir durumdur. Kontrol edilemeyen faz değişimleri materyalde istenmeyen çatlak oluşumuna sebep olabilir. Bu dönüşüm yüzeyde başlar ve materyalin içine doğru devam eder. [169]

Geleneksel zirkonya opak bir görüntüye sahiptir. Restorasyonun görüntüsünü doğala yakın bir hale getirmek için tabakalama yapılarak bitimi yapılır. Genelde cam seramik üst yapı porseleni tercih edilir. Zirkonya ve üst yapı seramikleri esnek bir yapıya sahip değildirler. Sert ve kırılğan yapıdadır. Fakat üst yapı seramiğinin kırılma dayanımı zirkonyaya göre oldukça düşüktür. Bu sebeple kuvvet altında tabakalanmış zirkonya seramiklerinde üst yapı porseleninde kırılmalar görülebilmektedir. Bunlar porselenin kendi içerisinde meydana gelen koheziv kırılmalardır. Bu sorunun önüne geçmek için üst yapı porseleni olmadan kullanılabilen monolitik zirkonya ile restorasyonlar yapılabilmektedir. [170]

Monolitik kelime anlamıyla katıksız, saf demektir. Materyalin bir bütün halinde kullanılmış formu monolitik olarak adlandırılır. Restorasyonun tek bir materyalden oluşması; interoklüzal mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda, parafonksiyonel alışkanlıkları ve daha önceki restorasyonlarında kırık hikayesi olan hastalarda kullanım avantajı sağlar. Monolitik zirkonya restorasyonların cila prosedürleri uygulandığında karşıt dişte, diğer dental seramiklere göre daha az aşınma yaptığı da bilinmektedir.[171] Monolitik kullanıma uygun translüsent ve opak olmak üzere iki tip zirkonya mevcuttur.[172]

TranslÜsent zirkonya geleneksel zirkonyaya göre daha yüksek optik özellikler gösterirler. Bir materyalin ışık geçirgenliğinin fazla olması için yüzeye gelen ışın demetlerinin saçılmadan süzülmesi gerekmektedir. Geleneksel zirkonda yapısında bulunan alümina yüzeye gelen ışık demetlerini dağıtıcı etki gösterir. TranslÜsent zirkonya yapısında alüminanın azaltılmasıyla bu etki azalmıştır. Ayrıca tetragonal fazda bulunan taneciklerin anizotropik yapısı ışık demetlerini dağıtıcı etki gösterir. Kübik fazda ise bu durum tam tersidir. Tanecikler izotropik yapıdadır. TranslÜsent zirkonya yapısında bulunan kübik fazdaki tanecik oranının artırılmasıyla da ışık geçirgenliği özelliği arttırılmıştır. Yapıdaki stabilize edici oksit oranının artırılmasıyla (%3-8 mol Ytria) tanecikler kübik fazda tutulabilmektedirler. Materyal yapısındaki tanecik boyutunun ışık geçirgenliğini etkileyebileceği yönünde görüşler mevcuttur.[171] İlk görüş daha büyük taneciklerin daha yüksek sinterleme ısısı gerektirdiği dolayısıyla yapıdaki porozite oranını azaltıp, materyal yoğunluğunu ve ışık geçirgenliğini arttıracağı yönündedir.[173-176] Fakat özellikle yapıdaki tetragonal fazdaki taneciklerin büyük olması durumunda ışık demetlerinin dağıldığı ve ışık geçirgenliğinin azaldığını belirten görüşler de mevcuttur. [177-179] Bu sebeplerle tanecik büyüklüğünün ışık geçirgenliği üzerinde tek başına etkili değildir. Yapıdaki porozite oranının ışık geçirgenliği üzerinde etkisi mevcuttur. Görünür ışığın dalga boyuna yakın büyüklükteki (400-700 nm) porozitelerin ışığı dağıtıcı etki gösterdiği bilinmektedir.

Zirkonya seramiklerin en dayanıklı dental materyaller içerisinde gösterilme sebeplerinden biri, yapıda dönüşüm sertleşmesi görülmesidir. Bu durum da materyalin yarı stabil yapısı sayesinde mümkün olmaktadır. Fakat translÜsent zirkonyanın ışık geçirgenliğini sağlayabilmek için yapının kübik fazda sabit kalması gerekmektedir. Bu sebeple dönüşüm sertleşmesinin translÜsent zirkonyada gerçekleşmemesi, yapıyı

geleneksel zirkonyaya göre daha zayıf kılmaktadır. [180] Composilvan E. [181] translüsent zirkonyanın geleneksel zirkonyaya göre daha düşük kırılma dayanımı ve tokluğu gösterdiğini bu sebeple dikkatli klinik kullanım gerektirdiğini belirtmektedir. Almansour ise [182] translüsent zirkonyanın eğilme mukavemetinin geleneksel zirkonyaya göre düşük olduğunu fakat klinik kullanıma uygun olduğunu göstermiştir.

Elshiyab ve ark.[183] tarafından yapılan in vitro bir çalışmada alt çene birinci büyük azı dişlerine hazırlanan hibrit abutment üzerine, lityumdisilikat ve monolitik zirkonya kuronlar simante edilmiştir. Termal yaşlandırma testi uygulanan örnekler daha sonra 5 yıla denk olacak şekilde mekanik yaşlandırma etkisi gösteren çiğneme simülatörüne alınmışlardır. Çiğneme simülatörü sonucunda tüm kuronlar sağ kalım göstermiştir. Fakat monolitik zirkonya kuronların yapı içerisinde görülen çatlak oranının, lityum disilikat kuronlara göre istatistiksel anlamda daha yüksek olduğu görülmüştür.

Moilanen ve ark.[184] tarafından yapılan bir çalışmada tam stabilize ve parsiyel stabilize zirkonyadan yapılmış, implant destekli vida tutuculu kuronlar lateral diş bölgesi için hazırlanmıştır. Kuronların bir kısmı Ti-base üzerine simante edilerek ağızda vidalanmış, diğer kısmı ise direk implant üzerine vidalanmıştır. Kuronlar 45⁰'lik açı ile 1.0mm/dk hızında başarısızlığa uğrayana kadar mekanik yaşlandırma testine tabi tutulmuşlardır. Çalışma sonucunda zirkonya materyallerinin dayanım açısından kendi içinde farklılık göstermediği, Ti-base üzerine simante edilmiş kuronların daha yüksek dayanım gösterdiği görülmüştür.

Optik özelliklerinin iyi olması, antagonist dişlerde minimum aşınma göstermeleri ve üst yapı seramiği gereksiniminin ortadan kalkmasıyla monolitik zirkonya restorasyonlar diş ve implant destekli sabit kuron köprü protezlerinde kullanılabilirler.

Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

Parsiyel stabilize zirkonyanın genellikle teragonal fazda bulunması ve alüminanın dayanımı sebebiyle alümina ile güçlendirilmiş zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina materyalleri geliştirilmiştir. Alümina ve zirkonya partiküllerinin nano veya mikro boyutlarda birbiri içerisine dağıtılmasıyla elde edilen materyalin yapısına alüminanın dahil edilmesiyle kırılma tokluğu arttırılmıştır. İlk olarak Claussen [185] alüminaya zirkonya ilavesinin, yapıda var olan çatlak ile tetragonal monoklinik

faz dönüşümü sırasında oluşan mikro çatlaklar arasındaki etkileşimden ötürü kırılma tokluğunu arttırdığını göstermiştir. Bu materyallerin yarı stabilize zirkonyaya göre avantajları düşük ısı bozulmasına karşı dirençli olmaları, daha yüksek dayanım göstermeleri ve kırılma tokluğunun fazla oluşudur[168]

2.3.4. Reçine-Matris İçeren Seramikler

Diş hekimliği uygulamalarında kompozit reçineler ve seramikler en çok kullanılan restoratif materyallerdir. Kompozit reçineler, organik matrisin inorganik tanecikler ile doldurulmasıyla oluşturulur. Uygulanabilirliklerinin kolay olması, maliyetinin düşük oluşu, elastik modüllerinin dentine yakın olması, tamir edilebilir olmaları, kuvvetleri karşılayabilmeleri ve diş dokularına yakın renk özelliklerine sahip olmaları bu materyallerin sıklıkla tercih edilme sebeplerindendir.[161] Seramik materyaller ve kompozit reçineler, CAD/CAM destekli sistemler ile kullanılabildikleri gibi indirek olarak da uygulanabilirler. Kompozit reçinelerin bilgisayar destekli sistemlerle üretimi sırasında kazınmaları seramiklere göre daha kolaydır. Fakat kompozit reçineler; optik özellik, dayanım ve biyouyumlulukları açısından seramiklere göre daha düşük özellikler gösterirler. Bu sebeplerle, her iki materyalin olumlu özelliklerinin bir araya getirildiği reçine infiltrate seramik bloklar üretilmiştir. Bu materyaller, ortalama %86 oranında sinterlenmiş seramik ve %14 oranında reçine matris içerirler. Endikasyonları; ön ve arka bölge kuron protezleri, implant destekli kuronlar, laminate veneer, inley ve onlay restorasyonlardır.[186] Bu materyallerin kuvvetleri karşılayabilme özellikleri, implant çevresi dokulardaki periodontal lif eksikliğinden ötürü, implant destekli restorasyonlarda tercih edilme sebebidir.

Reçine Nano Seramikler

Nano boyutlardaki seramik partikülleri reçine matris içerisine dağıtılmıştır. Seramik partikülleri ağırlıkça yaklaşık %80 oranında yer alırlar. Yapı içerisinde yer alan silika nano partiküllerinin tanecik büyüklüğü 20 nm, zirkonya nano partiküllerinin tanecik büyüklüğü 4 ile 11 nm arasında değişmektedir.[161]

Reçine Matris İçeren Cam Seramikler

Bu materyaller hibrit seramik olarak da adlandırılırlar. Materyal iç yapısı, birbirleri içine tamamen kaynaşmış feldspatik seramik (ağırlıkça %86, hacimce %75) ile polimer akrilat reçineden (ağırlıkça %14, hacimce %25) oluşmaktadır.[187] Seramikten

bloklara göre daha az kırılğan olup, kompozit reçineye göre aşınmaya daha dirençlidirler. Silikat içerikli seramiklere göre daha ince kenar bitimi yapmak mümkün olduğu için daha iyi uyum elde edilir. [188]

Reçine Matris İçeren Zirkonya Silikat Seramikler

Bu materyallere ait iki farklı yapıda blok bulunmaktadır. Bunlardan birinin yapısında farklı oranlarda organik ve %60 oranından fazla inorganik matris bulunur. Organik kısım; silika tozları, zirkonyum silikat, UDMA ve TEGDMA'dan oluşmaktadır. Piyasada bulunan Shofu HC bu bloklara bir örnektir. [189] Piyasada bulunan bir başka reçine matris içeren zirkonya seramik grubu ise 3M Paradigm™ MZ100'dür. Bu bloklarda %85 oranında ince yapıda zirkonya-silika seramik partikülleri ile polimer matris birbiri içine kaynaşmış durumdadır. Polimer matris BİSGMA ve TEGDMA'dan meydana gelmektedir. Yapı içerisindeki partiküller küre şeklinde olup ortalama 0.6 mikrometre büyüklüğündedir. [190]

2.4. CAD/CAM Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım (CAD- computer-aided design) ve bilgisayar destekli üretim (CAM- computer aided manufacturing) son yıllarda diş hekimliğinde önemli yer tutan sistemler haline gelmiştir.

Dr Duret 1971'de dental CAD/CAM cihazını, optik ölçü ve kazıyıcı uç yardımı ile kuron protezi üretmek amacıyla geliştirmiştir. 1983 yılında CAD/CAM destekli ilk restorasyon üretilmiştir. Ticari amaçla üretilen ilk CAD/CAM sistemler 1985 yılında Dr Mörmann'ın CEREC adlı cihaz ile hasta başında inley üretmesi ile geliştirilmiştir. Piyasaya ilk sunulan CEREC ile günümüzde kullanılan arasında; ölçü, tasarım ve üretim üniteleri birlikte bulunması, iki boyutlu tasarımdan üç boyutlu tasarıma geçilmesi, makinenin aks sayısının artması gibi farklılıklar bulunmaktadır. Ölçü, tasarım ve üretim ünitelerinin ayrılması bir restorasyon üretilirken bir yenisi için ölçü alınıp tasarım yapılabilmesi açısından avantaj sağlar. Üç boyutlu tasarıma geçilmesiyle beraber, geleneksel ölçü alındığında alçı modelde görüldüğü gibi, gerçeğe daha yakın restorasyonlar yapılabilmektedir. [191] 1980'li yılların ortalarına doğru Dr Rekow tarafından beş akslı kazıyıcı uçlar geliştirilmiştir. Böylece restorasyonun üretimi daha kısa sürede gerçekleştirilebilmektedir. Dr Andersson tarafından 1983 yılında Procera (Nobel Biocare Zurich, Switzerland) geliştirilmiştir. Bu sistemde üç boyutlu yapı

mekanik olarak taranmaktadır. CAD/CAM destekli kompozit veneer restorasyonlar da ilk defa Dr Andersson tarafından üretilmiştir. Hem klinikte hem laboratuvarında kullanılabilen bu sistemlerde günümüzde; inley, onlay, kuron, köprü, lamina, implant abutmentleri ve tüm ağız restorasyonlar gerçekleştirilebilmektedir. [192]

CAD/CAM teknolojisi geleneksel yöntemlere göre pek çok avantaj sağlamaktadır. Dijital tarama sonucunda alçı model, döküm, mum modelaj aşamaları ortadan kalktığı için geleneksel ölçüye daha hızlı ve kolaydır. Güncel CAD/CAM sistemler dijital ölçü yardımıyla yarım çene ölçüsü almak yaklaşık 40 saniye, tüm çenenin ölçüsünü almak ise ortalama 2 dakika sürmektedir. Aynı zamanda tasarım ve üretim süresi de hızlı hale gelmektedir; bir kuronu üretmek yaklaşık 6 dakika sürmektedir. Geleneksel ölçüde görülebilen hava kabarcığı ve porozite oluşma riski de ortadan kaldırılmış olunur. Aynı gün içerisinde restorasyonu simante etme imkânı bulunduğu için, geçici kuron ve hastaların ikinci randevu ihtiyacı ortadan kalkmaktadır. Fakat ön bölgede, hastaya özel uyarlamalar ve kişiselleştirmeler için restorasyonun laboratuvara yollanması gerekebilir. Alçı modelin saklanması zorunluluğu ortadan kalkar. Veriler bilgisayar ortamında depolanabilir ve gerektiğinde restorasyon tekrarlanabilir. İnsan faktörü ortadan kalktığı ve bilgisayar destekli üretim yapıldığı için, ortaya çıkan restorasyonlar belirli bir standartta ve aynı kalitede üretilmektedirler. Dijital ölçü alınırken geleneksel ölçüde olduğu gibi, restorasyonun bitim sınırları ölçüde net bir şekilde belirgin olmalıdır. Bu sebeple mutlaka basamaklı diş preparasyonu ve diş eti retraksiyonu yapılmalıdır. Fakat CAD/CAM sistemlerin dezavantajları da mevcuttur. Özel ekipman ve kullanıcının konu ile ilgili eğitim alması gereklidir. Ekipman ve yazılım maliyetli olabilmektedir. [193]

2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Bileşenleri

CAD/CAM sistemleri temel olarak; üç boyutlu ölçüm yapan tarayıcıdan, protezin tasarımını yapan için CAD yazılımından, tasarımı yapılan verileri üretim için uygun hale getiren CAM yazılımından ve sanal verilerden gerçek protezi üreten makinadan oluşmaktadır. [194]

Üç boyutlu tarayıcılar çenelerin ve dişlerin üç boyutlu ölçüsünü alıp dijital ortama aktarırlar. Optik ve mekanik olmak üzere iki tip tarayıcı mevcuttur. Optik tarayıcılar lazer ışınları veya beyaz ışık kaynağına sahiptirler. Optik ölçünün çalışma prensibinde ölçüsü alınacak yüzeye ışın demetleri gönderilir, taranacak yüzeyin genel

hatları oluşturulur, daha sonra oluşturulan şekil noktacıklar halinde netleştirilir. Optik tarayıcılar ile çok kısa sürede tarama işlemi gerçekleştirilebilmektedir ve taranan nesnenin ayrıntıları bilgisayar ortamına aktarılabilir. Mekanik tarayıcılarda ise alçı model bir rehber top uç yardımıyla taranır. Fakat bu mekanik tarama işlemi optik taramaya göre daha uzun ve karmaşık yapıdadır. Bu sebeple günümüzde genellikle optik tarayıcılar tercih edilmektedir. [192]

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) gerçek verilerin sanal ortama üç boyutlu tarayıcılar yardımıyla aktarılmasından sonra bilgisayar programlarıyla tasarımın gerçekleştirilmesidir. Restore edilecek bölgenin morfoloji ve oklüzyonuna uygun olarak protezin tasarımı yapılır. Bilgisayar destekli üretim (CAM) ise elde edilen sanal verilerin üretim işlemine aktarılmasını sağlayan yazılım programlarıdır. CAD/CAM sistemlerinden elde edilen veriler pek çok farklı formatta saklanabilmektedirler. Genel olarak ortak kullanılan format tüm bilgisayarlarda standart olarak kullanılabilen STL (standart transformation language) formatıdır.

Programlardan elde edilen verilerin üretim aşaması genelde; su soğutması altında, kullanılacak blokların çeşitli disk frezlerle aşındırılmasıyla gerçekleştirilir. Materyallerin aşındırılması 3,4 veya 5 farklı eksen den oluşan kazıyıcı uçlarla gerçekleştirilir. [192]

2.5. Stres Analizi Değerlendirme Yöntemleri

İmplant tedavisi sonucu çevre dokularda oluşacak biyomekanik etkileri anlamak için klinik değerlendirmeler yapmak gereklidir. Fakat kemik içinin karmaşık yapısı, etik değerler ve uzun süre gereksinimi klinik değerlendirmeleri kısıtlayabilecek faktörlerdir.[195-197] Bu sınırlamalar sebebiyle bilgisayar destekli, tekrarlanabilir ve analitik deney yöntemleri biyomekanik stres analizlerinde kullanılabilir. Bu yöntemler; sonlu elemanlar analizi, foto elastik analiz ve gerilim ölçme analiz yöntemleridir. [2, 9-14]

2.5.1. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi (SEA) ilk defa 1976 yılında implantoloji alanında kullanılmaya başlanmıştır. O zamandan beri implantlara ait yeni tasarımları, materyalleri, yapıları ve bileşenleri değerlendirmek için kullanılmaktadır. SEA çalışmalarında bilgisayar destekli sistemler yardımıyla sanal bir ağ oluşturulur. İstenilen

materyaller ve çene modelleri sanal olarak tasarlanır. Modellenen materyallerin elastik modülleri sisteme girilerek kemiğin, implantın ve restoratif materyallerin biyomekanik davranışları taklit edilir. Mekanik problemler matematiksel yöntemler kullanılarak çözülmeye çalışılır. Farklı miktarda ve açıda yük uygulanması sonucu implant, kemik, protez ve dişler üzerinde oluşan stres seviyeleri belirlenebilmektedir.

Yapıların modellenmesi iki veya üç boyutlu olarak yapılabilmektedir. Üç boyutlu analizlerde gerçeğe daha yakın modeller elde edilebilir. Daha kompleks geometriye sahip yapılar ve tutarlı sonuçlar elde edilebilir. Fakat kemiğin karmaşık yapısı ve implantların mekanik davranışlarını modellere aktarmada bazı zorluklar yaşanmaktadır. Bu sebeple sanal modellemede bazı sadeleştirmelere gidilmektedir. Fakat dijital görüntüleme tekniklerinin ilerlemesi gerçek çene modellerinin sanal ortama aktarılmasını kolaylaştırmıştır. Bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme yöntemlerinden elde edilen çene modelleri oluşturulan sanal ağa aktarılabilir ve ölçüden kemik yoğunluğu aynı oranda modellenebilmektedir. Kuvvet uygulaması açılı dik ve yatay olarak yapılabilmektedir. Hem dinamik hem statik kuvvet uygulaması mümkündür. Fakat statik kuvvet uygulaması sırasında daha gerçekçi model eldesi için, açılı kuvvet uygulanması gereklidir. [2, 198]

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Ltd. Şti. ile birlikte gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada; farklı kemik miktarına sahip çenelerde implant destekli restorasyonlar sanal olarak modellenmiş olup, dijital ortamda dijital veriler kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sağ alt çeneye ait iki farklı model oluşturulmuştur. 5-6-7 numaralı diş bölgelerinde üç adet implant (Institute Straumann® AG, Basel, Switzerland Standart Plus Implant 4.1 RN) modellemesi yapılmıştır. İlk modelde implantların tamamı çene kemiğine gömülü vaziyette, ikinci modelde ise implantların boyun kısmı 3 mm açıkta kalacak şekilde modellenmiştir. Üç implant da aynı tasarıma sahiptir. İmplant destekli kuronların modellenmesinde; elastisite modülleri birbirinden farklı dört CAD/CAM destekli restoratif materyal kullanılmıştır. Bu materyaller monolitik zirkonya (ZirkonZahn Prettau), iki farklı reçine infiltre seramik (GC Cerasmart ve VITA Enamic) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiktir. (IPS e.max CAD) Protez tasarımları birleşik ve ayrı ayrı olmak üzere iki farklı şekilde modellenmiştir. Uygulanacak kuvvetin doğrultusu açılı 30^0 ve dik 90^0 olmak üzere iki farklı şekildedir. Bukkal tüberküllere ve santral fossaya kuvvet uygulanmıştır. Meydana gelecek olan stres oluşumu ve dağılımının belirlenmesi üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi analiz yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

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



Şekil 3-1: Optik tarayıcı (Activity 880 Smart Optics, Sensortech GmbH, Bochum, Germany)

Modeller, bilgisayar yazılımı (VRMesh Studio VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için stl (standart tessellation language) formatında bilgisayar yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı üç boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Bilgisayar yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin alt çeneye ait olduğunu, dış yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve poisson oranı) değerleri verilmiştir.

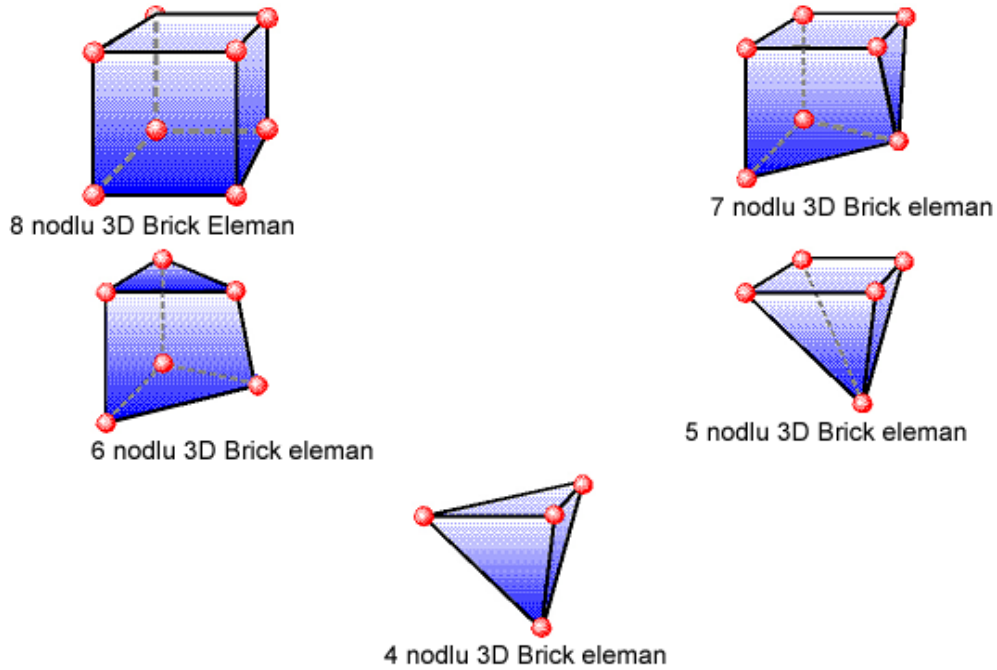
Tablo 3-1: Kullanılan materyallerin elastik modül ve poisson oranları

	Elastik Modül	Poisson Oranı
Reçine Siman	7,5[199]	0,25[199]
Hibrit seramik	30[200]	0,23[200]
Reçine infiltre nano seramik	10,3[201]	0,3[202]
Lityum Disilikat	63,9[203]	0,22[203]
Zirkonya	220[204]	0,33[204]
Kortikal kemik	13,7[199]	0,3[199]
Süngerimsi kemik	1,37[199]	0,3[199]
Titanyum	110[205]	0,35[205]

Üç boyutlu modelleme yazılım programında yapılan modeller, analiz programına stl şeklinde yüzey verisi olarak aktarılmıştır. Analizlerin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde ağ model oluşturulması gerekmektedir.

Ağ modeli oluşturma işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

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



Şekil 3-2: Kullanılan elemanların uzaydaki konumları ve eleman sayıları

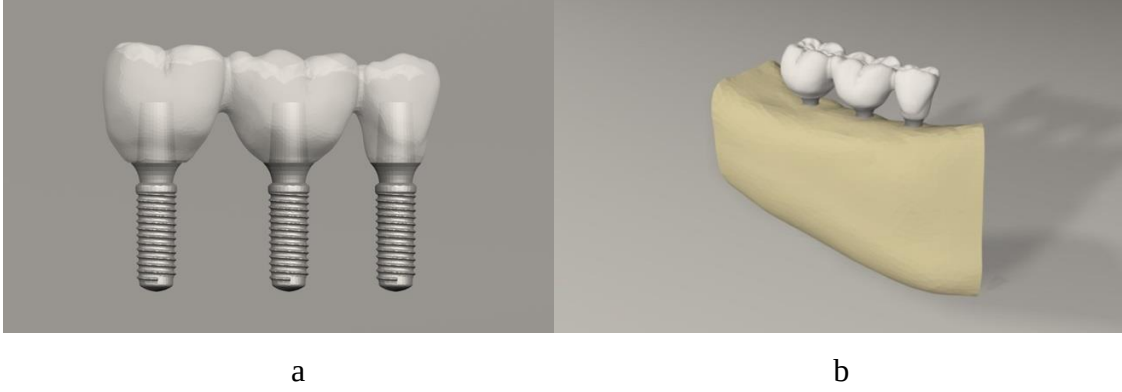
Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Lineer elastisite; yapının deformasyon veya gerilimin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir (Tablo 3-2).

Tablo 3-2: Modellerin düğüm ve eleman sayıları

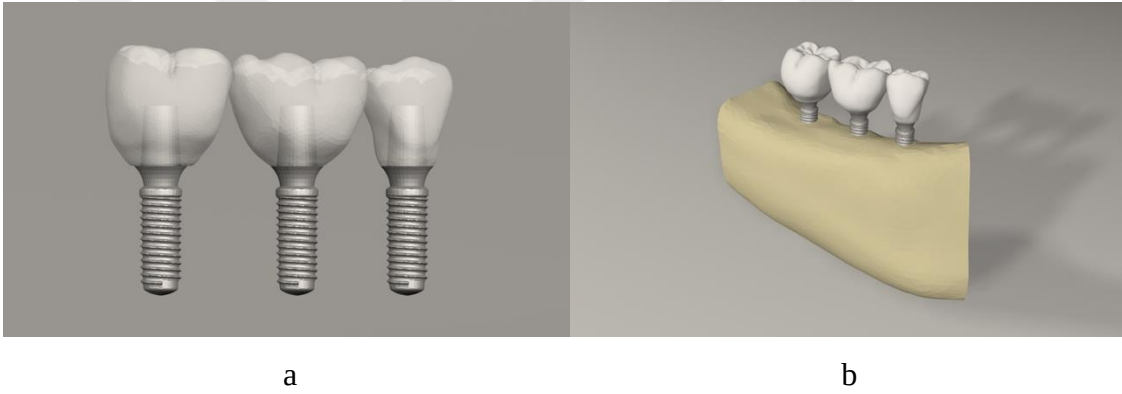
	Düğüm ve Eleman Sayıları
Model 1	Düğüm sayısı = 71302 Eleman sayısı = 307522
Model 2	Düğüm sayısı = 62239 Eleman sayısı = 297626

Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak taranmıştır. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N Seattle WA 98103 USA) yazılımına gönderilmiştir. Rhinoceros 4.0 yazılımında ‘Boolean’ adlı bilgisayar programlarında kullanılan değerlendirme yöntemi ile protezin alt ve üst yapı parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılmış ve kuvvet aktarımı sağlanmıştır. Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle bir hastanın tomografisi çekilmiştir. Tomografi çekiminde 3M ILUMA[®] CBCT cihazı kullanılmıştır. İşlem sırasında, ‘120KvP 3.8mA’ değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanılmıştır.



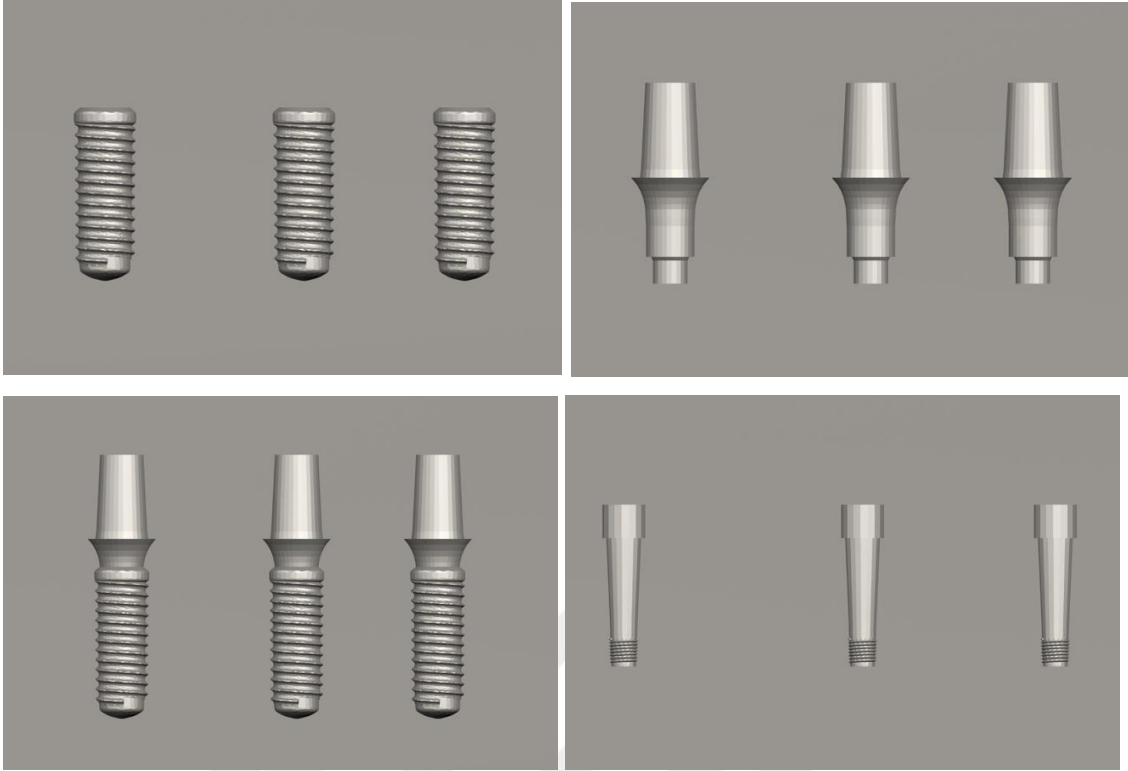
Şekil 3-3: Model 1(Boyun kısmı kemik seviyesinde bulunan implant destekli köprü protezleri)’e ait implant, abutment, köprü protezi

(a) ve çene kemiğine yerleştirilmiş (b) haldeki görüntüleri.



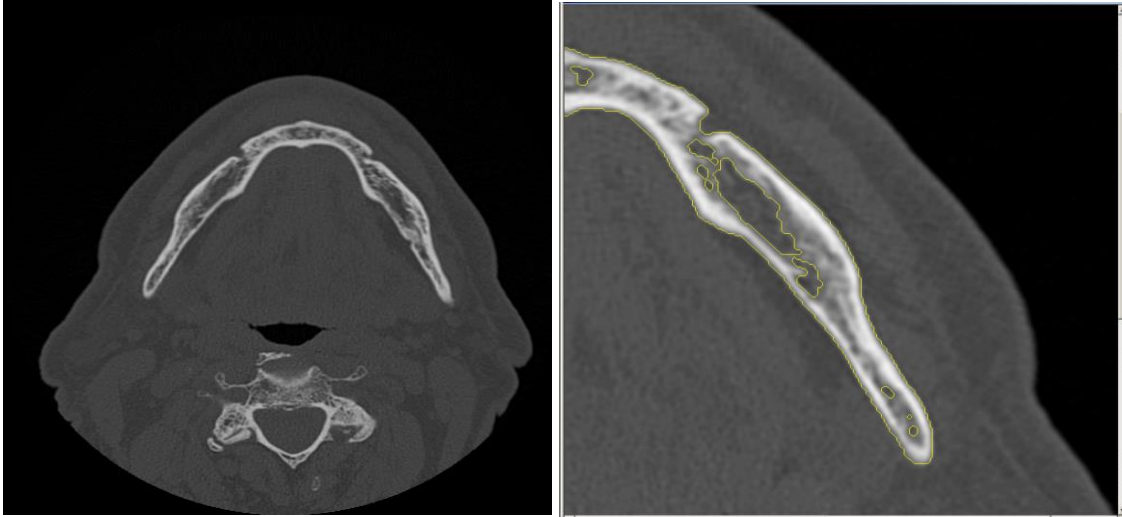
Şekil 3-4: Model 2 (Çene kemiğinin 3 mm rezorbe olarak modellendiği implant destekli kuron protezleri)’e ait implant, abutment, kuron protezi

(a) ve çene kemiğine yerleştirilmiş (b) haldeki görüntüleri.



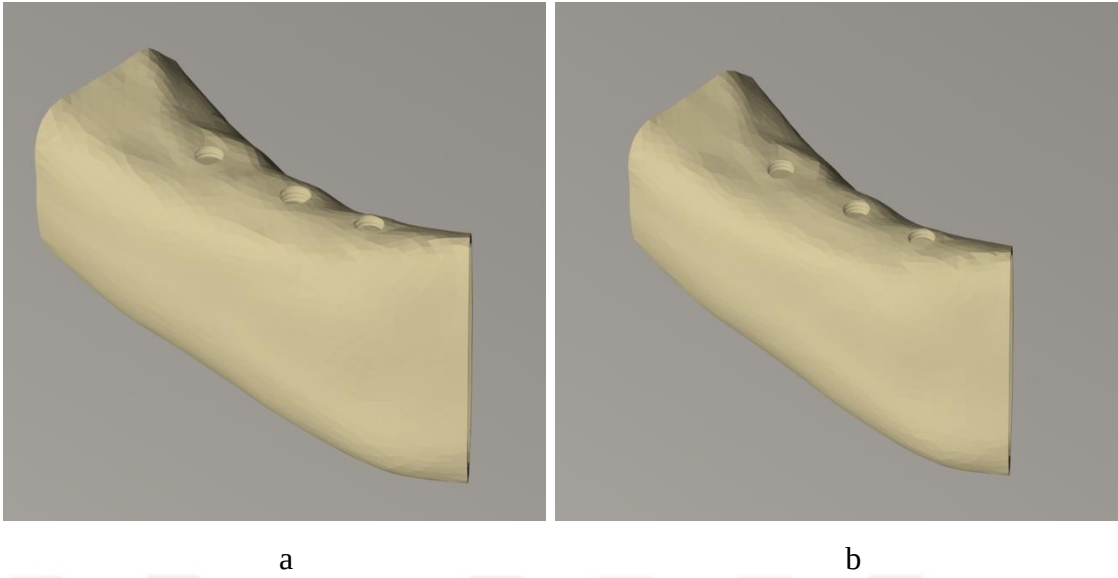
Şekil 3-5: Modellenen implant, abutment ve vida görüntüleri.

Elde edilen tomografi görüntüleri, ‘3d-doctor’ adlı bir bilgisayar programına aktarılmış ve burada etkileşimli bölümleme yöntemi ile ‘Hounsfield’ değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır. Hounsfield değerleri; tomografi görüntüleme tekniklerinde oluşan görüntüyü değerlendirmek için kullanılan evrensel bir parametredir. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra üç boyutlu model elde edilmiş ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiştir.

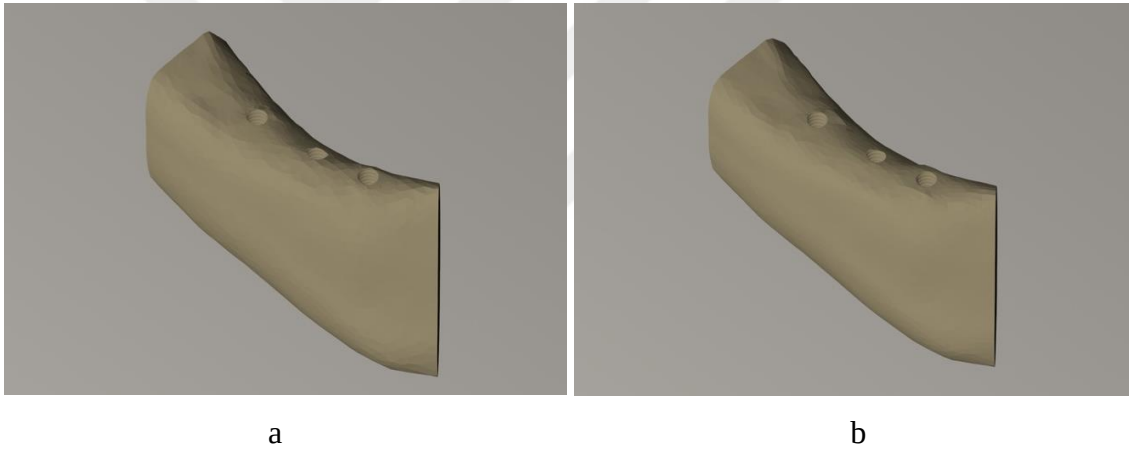


Şekil 3-6: Modellemede kullanılan çene kemiğine ait tomografi görüntüleri.

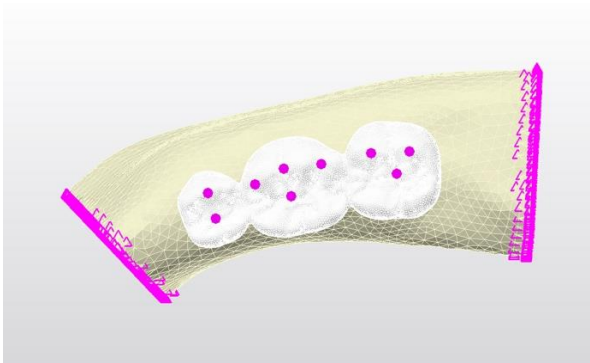
Modelde oluşturulan kemik dokusundan; süngerimsi kemik ve kortikal kemik dokular ayrıştırılmıştır. Belirlenen kuvvet uygulama noktaları ve büyüklükleri modele aktarılmıştır. Alt çene kortikal kemik, süngerimsi kemik, protez parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşınmıştır. Yapılan modellemeler üç boyutlu modelleme yazılımında (Rhinoceros 4.0 3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır. Üç boyutlu modelleme programında oluşturulan şekiller, üç boyutlu koordinatlar korunarak bilgisayar yazılımına (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) aktarılmıştır. Sınır koşulları modelde oluşturulan çene kemiğinin alt ve arka kısmından her serbestlik derecesinde sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.



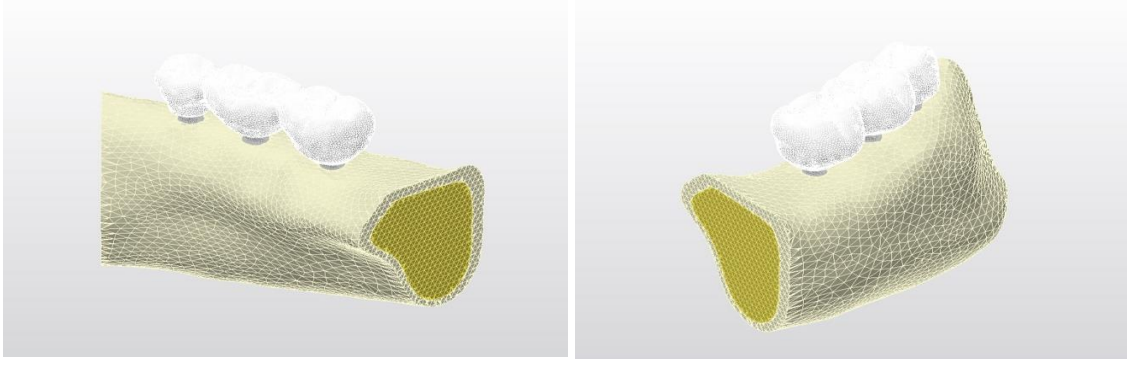
Şekil 3-7: Kortikal kemik doku modellemesi; rezorbe olmayan (a) ve olan (b)



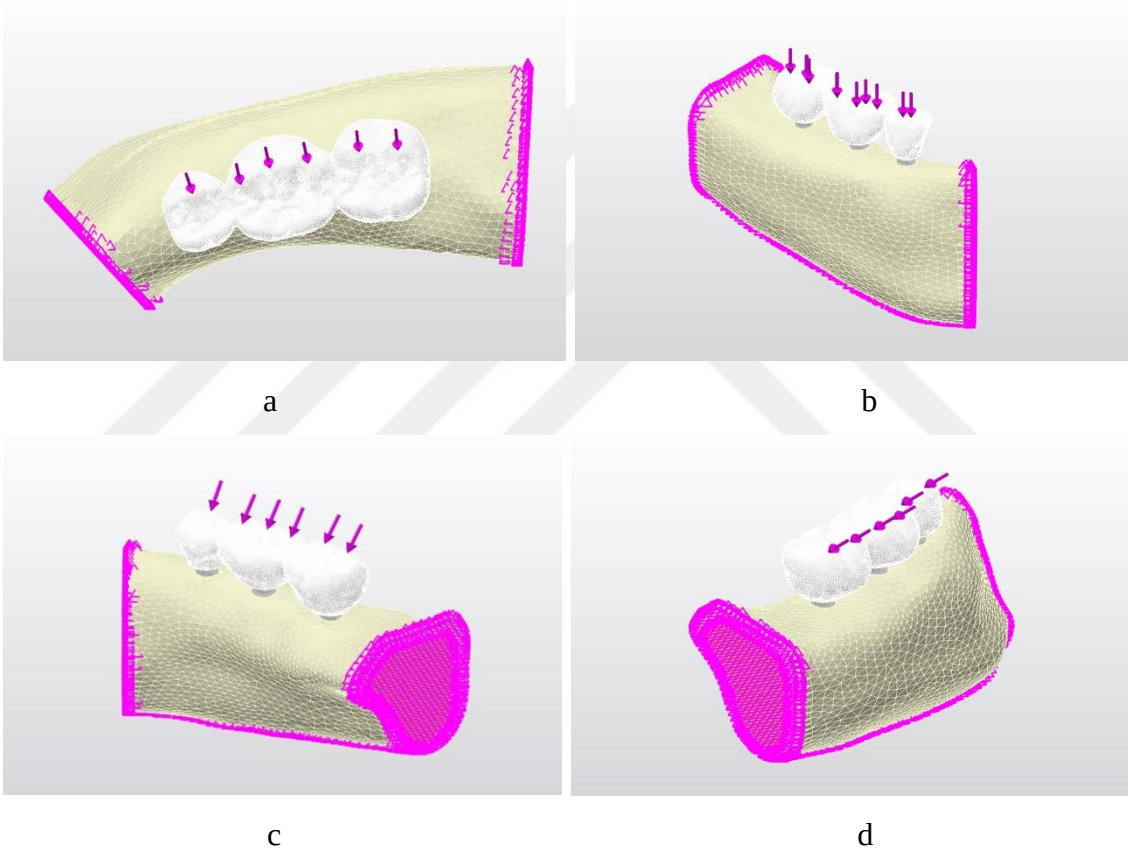
Şekil 3-8: Süngerimsi kemik doku modellemesi; rezorbe olmayan (a) ve olan (b)



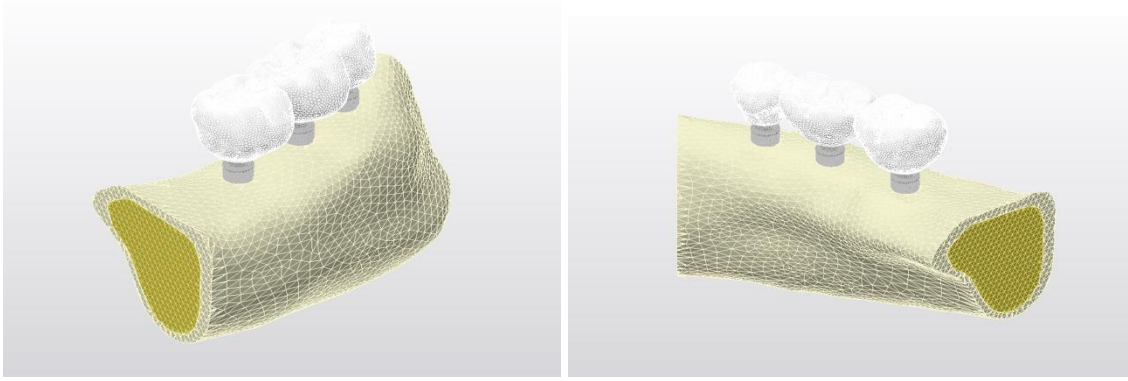
Şekil 3-9: Belirlenen kuvvet uygulama noktaları



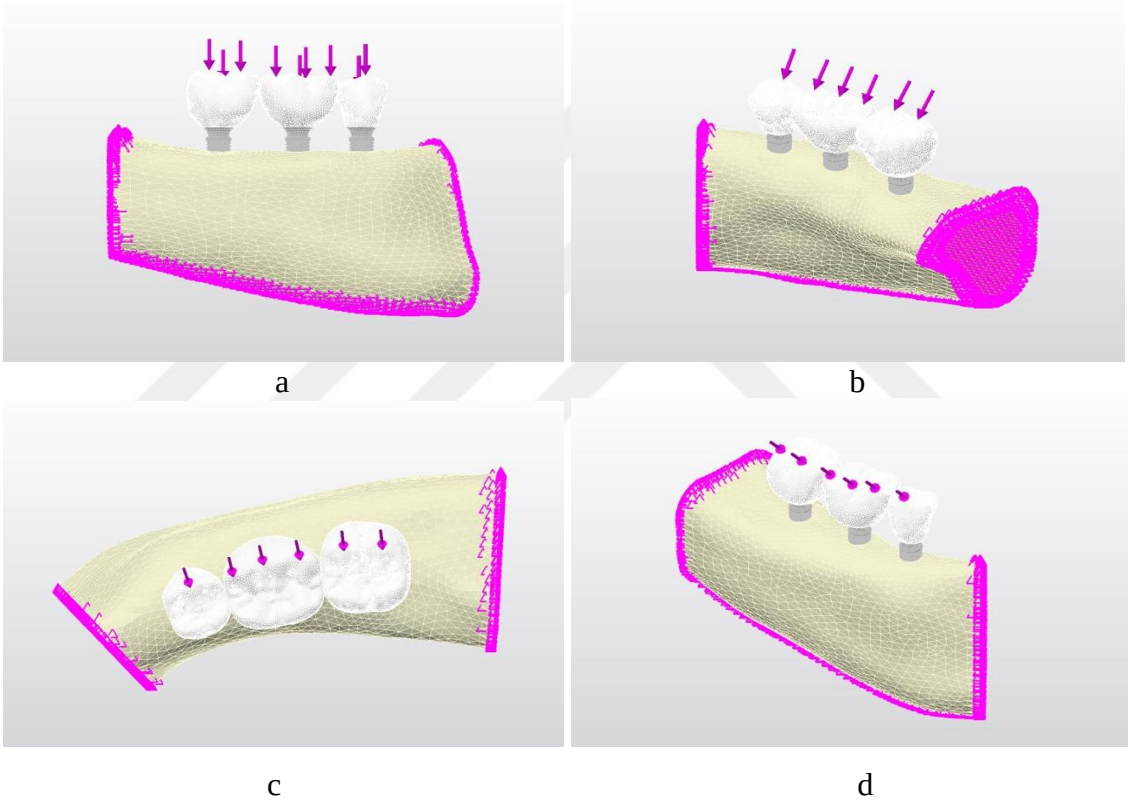
Şekil 3-10: Birinci modele ait görseller



Şekil 3-11: Kuvvetin açılı (a,c,d) ve dik (b) uygulanma doğrultusu



Şekil 3-12: İkinci modele ait görseller



Şekil 3-13: Kuvvetin açılı (b,c,d) ve dik (a) uygulanma doğrultuları

Dik açılı uygulanan kuvvet; ikinci küçük azı dişinin bukkal tüberkül tepesine ve santral fossasına her bir nokta 50 N olacak şekilde, birinci büyük azı dişinin bukkal yüzünde bulunan üç tüberkül tepesine ve santral fossasına her bir nokta 50 N olacak şekilde, ikinci büyük azı dişinin bukkal yüzünde bulunan iki tüberkül tepesine ve santral fossasına her bir nokta 50 N olacak şekilde toplamda 500 N olarak uygulanmıştır. Açılı kuvvet uygulaması 30^0 olacak şekilde, bukko lingual yönde uygulanmıştır. İkinci küçük azı dişinin bukkal tüberkül tepesine 50 N olacak şekilde, birinci büyük azı dişinin

bukkal yüzünde bulunan üç tüberkül tepesine üç nokta olacak şekilde, ikinci büyük azı dişinin bukkal yüzünde bulunan iki tüberkül tepesine iki nokta olacak şekilde toplamda 250 N olacak şekilde kuvvet uygulanmıştır. Ortaya çıkan stresler, sonlu elemanlar analizi ile gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, çeşitliliği olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analiz yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağı bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanmıştır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres elemanı şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere ‘Principle Stres’ denir. Principle Stres; en yüksek principle stres, orta seviye principle stres ve en düşük principle stres olarak 3’e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

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

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

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha

büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılğan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü en yüksek principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve en düşük principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises stres analizi, metal gibi çekilebilir materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve üç principle stres değerinden hesaplanır. Formülü;

$$\sigma^I = (\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 / 2 \text{ şeklindedir.}$$

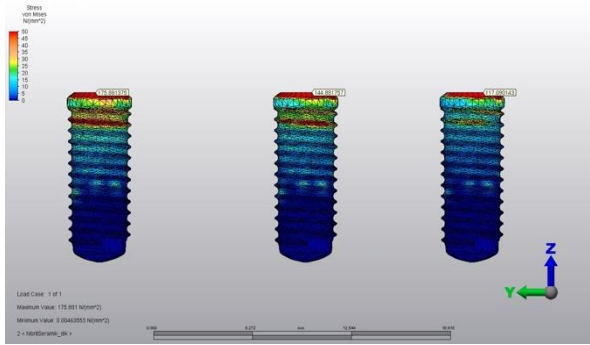
Bu sayede ara yüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Ara yüz bağlantılarında oluşan Von Mises stres değeri, alt yapı ve üst yapı porseleninin germe dayanımını geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca Von Mises stres değerleri stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

Mevcut çalışma (2019/40 dosya no) İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 14/05/2019 tarihli, 86 sayılı toplantıda görüşülerek etik yönden uygun bulunmuştur.

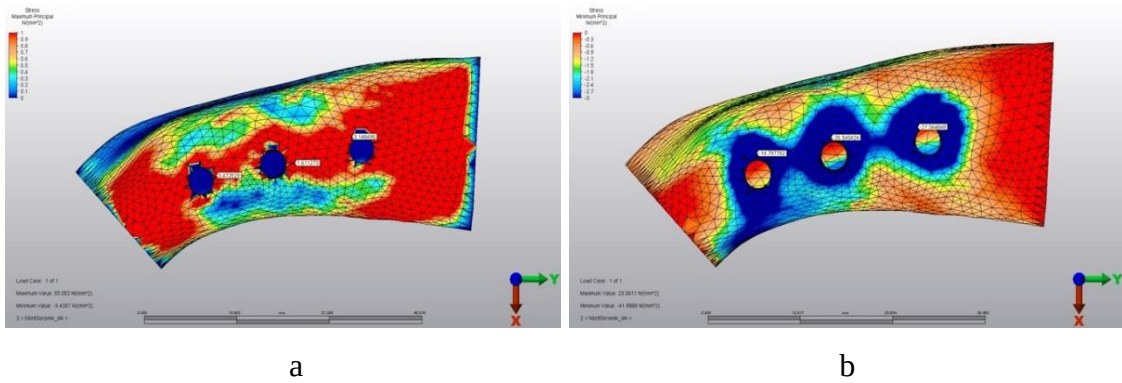
4. SONUÇLAR

Çalışmada kemik gibi esnek olmayan dokularda oluşan gerilmeler analiz edilirken en yüksek ve en düşük (maksimum, minimum principal) gerilme değerlerine bakılmıştır. Negatif değerler baskı, pozitif değerler ise çekme gerilmelerini ifade eder. İmplant ve protetik üst yapılar gibi esnek materyallerde oluşan gerilmeler analiz edilirken, Von Mises gerilme değerleri esas alınmıştır. Her iki stres analizi de gerilme değerleri ve dağılımı konusunda bilgi verir. Analiz sonuçları, kemik dokusunun ve materyallerin yapısal özellikleri göz önünde bulundurularak değerlendirilmiştir. Meydana gelen gerilme değerleri, renk skalasına göre kırmızı alanlardan koyu mavi alanlara doğru azalmaktadır.

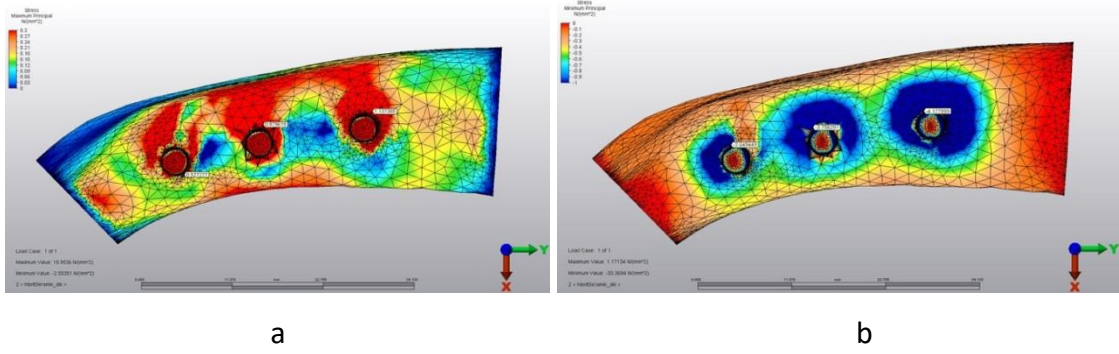
Yapılan deneylerde, boyun kısmı kemik seviyesinde bulunan birleşik modellenmiş implant destekli hibrit seramik protezlere dik kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin stres analizleri verilmiştir.



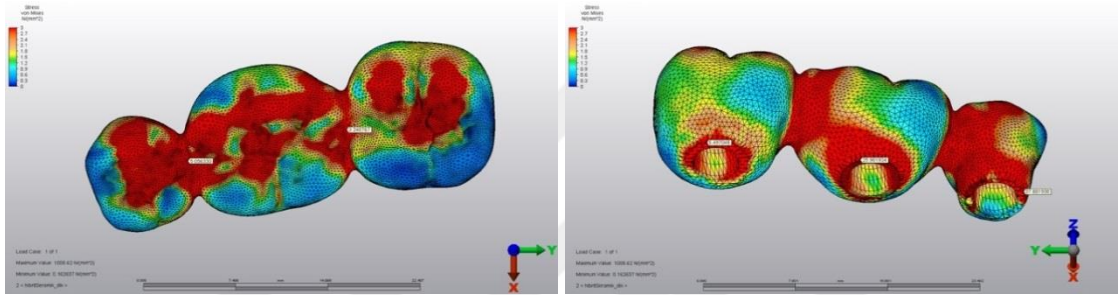
Şekil 4-1: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.



Şekil 4-2: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme (a) ve baskı (b) gerilme değerleri şekildeki gibidir.

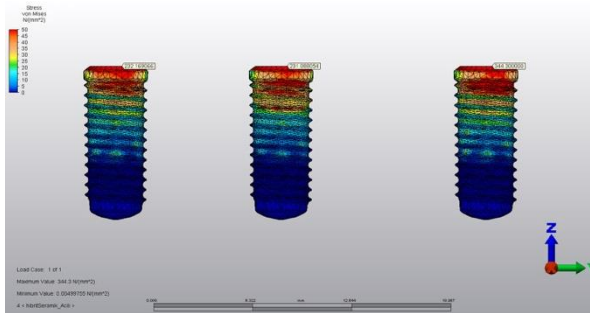


Şekil 4-3: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme (a) ve baskı (b) gerilme değerleri şeklindeki gibidir.

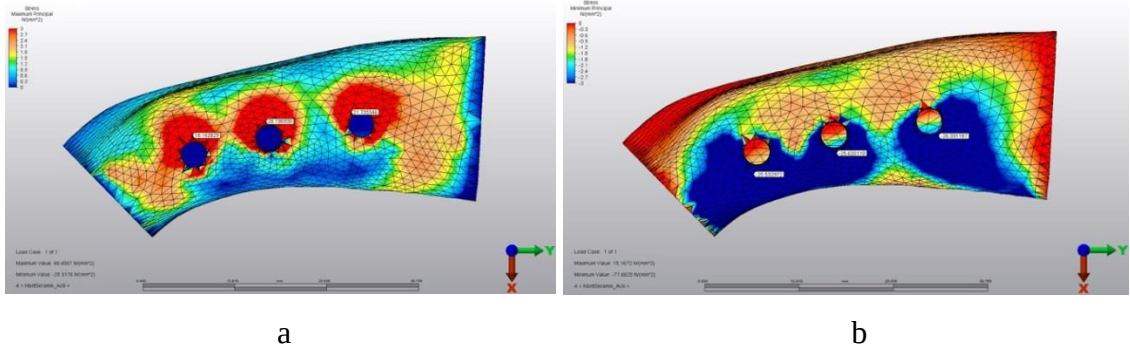


Şekil 4-4: Birleşik olarak modellenmiş protezde oluşan gerilme değerleri şeklindeki gibidir.

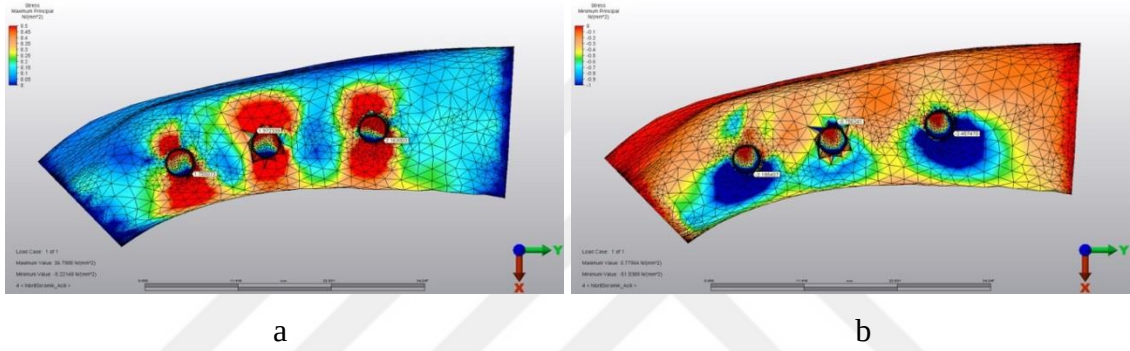
Boyun kısmı kemik seviyesinde bulunan birleşik olarak modellenmiş implant destekli hibrit seramik proteze 30^0 açı ile kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin stres analizleri verilmiştir.



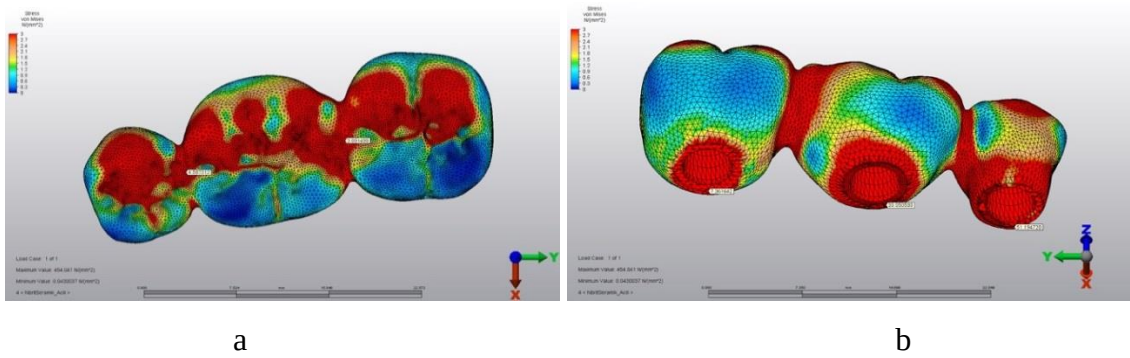
Şekil 4-5: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şeklindeki gibidir



Şekil 4-6: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme (a) ve baskı (b) gerilme değerleri şekildeki gibidir.

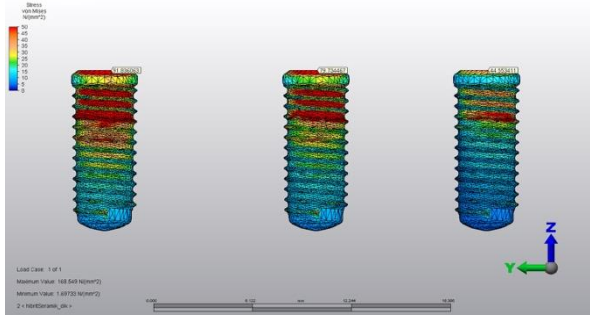


Şekil 4-7: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme (a) ve baskı (b) gerilme değerleri şekildeki gibidir.

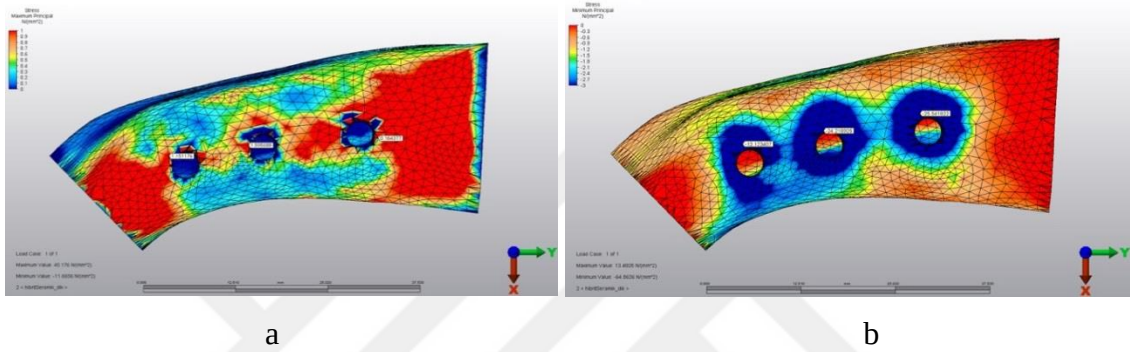


Şekil 4-8: Birleşik olarak modellenmiş protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

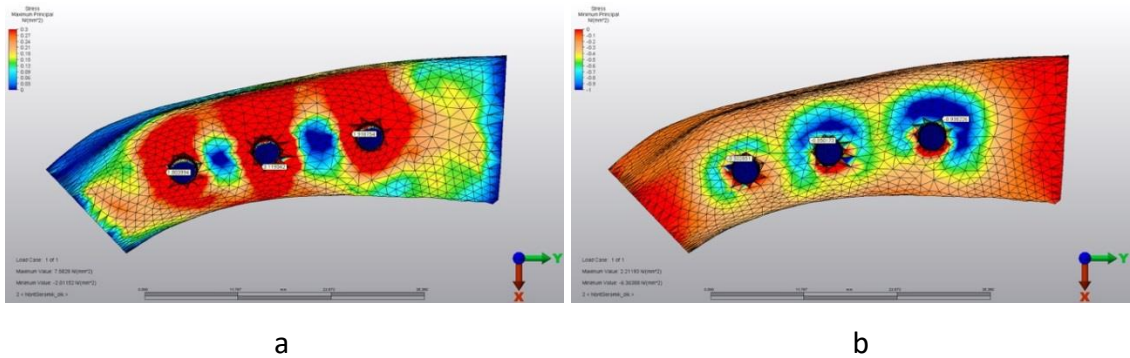
Boyun kısmı 3 mm açıkta olan ayrı modellenmiş implant destekli hibrit seramik protezlere dik kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin stres analizleri verilmiştir.



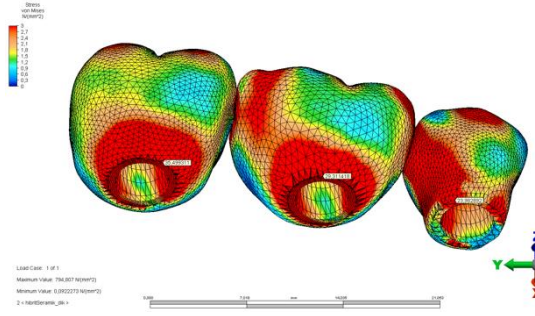
Şekil 4-9: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.



Şekil 4-10: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.

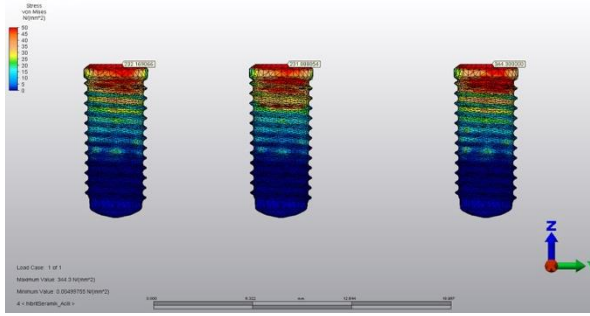


Şekil 4-11: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme (a) ve baskı (b) gerilme değerleri şekildeki gibidir.

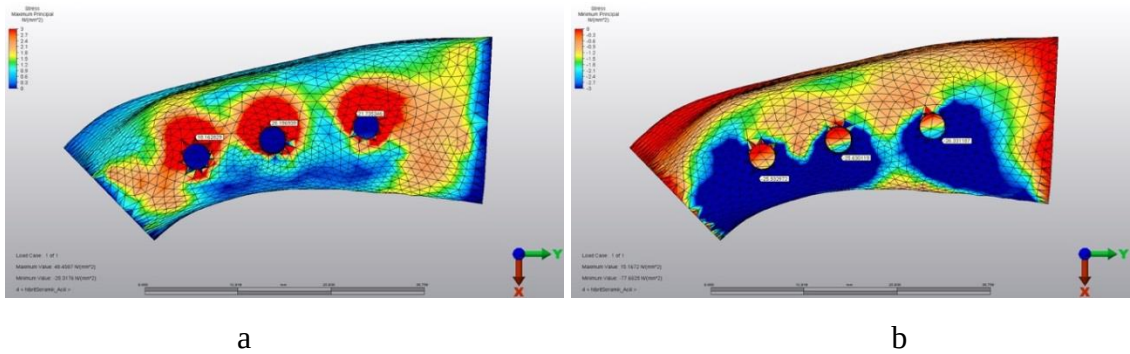


Şekil 4-12: Ayrı modellenen protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

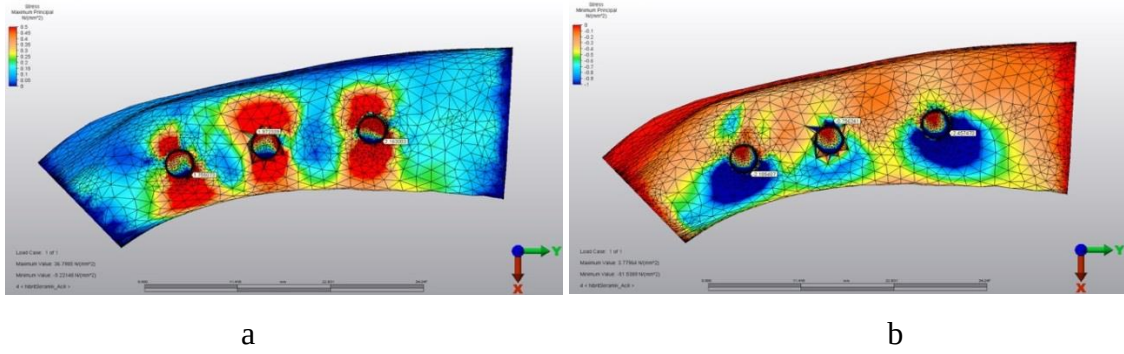
Boyun kısmı 3 mm açıktaki ayrı modellenmiş implant destekli hibrit seramik protezlere 30° açı ile kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin stres analizleri verilmiştir.



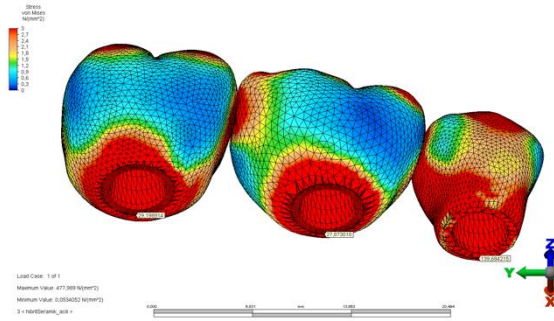
Şekil 4-13: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.



Şekil 4-14: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.

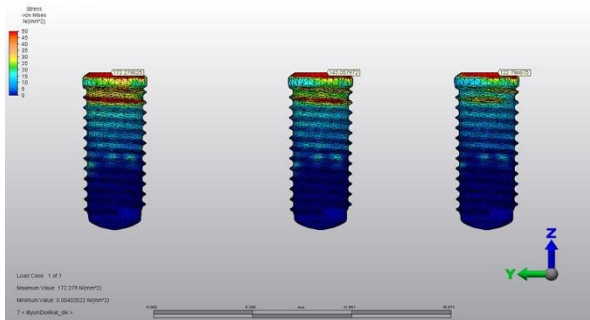


Şekil 4-15: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme (a) ve baskı (b) gerilme değerleri şekildeki gibidir.

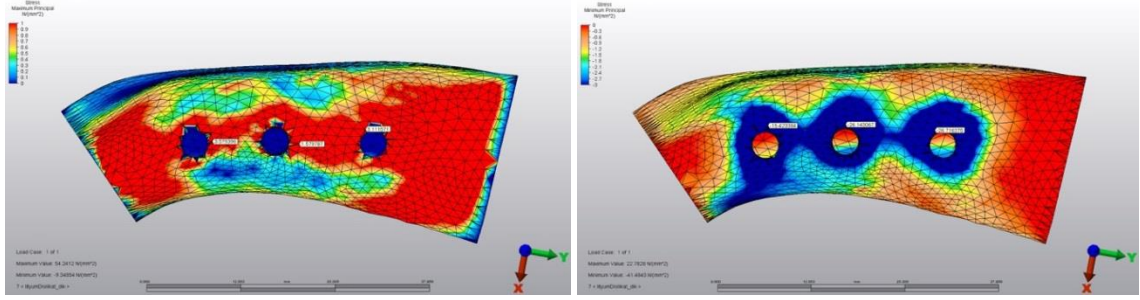


Şekil 4-16: Ayrı modellenen protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

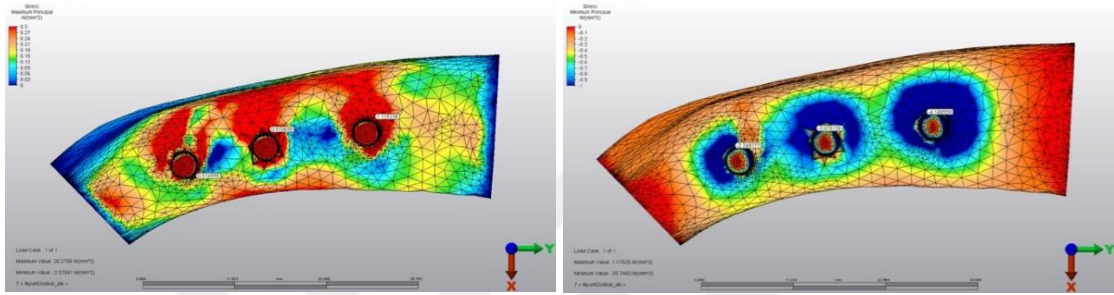
Boyun kısmı kemik seviyesinde bulunan birleşik modellenmiş implant destekli lityum disilikat proteze dik kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin stres analizleri verilmiştir.



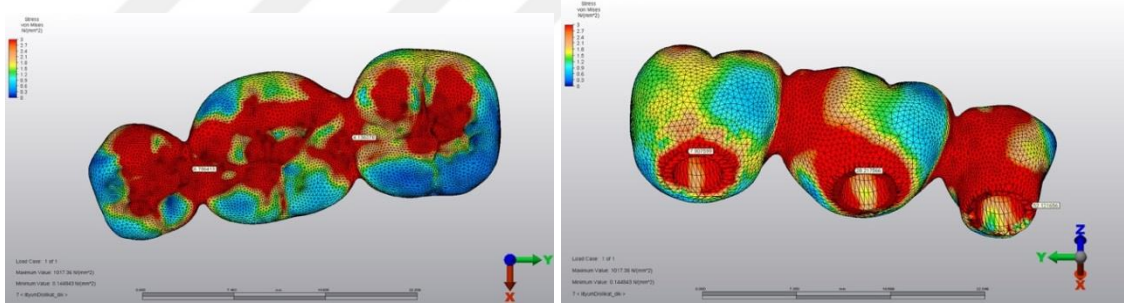
Şekil 4-17: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri verilmiştir.



Şekil 4-18: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.

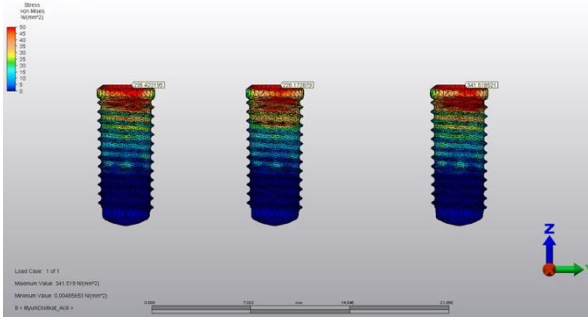


Şekil 4-19: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.

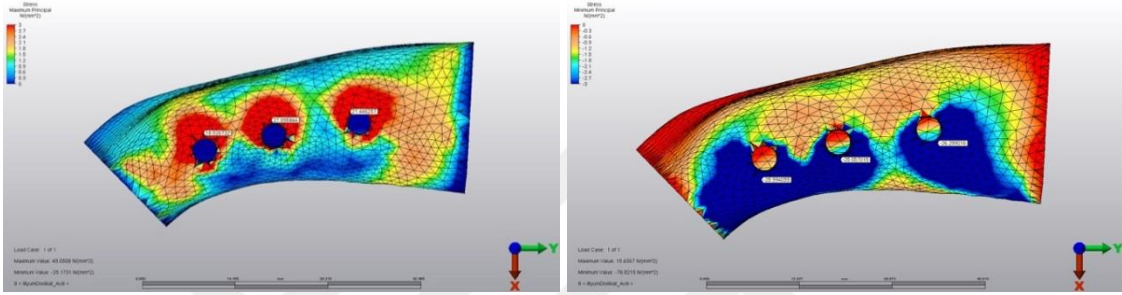


Şekil 4-20: Birleşik modellenen protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

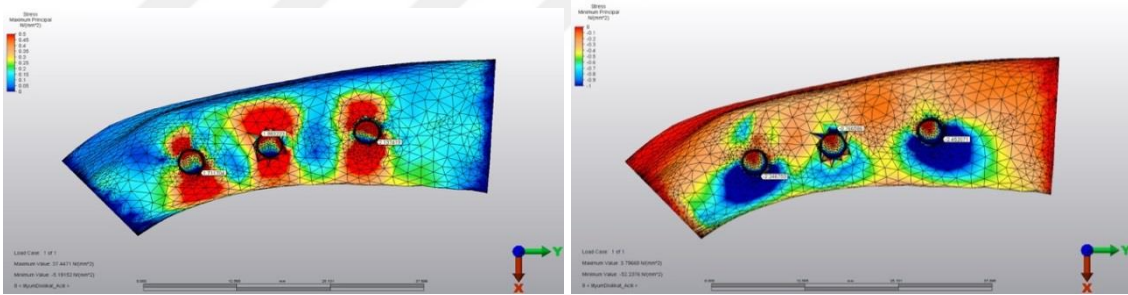
Boyun kısmı kemik seviyesinde bulunan birleşik modellenmiş implant destekli lityum disilikat proteze 30^0 açı ile kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin stres analizleri verilmiştir.



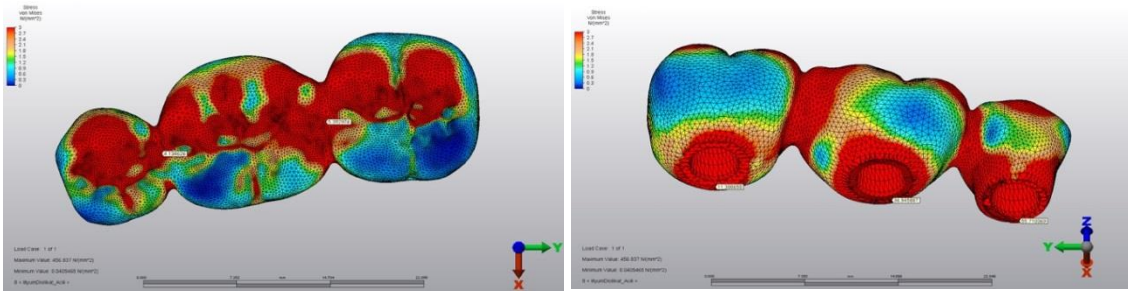
Şekil 4-21: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.



Şekil 4-22: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.

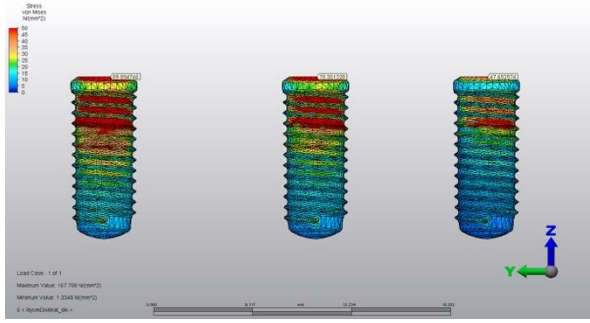


Şekil 4-23: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.

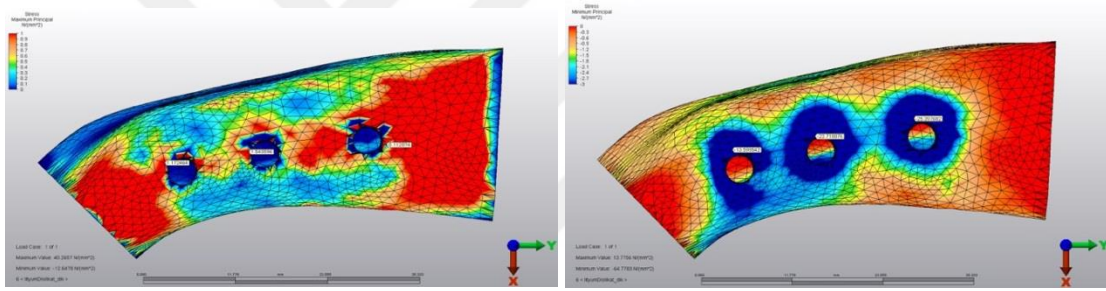


Şekil 4-24: Birleşik modellenen protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

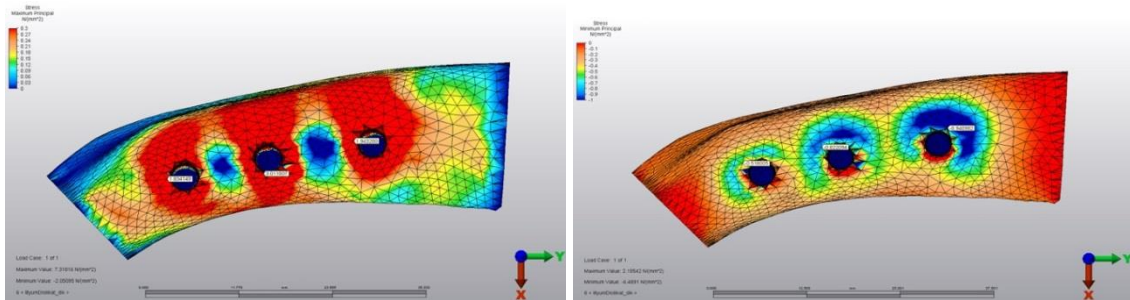
Boyun kısmı 3 mm açıkta olan ayrı modellenmiş implant destekli lityum disilikat protezlere dik kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin stres analizleri verilmiştir.



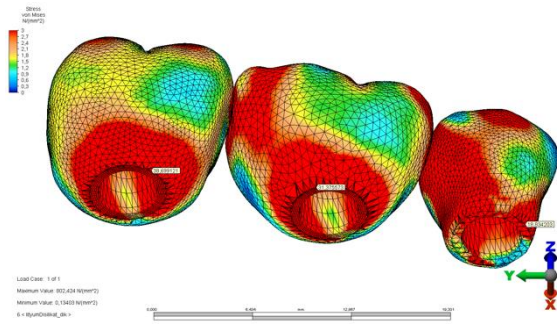
Şekil 4-25: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.



Şekil 4-26: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.

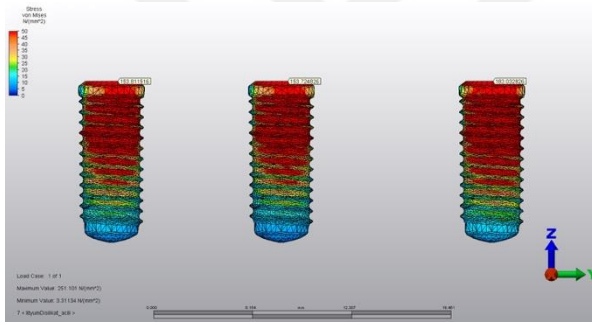


Şekil 4-27: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.

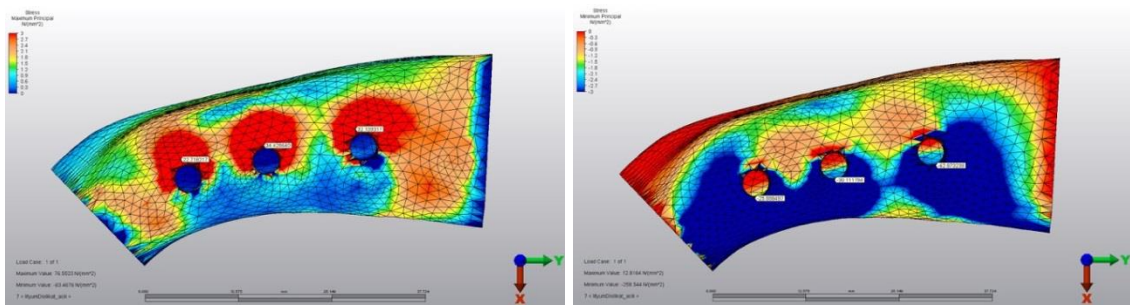


Şekil 4-28: Ayrı modellenmiş protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

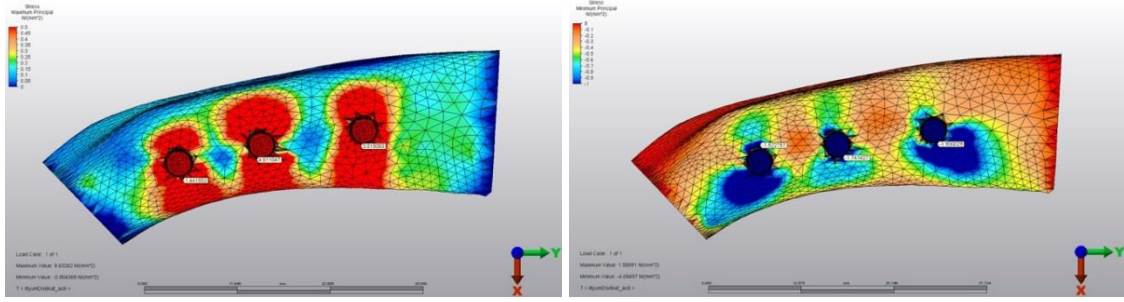
Çene kemiğinin 3 mm açıkta olan ayrı modellenmiş implant destekli lityum disilikat protezlere 30° açılı kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin stres analizleri verilmiştir.



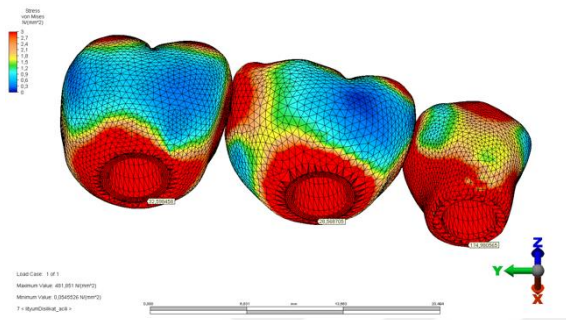
Şekil 4-29: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.



Şekil 4-30: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.

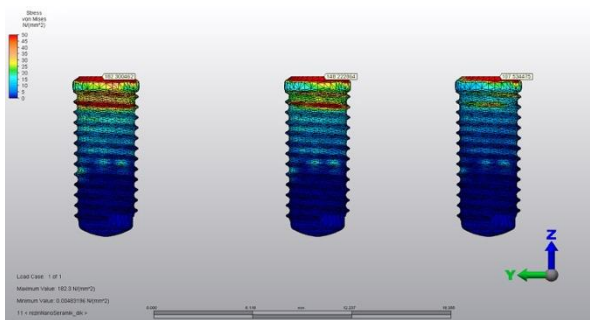


Şekil 4-31: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.

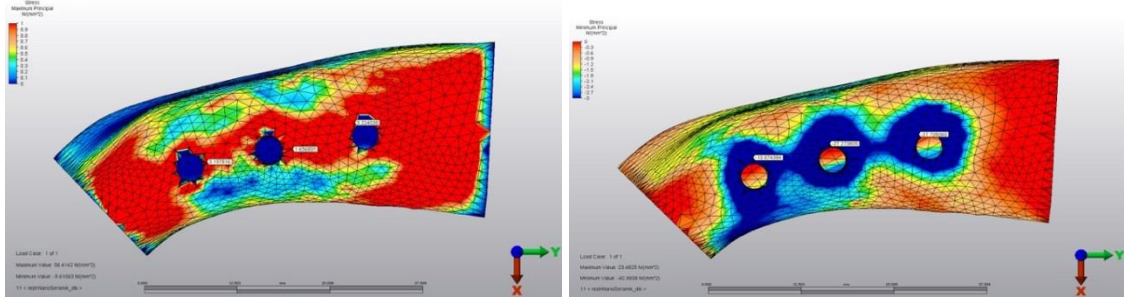


Şekil 4-32: Ayrı modellenmiş protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

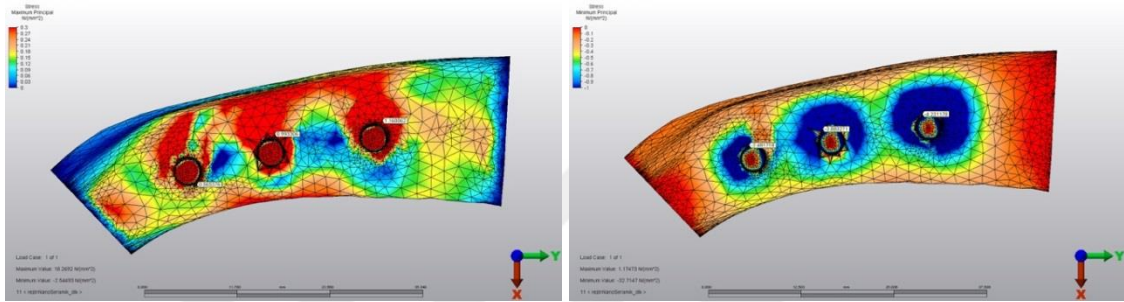
Boyun kısmı kemik seviyesinde bulunan birleşik modellenmiş implant destekli reçine nano seramik proteze dik kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin stres analizleri verilmiştir.



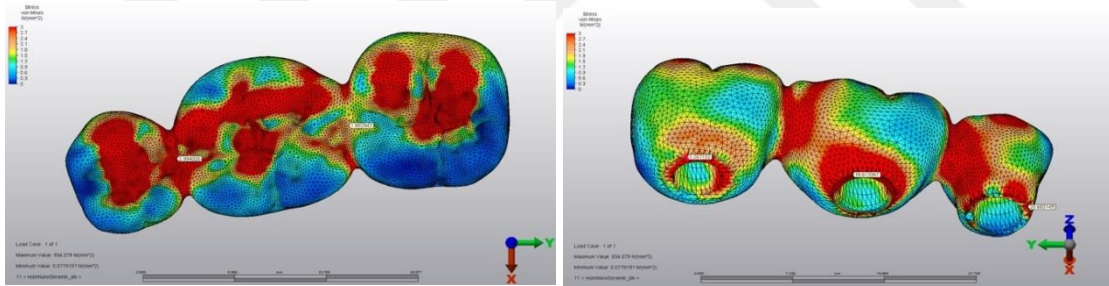
Şekil 4-33: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.



Şekil 4-34: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri şekildeki gibidir.

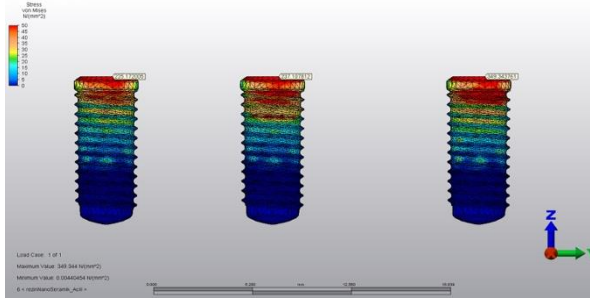


Şekil 4-35: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

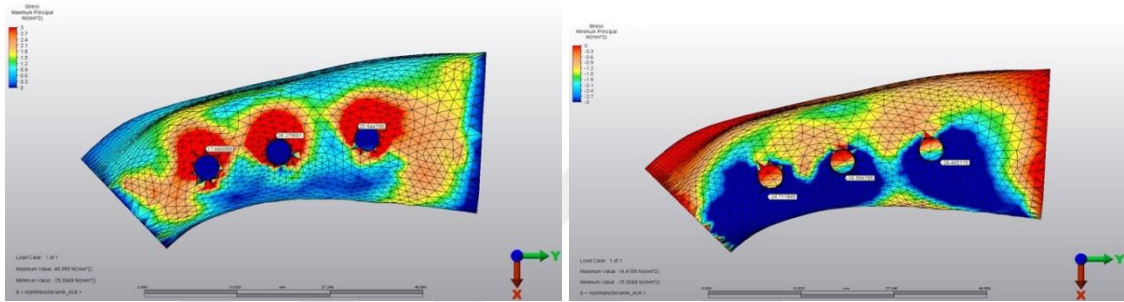


Şekil 4-36: Birleşik modellenen protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

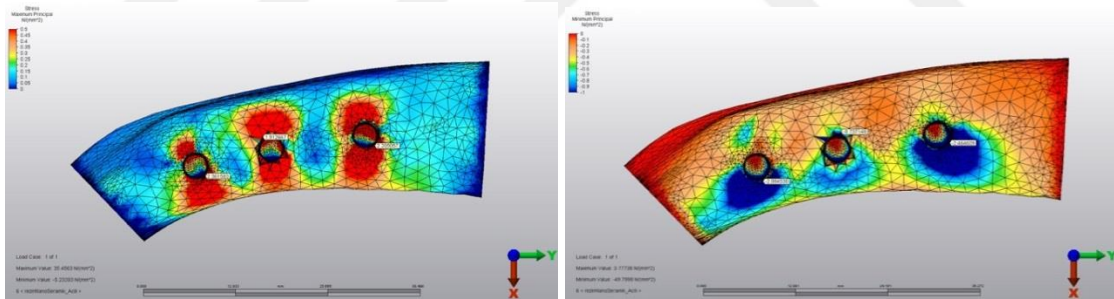
Boyun kısmı kemik seviyesinde bulunan birleşik modellenmiş implant destekli reçine nano seramik proteze 30^0 açı ile kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin stres analizleri verilmiştir.



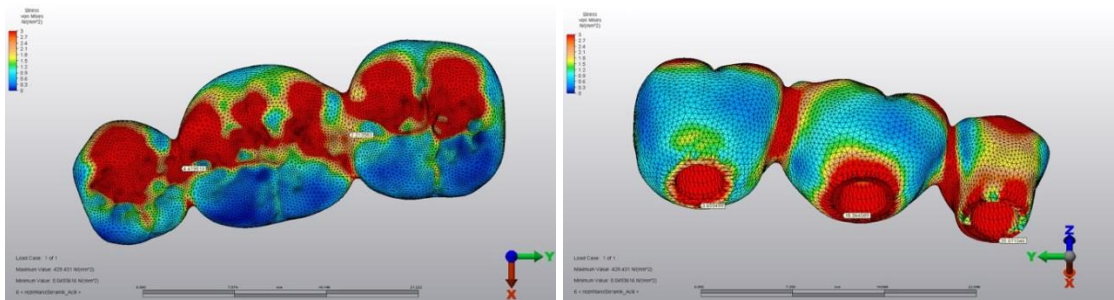
Şekil 4-37: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.



Şekil 4-38: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

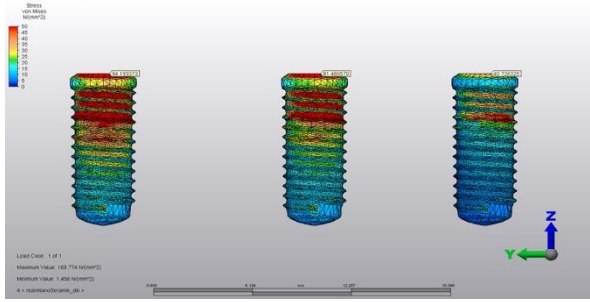


Şekil 4-39: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

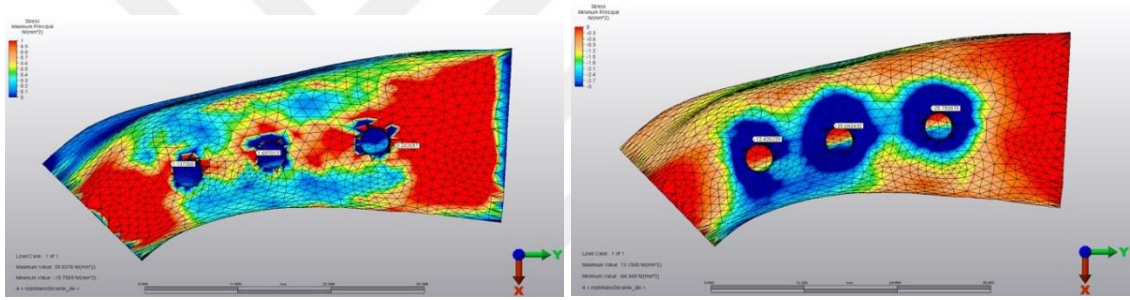


Şekil 4-40: Birleşik modellenmiş protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

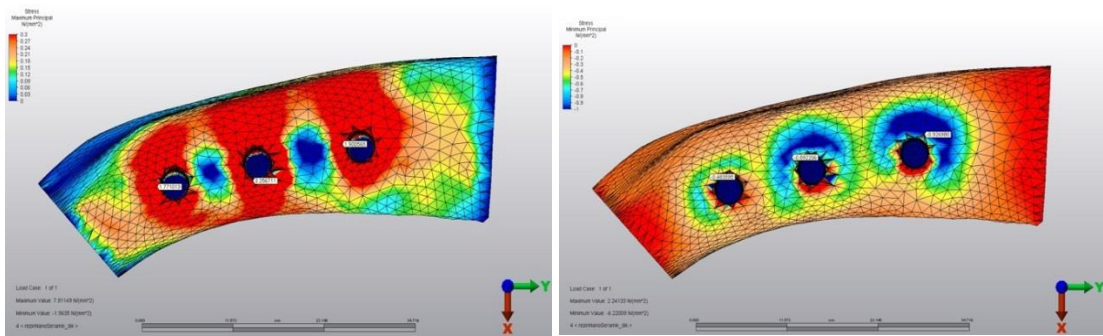
Boyun kısmı 3 mm açıkta olan ayrı modellenmiş implant destekli reçine nano seramik protezlere dik kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin stres analizleri verilmiştir.



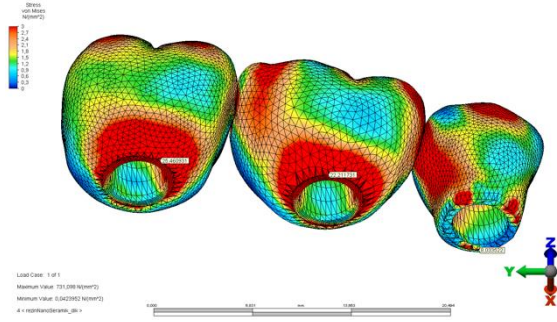
Şekil 4-41: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.



Şekil 4-42: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

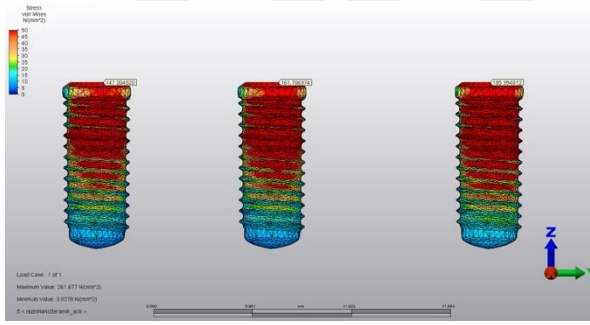


Şekil 4-43: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

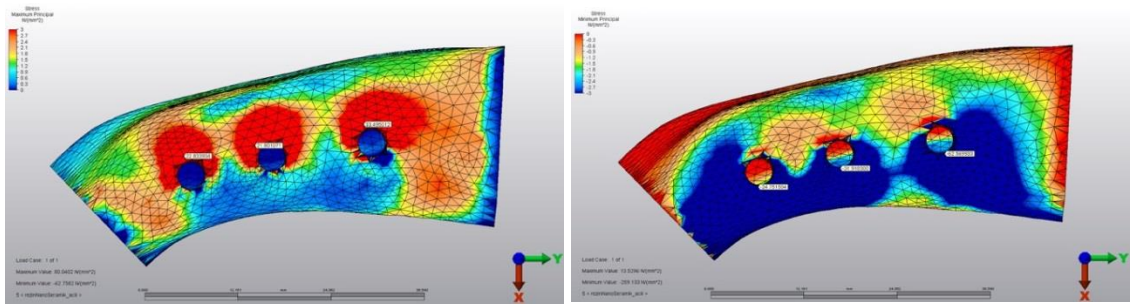


Şekil 4-44: Ayrı modellenen protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

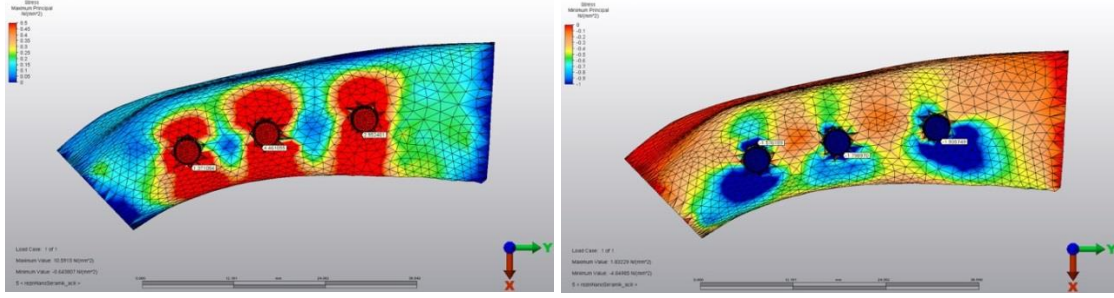
Boyun kısmı 3 mm açıkta olan ayrı modellenmiş implant destekli reçine nano seramik protezlere 30° açı ile kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin stres analizleri verilmiştir.



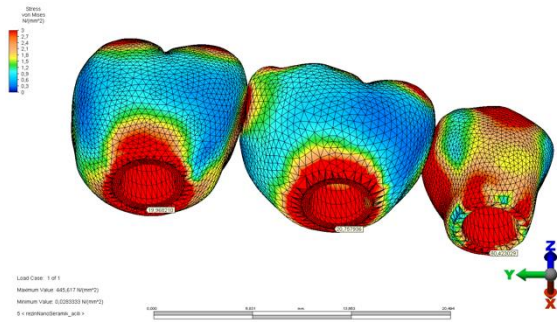
Şekil 4-45: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri verilmiştir.



Şekil 4-46: Kortikal kemikte oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

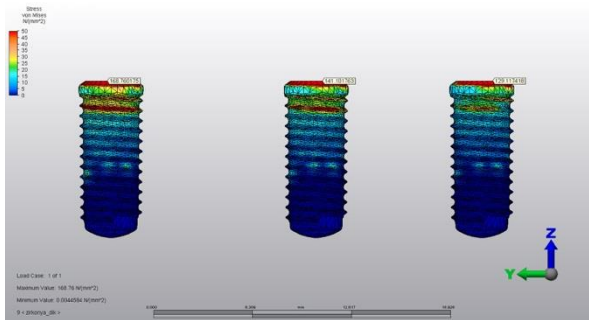


Şekil 4-47: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

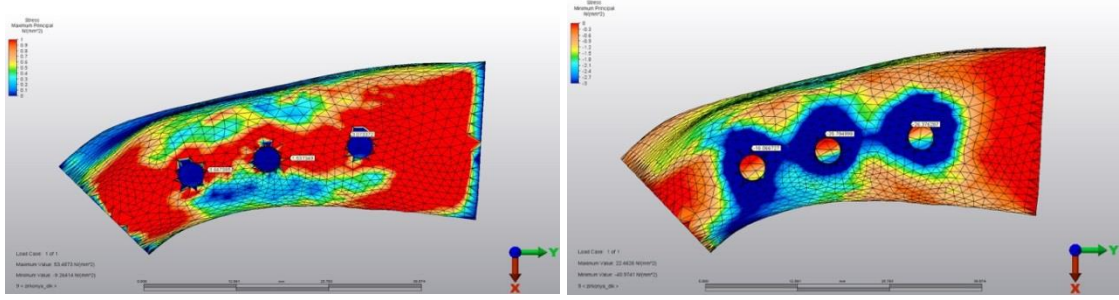


Şekil 4-48: Ayrı modellenmiş protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

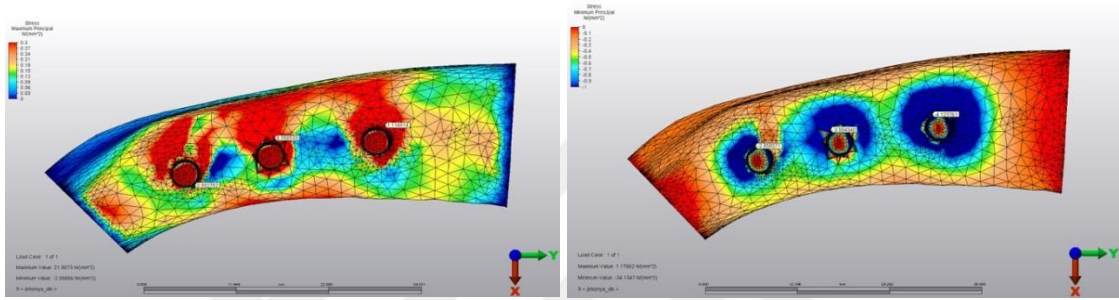
Boyun kısmı kemik seviyesinde bulunan birleşik modellenmiş implant destekli zirkonya proteze dik kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres analizleri verilmiştir.



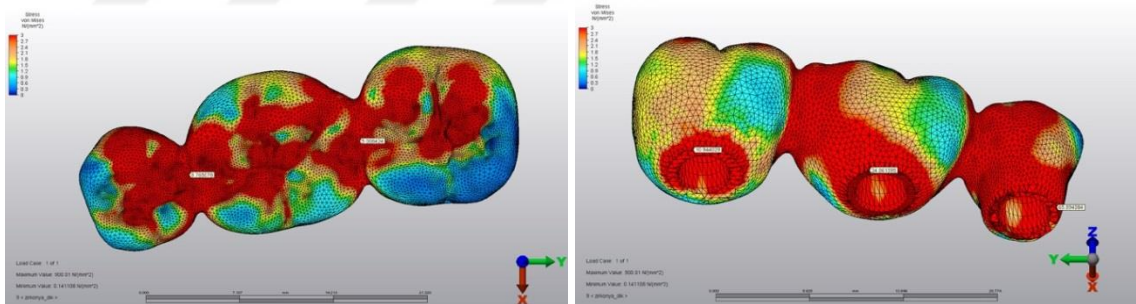
Şekil 4-49: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri verilmiştir.



Şekil 4-50: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

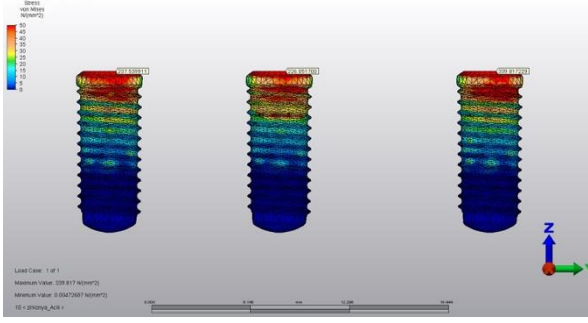


Şekil 4-51: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

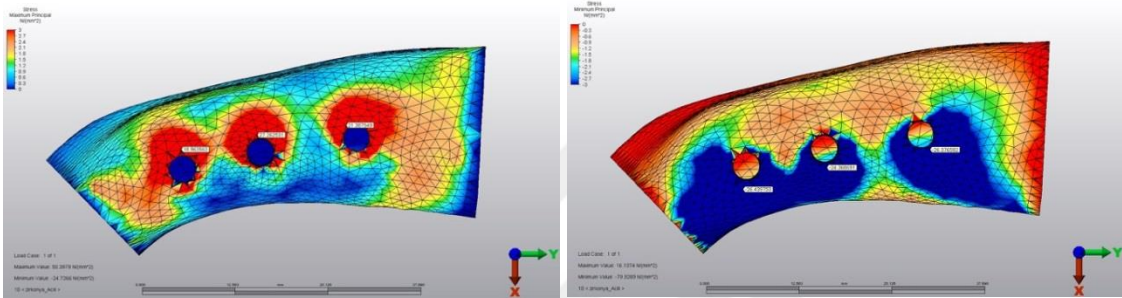


Şekil 4-52: Birleşik modellenen protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

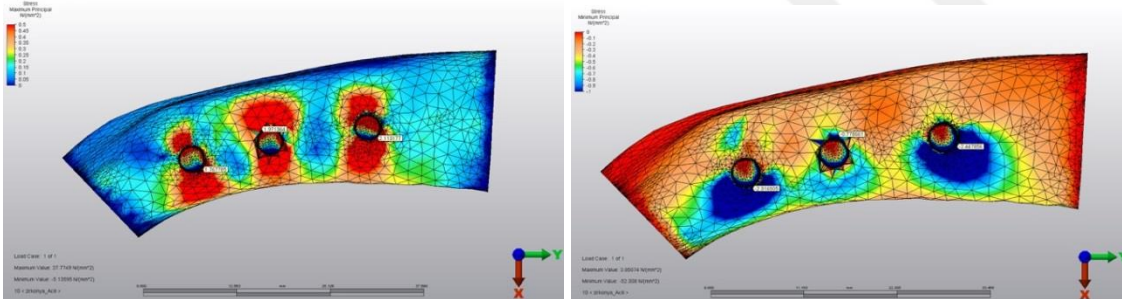
Çene kemiğine tamamen gömülü birleşik modellenen implant destekli reçine nano seramik proteze 30^0 açı ile kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres analizleri verilmiştir.



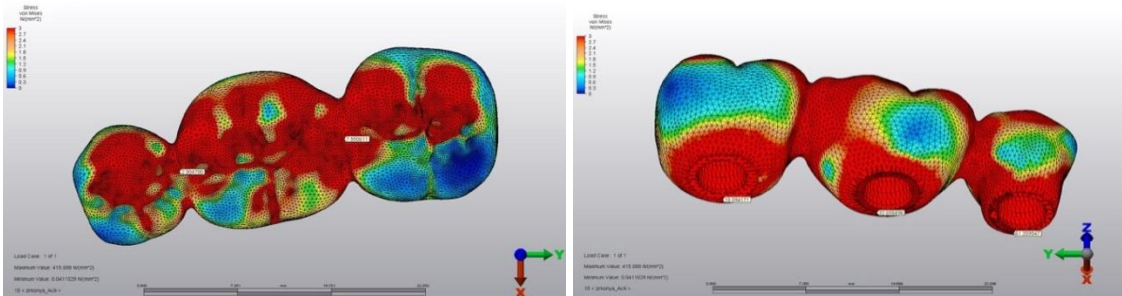
Şekil 4-53: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.



Şekil 4-54: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

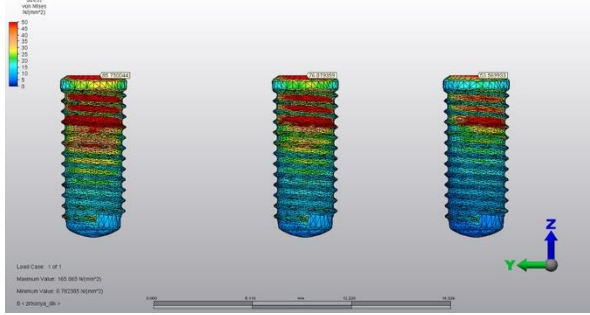


Şekil 4-55: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

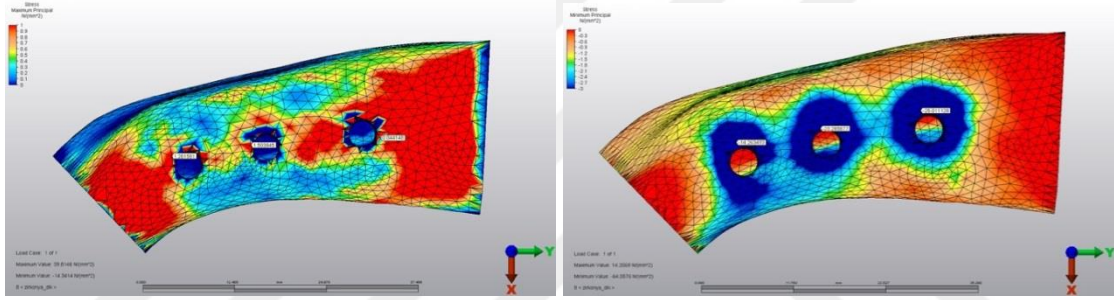


Şekil 4-56: Birleşik modellenen protezde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

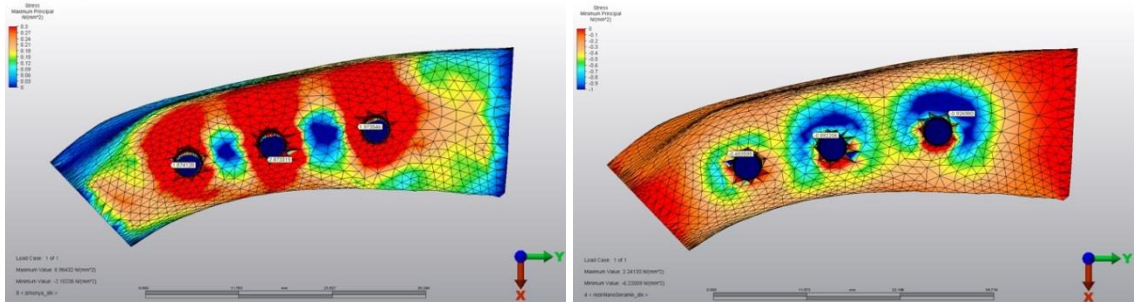
Boyun kısmı 3 mm açıkta olan ayrı modellenmiş implant destekli reçine nano seramik protezlere dik kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres analizleri verilmiştir.



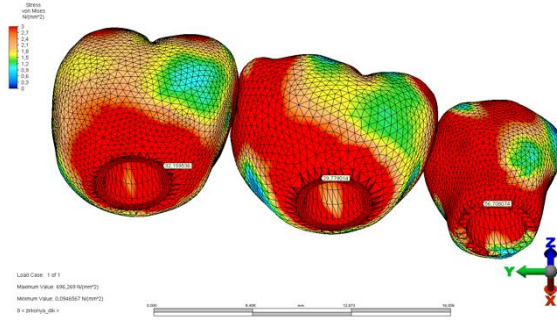
Şekil 4-57: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.



Şekil 4-58: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

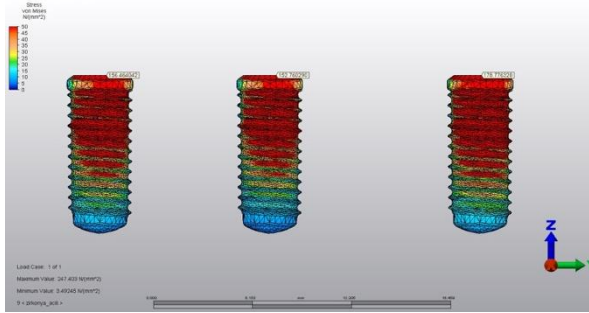


Şekil 4-59: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.

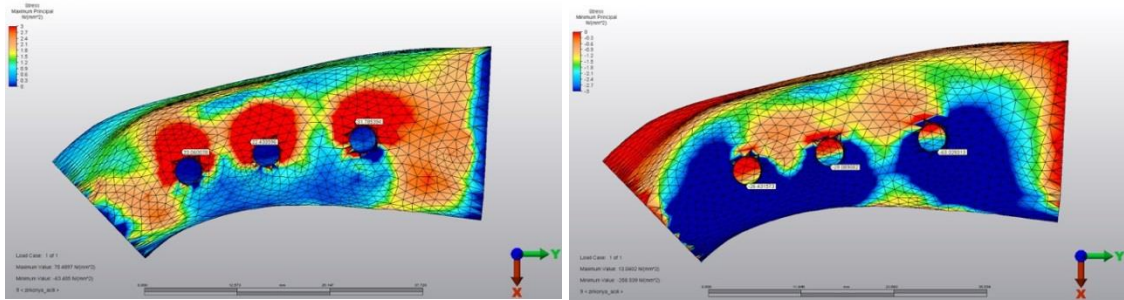


Şekil 4-60: Ayrı modellenmiş protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

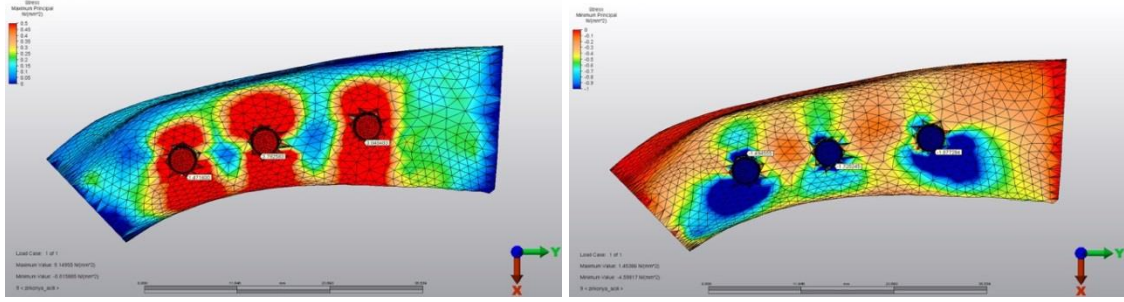
Boyun kısmı 3 mm açıkta olan ayrı modellenmiş implant destekli hibrit seramik protezlere 30° açı ile kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres analizleri verilmiştir.



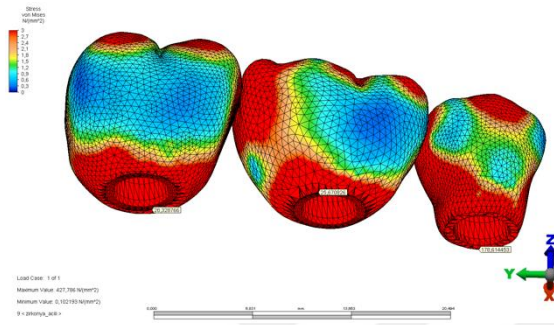
Şekil 4-61: İmplantlarda oluşan gerilme değerleri verilmiştir.



Şekil 4-62: Kortikal kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değeri şekildeki gibidir.



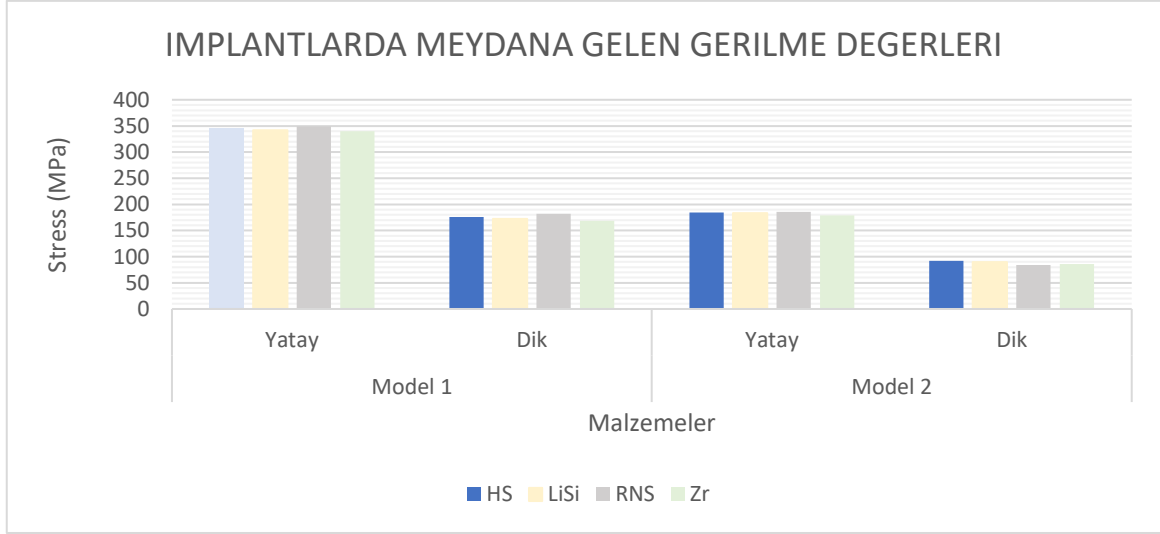
Şekil 4-63: Süngerimsi kemik dokuda oluşan çekme ve baskı gerilme değerleri değerleri şekildeki gibidir.



Şekil 4-64: Ayrı modellenmiş protezlerde oluşan gerilme değerleri şekildeki gibidir.

Tablo 4-1: İmplantlarda oluşan en yüksek Von Mises gerilme değerleri (MPa)

	Model 1		Model 2	
	Dik kuvvet	Açılı kuvvet	Dik kuvvet	Açılı kuvvet
Hibrit Seramik	175,88	344,3	91,83	184,44
Lityum disilikat	172,27	341,51	89,89	183,03
Reçine nano seramik	182,30	349,34	94,19	185,99
Zirkonya	168,76	339,81	85,75	178,77



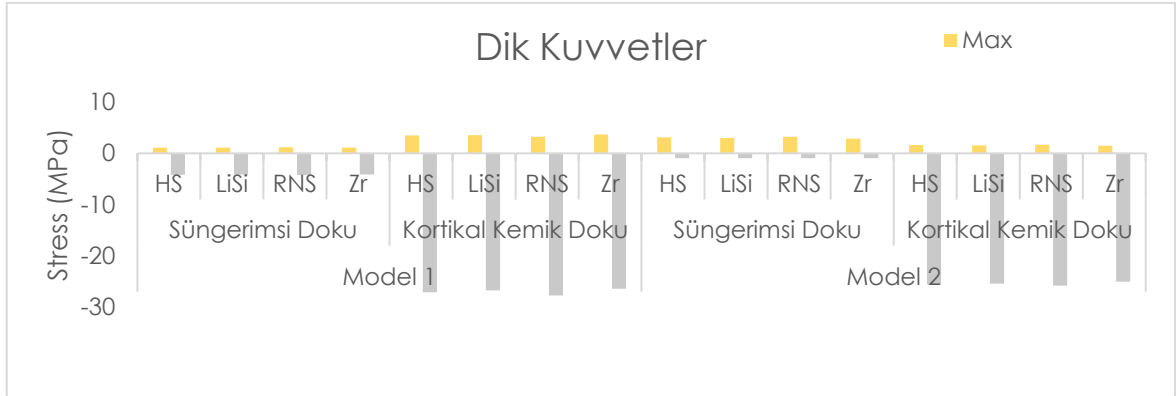
Şekil 4-65: İmplantlarda oluşan en yüksek Von Mises gerilme değerlerinin karşılaştırılması (MPa)

Tablo 4-2: Kortikal kemik dokuda meydana gelen en yüksek çekme ve baskı gerilme değerleri (MPa)

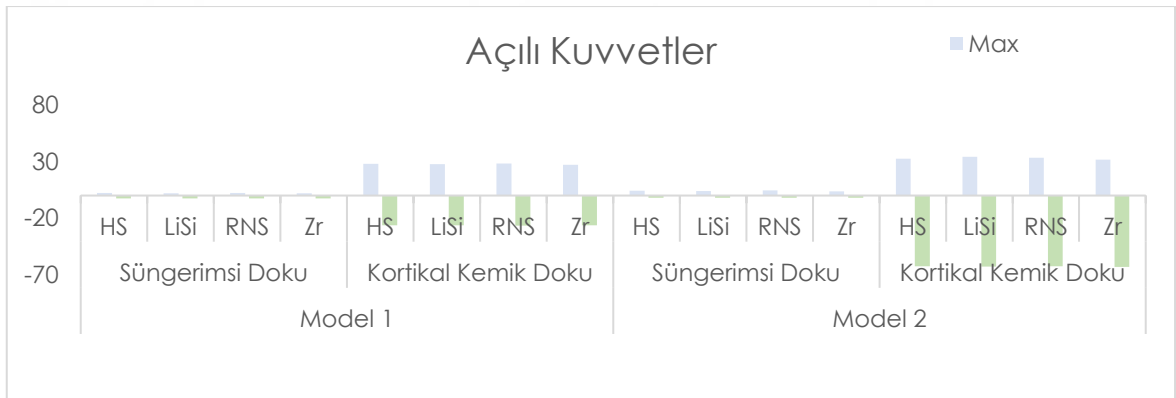
	Model 1				Model 2			
	Dik kuvvet		Açılı kuvvet		Dik kuvvet		Açılı kuvvet	
	Çekme	Baskı	Çekme	Baskı	Çekme	Baskı	Çekme	Baskı
Hibrit Seramik	3,47	-27,06	28,19	-26,33	1,59	-25,54	32,59	-62,71
Lityum disilikat	3,57	-26,71	27,89	-26,29	1,54	-25,39	34,42	-62,87
Reçine nano seramik	3,22	-27,70	28,27	-26,55	1,69	-25,79	33,49	-62,56
Zirkonya	3,66	-26,37	27,26	-26,43	1,5	-25,01	31,78	-63,02

Tablo 4-3: Süngerimsi kemik dokuda meydana gelen en yüksek çekme ve baskı gerilme değerleri (MPa)

	Model 1				Model 2			
	Dik kuvvet		Açılı kuvvet		Dik kuvvet		Açılı kuvvet	
	Çekme	Baskı	Çekme	Baskı	Çekme	Baskı	Çekme	Baskı
Hibrit seramik	1,13	-4,17	2,16	-2,45	3,11	-0,93	4,18	-1,91
Lityum disilikat	1,12	-4,14	2,13	-2,45	3,01	-0,94	4,01	-1,9
Reçine nano seramik	1,16	-4,23	2,36	-2,46	3,25	-0,92	4,46	-1,93
Zirkonya	1,11	-4,12	2,11	-2,44	2,87	-0,94	3,79	-1,87



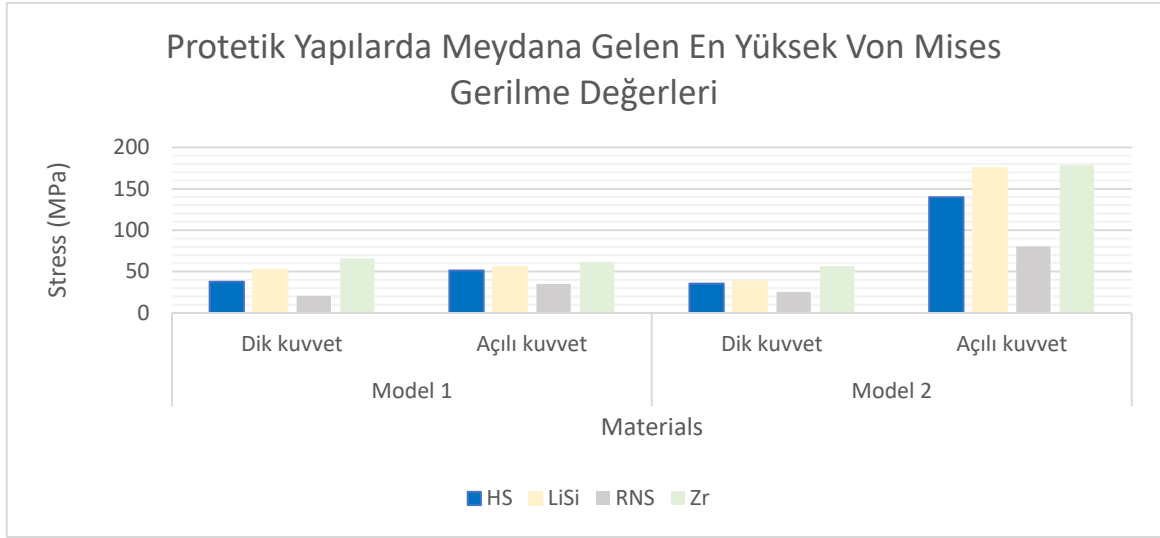
Şekil 4-66: Dik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal ve süngerimsi kemik dokularda meydana gelen baskı ve çekme gerilme değerlerinin karşılaştırılması (MPa)



Şekil 4-67: Açılı kuvvet uygulanması sonucu kortikal ve süngerimsi kemik dokularda meydana gelen baskı ve çekme kuvvetlerinin karşılaştırılması (MPa)

Tablo 4-4: Protetik yapılarda oluşan en yüksek Von Mises gerilme değerleri (MPa)

	Model 1		Model 2	
	Dik kuvvet	Açılı kuvvet	Dik kuvvet	Açılı kuvvet
Hibrit Seramik	37,8	51,19	35,49	139,68
Lityum disilikat	52,12	55,71	38,69	174,98
Reçine nano seramik	20,6	35,07	25,46	80,42
Zirkonya	65,89	61,35	56,70	178,61



Şekil 4-68: Protetik yapılarda meydana gelen en yüksek Von Mises gerilme değerlerinin karşılaştırılması (MPa)

5. TARTIŞMA

Bu doktora tez çalışmasında farklı kemik miktarına sahip çenelerde implant destekli restorasyonlar sanal olarak modellenmiş olup, dijital ortamda dijital veriler kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sağ alt çeneye ait iki farklı model oluşturulmuştur. 5-6-7 numaralı diş bölgelerinde üç adet implant modellemesi yapılmıştır. İmplantlar (Institute Straumann® AG,Basel,SwitzerlandStandart Plus Implant 4.1 RN 12 mm) ilk modelde çene kemiğine gömülü vaziyette, ikinci modelde ise boyun kısmı 3 mm açıkta kalacak şekilde modellenmiştir. İmplant destekli kuronların modellenmesinde; elastisite modülleri birbirinden farklı dört CAD/CAM destekli restoratif materyal kullanılmıştır. Bu materyaller monolitik zirkonya (ZirkonZahn Prettau), iki farklı reçine infiltre seramik (GC Cerasmart ve VITA Enamic) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiktir. (IPS e.max CAD) Protez tasarımları birleşik ve ayrı ayrı olmak üzere iki farklı şekilde modellenmiştir. Uygulanacak kuvvetin doğrultusu açılı 30^0 ve dik 90^0 olmak üzere iki farklı şekildedir. Bukkal tüberküllere ve santral fossaya kuvvet uygulanmıştır. Modellenen abutment ve protezler arasında 0,3 mm olacak şekilde siman aralığı bırakılmıştır. Siman olarak dual cure reçine siman (Panavia F 2.0; Kuraray Medical Inc) kullanılmıştır. Meydana gelecek olan stres oluşumu ve dağılımının belirlenmesi üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi analiz yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada implant, protez ve çevre kemik dokusunda oluşan gerilmelerin; restoratif materyal çeşidi, protez tasarımı, çevre kemik desteğinin farklılığı ve kuvvet açısı parametrelerinden nasıl etkilendiğinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Kemik üzerinde oluşacak gerilmeler kuvvetin yönü, büyüklüğü ve kullanılan materyallerin elastomerik özellikleri gibi pek çok faktörden etkilenebilir. [205] İmplant çevresinde meydana gelen kemik kaybı ve erken dönemde görülen implant kayıplarının sebebi implant kemik ara yüzünde meydana gelen fazla stres oluşumudur.[206] Geçmişe yönelik klinik çalışmalardan elde edilen sonuçlar parafonksiyonel alışkanlıklar ve dengesiz oklüzal ayarlamalar gibi durumlar sonucu implantlara fazla yük gelmesinin kemik kaybına yol açabildiğini göstermektedir.[124, 207] Bu durum, kemikte oluşan gerilmelerin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesiyle açıklanabilir.

Manzoor ve ark. [208] yaptıkları çalışmada farklı vertikal kemik yüksekliğine sahip çeneleri taklit eden modellemeler yapmıştır. İmplantın ilk yivinden itibaren 0, 1,5, 3 ve 4,5 mm kemik kaybına sahip modeller oluşturulmuştur. Yapılan mekanik deneyler sonucunda 3 ve 4,5 mm kemik kaybına sahip modellerde, implantın gövdesinde daha fazla kırık olduğu gözlenmiştir. Mevcut çalışmada da anlamlı sonuçlara ulaşmak için iki çene modelinden bir tanesi, implantların boyun kısmı 3 mm açıkta kalacak şekilde modellenmiştir.

Bu çalışmada; analiz sonuçlarından elde edilen verilerde kortikal kemikte meydana gelen gerilme değerleri Tablo 4-2, Şekil 4-66 ve 4-67’de karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Kortikal kemik üzerinde meydana gelen gerilme değerlerinin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Her iki modelde de açılı uygulanan kuvvetlerde gerilmelerin, kemiğin bukkal yüzünde yoğunlaştığı görülmektedir. Birinci modelde dik uygulanan kuvvet sonucu oluşan gerilmelerin implantın boyun bölgesinin bukkal ve distalinde yoğunlaştığı, ikinci modelde ise dik uygulanan kuvvet sonucu oluşan gerilmelerin implantın boyun bölgesinde mesiodistal doğrultuda yoğunlaştığı görülmektedir. Kuvvet uygulanması sonucu gerilmeler yoğun olarak implantın kemik ile temas ettiği boyun kısmında, implant platformu ve implantın yivi arasında, oluşur.[209] Sonlu elemanlar analizi ve matematiksel analizler ile yapılan pek çok farklı çalışmada da implanta uygulanan kuvvetlerin en çok boyun bölgesinde veya vidanın son yivleri ile kemik arasında olduğu görülmektedir. [205, 210-213]

Ağız ortamında çiğneme sırasında meydana gelen hareketler kişiden kişiye değişkenlik göstermekle birlikte tek yönlü değildir. Destek kemik dokuya gelen kuvvetler fizyolojik olarak kabul edilebilir olsa da açılı kuvvetler, kemik üzerinde kaldırıcı etkisi yaratır ve kemik üzerinde oluşan gerilmeler artar. [105, 106] Bu sebeple implant destekli protezlerde sonlu elemanlar analiziyle yapılan çalışmalarda; tek başına açılı, yatay veya dik kuvvet uygulanması yeterli değildir.[213] Ağız ortamını taklit edebilmek ve daha gerçekçi sonuçlar elde etmek için kuvvetlerin, kombine bir şekilde uygulaması gereklidir.[150] Bu sebeple bu çalışmada hem dik hem açılı kuvvet uygulanmıştır. Kortikal ve süngerimsi kemik dokuda oluşan gerilme değerlerine Tablo 4-2 ve Tablo 4-3’de bakıldığında açılı kuvvetlerin dikey kuvvetlerden daha fazla stres oluşumuna sebep olduğu görülmektedir. Yapılan çalışmalarda da açılı kuvvetlerin

destek kemik doku üzerinde dikey kuvvetlere göre daha fazla stres oluşumuna sebep olduğu görülmektedir. [200, 205, 213, 214]

Kortikal kemik, süngerimsi kemik dokuya göre daha yüksek elastik modüle sahip olduğu için, oklüzal kuvvetlere karşı dayanıklı ve deformasyona dirençlidir.[215] Bu sebeple kortikal kemik dokunun stres dayanımı süngerimsi kemik dokuya göre daha fazladır ve implant ile daha sıkı bağlanma gösterir.[210, 216]

Ding ve ark. tarafından[217] sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmada implantlara uygulanan açılı kuvvet sonucu oluşan gerilmelerin, kortikal kemikte yoğunlaştığı görülmüştür.

Ghasemi ve ark. [205] tarafından yapılan çalışmada kortikal kemikte görülen gerilme değerlerinin, süngerimsi kemik dokuya göre daha fazla olduğu görülmüştür.

Mevcut çalışmada da meydana gelen gerilmelerin implantın kemik ile sıkı temasta olduğu boyun kısmında yoğunlaştığı görülmektedir. Kortikal ve süngerimsi kemik dokularda oluşan gerilme değerlerine bakıldığında, kortikal kemik dokudaki değerlerin daha yüksek olduğu görülmektedir.

Kortikal kemik dokuda, baskı gerilme değerlerinin çekme gerilme değerlerinden daha yüksek olduğu, süngerimsi kemik dokuda ise, çekme gerilme değerlerinin baskı gerilme değerlerine göre yüksek olduğu görülmektedir. Dik kuvvet uygulanması sonucu kortikal ve süngerimsi kemik dokularda oluşan gerilme değerlerine Şekil 4-66'da bakıldığında; Model 1'de oluşan baskı ve çekme gerilme değerlerinin, Model 2'ye göre daha yüksek olduğu görülmektedir. Açılı kuvvet uygulanması sonucu kortikal ve süngerimsi kemik dokularda oluşan gerilme değerlerine Şekil 4-67'de bakıldığında; Model 2'de oluşan baskı ve çekme değerlerinin Model 1'e göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

Modellenen restoratif materyallerin kortikal kemik üzerinde oluşturduğu gerilme değerlerine bakıldığında; en yüksek çekme gerilme değerinin açılı kuvvet uygulanan (34,42 MPa) lityum disilikat ile restore edilen köprü protezinde, en düşük çekme gerilme değerinin (1,5 MPa) ise dik kuvvet uygulanan zirkonya kuron protezinde olduğu görülmüştür. En yüksek baskı gerilme değerinin açılı kuvvet uygulanan (-63,02 MPa) zirkonya kuron protezinde, en düşük baskı gerilme değerinin ise dik kuvvet uygulanan (-25,01 MPa) zirkonya kuron protezinde olduğu görülmektedir. Kortikal

kemik dokunun baskı (173 MPa) ve çekme (100 MPa) fizyolojik limit değerlerinin iki modelde de aşılmadığı görülmektedir.[218, 219] Restoratif materyallerin, her biri kendi içinde değerlendirildiğinde, Tablo 4-2’de belirtildiği üzere, kortikal kemik üzerinde oluşturduğu toplam gerilme değerlerinin benzer olduğu görülmektedir. Modellenen restoratif materyallerin süngerimsi kemik doku üzerinde oluşturduğu gerilme değerlerine bakıldığında; en yüksek çekme gerilme değerinin açılı kuvvet uygulanan (4,46 MPa) hibrit seramik kuron protezinde, en düşük çekme gerilme değerinin ise dik kuvvet uygulanan (1,11 MPa) zirkonya köprü protezinde olduğu görülmektedir. En yüksek baskı gerilme değerinin dik kuvvet uygulanan (-4,23 MPa) reçine nano seramik köprü protezinde, en düşük baskı gerilme değerinin ise dik kuvvet uygulanan (-0,92 MPa) reçine nano seramik kuron protezinde olduğu görülmektedir.

Analiz sonuçlarına göre implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerleri Tablo 4-1 ve Şekil 4-65’te verilmiştir. En yüksek gerilme değerlerinin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. İmplantların apekslerine doğru gerilmelerin azaldığı görülmektedir. Bu durumun sebebi, kortikal kemik dokusunun elastik modülünün süngerimsi kemik dokuya göre daha fazla olmasıdır. Farklı çalışmalarda da benzer sonuçlar elde edilmiştir. [212, 220]. Fakat bazı çalışmalarda, kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilmelerin implantların boyun bölgesinde, süngerimsi kemik dokuda oluşan en yüksek gerilmelerin ise implant apekslerinde olduğu belirtilmektedir.[6, 221].

Tablo 4-1’deki sonuçlara bakıldığında açılı kuvvet uygulamasının implantlar üzerinde dik kuvvet uygulanmasına göre daha fazla stres oluşumuna sebep olduğu görülmektedir. Meydana gelen en yüksek gerilme değerinin açılı kuvvet uygulanan (349,34 MPa) reçine nano seramik köprü protezinde meydana geldiği, en düşük gerilme değerinin ise dik kuvvet uygulanan (85,75 MPa) zirkonya kuron protezinde meydana geldiği görülmektedir.

Elastik deformasyondan plastik deformasyona geçişin başladığı sınır akma dayanımı olarak tanımlanır. Titanyum implantların maksimum akma dayanımı 550 MPa değerindedir.[218] Mevcut çalışmada elde edilen hiçbir Von Mises değeri maksimum akma dayanımını geçmemiştir. Elde edilen maksimum Von Mises değerlerinin implantların akma dayanımını geçmesi durumunda, başarısızlık gözlenebilmektedir.

Meydana gelen gerilme değerlerine Şekil 4-65'te bakıldığında, açılı ve dik kuvvet uygulanması sonucu meydana gelen toplam stres oluşumunun Model 1'de daha fazla olduğu görülmektedir. Köprü protezlerinin implant üzerinde, kuron protezlerine göre daha fazla stres oluşumuna sebep olduğu görülmektedir. Modellenen restoratif materyallerin implantlar üzerinde oluşturduğu toplam gerilmelerin Şekil 4-65'te belirtildiği üzere, benzer olduğu görülmektedir.

Restoratif materyallerin, her biri kendi içinde değerlendirildiğinde, Tablo 4-1, Tablo 4-2 ve Tablo 4-3'de belirtildiği üzere, destek kemik doku ve implantlar üzerinde oluşturduğu toplam gerilme değerlerinin benzer olduğu görülmektedir. Protetik materyallerin sadece gelen kuvvetleri kemik dokuya iletmede rolü olduğu, farklı materyallerin kemiğe iletilen kuvvetleri etkilemediği görülmüştür.

Ghasemi ve ark. [205] tarafından sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmada polimetil metakrilat, tam metal, metal alt yapılı seramik ve tam seramik olmak üzere dört farklı elastik modüle sahip materyal implant destekli köprü protezlerinde modellenmiştir. Açılı ve dik olmak üzere iki farklı şekilde kuvvet uygulanmıştır. Analiz sonuçlarına bakıldığında restoratif materyallerin destek kemik doku üzerinde bir etkisinin olmadığı görülmüştür.

Papavasiliou ve ark.[211] tarafından yapılan bir çalışmada farklı üst yapı seramiklerinin kemik implant ara yüzünde oluşan gerilmelere anlamlı ölçüde bir etkisinin olmadığı görülmüştür.

Kaleli ve ark. [200] ise sonlu elemanlar analizi yardımıyla üst çene ikinci büyük azı dişine ait implant destekli kuron protezi modellemesi yapmıştır. Restoratif materyaller; monolitik zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik olarak modellenmiştir. Kişisel abutment modellemesi yapılmış ve materyal olarak geleneksel zirkonya ve PEEK (polieter eter keton) tercih edilmiştir. Her modele 200 N dik ve 100 N açılı kuvvet uygulanmıştır. Analiz sonuçlarına bakıldığında kuron ve kişisel abutment yapımında kullanılan restoratif materyallerin implant ve destek kemik doku üzerinde bir etkisinin olmadığı görülmüştür.

Sevimay ve ark.[221] iki farklı metal alt yapılı porselen ve tam seramikten üretilmiş dört farklı restoratif materyali sonlu elemanlar analizi ile incelemiştir. Alt yapı ve üst yapı seramiklerindeki farklılıkların, destek kemik ve implant üzerinde meydana gelen gerilmelere etkisinin olmadığı görülmüştür.

Wang ve ark.[222] yaptıkları çalışmada iki adet silindirik implant ile desteklenmiş altın, reçine ve porselen materyallerinden oluşmuş küçük azı dişlerine, dik ve yatay kuvvet uygulamış ve sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Protez tasarımı birleşik ve ayrı olmak üzere iki farklı şekilde yapılmıştır. Materyallerin kemik ve implant üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığı fakat protez tasarımının etkisinin olduğu görülmüştür.

Stegaroiu ve ark.[223] altın alaşımı, kompozit reçine ve porselenden oluşmuş implant destekli üç üyeli sabit protezlerin implant ve kemik desteği üzerinde oluşturduğu gerilmeleri sonlu elemanlar analizi ile incelemiştir. Yatay ve dikey olarak köprü gövdesine kuvvet uygulanmıştır. Altın alaşımı ve porselenden oluşmuş restorasyonlarda benzer gerilmeler olduğu, kompozit reçineden oluşan köprü protezinde ise açılı kuvvet uygulanması sonucu daha fazla stres olduğu görülmektedir. Reçine içerikli restoratif materyallerin implant kemik ara yüzünde daha az stres oluşumuna sebep olmadığı görülmüştür. Bu çalışmaların sonuçları, mevcut çalışmayı destekler niteliktedir.

Reçine içerikli restoratif materyaller şok emici materyaller olarak da adlandırılmaktadırlar.[8, 224] Fakat mevcut çalışmada reçine içerikli protetik yapılarda meydana gelen gerilmelerde, önemli ölçüde azalma gözlenmemiştir.

Çiğneme kuvvetlerini implant ve kemiğe iletmede protetik restorasyon, vida, abutment ve siman dahil pek çok yapı rol oynar. İmplant kemik ara yüzüne aktarılan toplam enerji öncelikle abutment-implant ara yüzünden geçer.[222] Aktarılan enerjinin bir kısmının arada bulunan yapılar tarafından emildiği düşünülebilir. Farklı restoratif materyallerin kemik üzerinde meydana getirdiği biyomekanik cevapların benzer oluşu bu teori ile açıklanabilir.

Analiz sonuçlarına göre protetik yapılarda görülen Von Mises gerilme değerleri Tablo 4-4 ve Şekil 4-68’de gösterilmiştir. Tüm değerler incelendiğinde en yüksek gerilmelerin kuvvetin uygulandığı noktalar olan bukkal tüberkül tepeleri ve santral fossa ile kole bölgelerinde olduğu görülmektedir. En yüksek Von Mises gerilme değerinin açılı kuvvet uygulanan zirkonya kuron protezinde (178,61 MPa), en düşük Von Mises gerilme değerinin ise reçine nano seramik köprü protezinde (20,6 MPa) olduğu görülmektedir. Açılı kuvvet uygulanan tüm protetik yapılarda dik kuvvet uygulananlara göre daha fazla stres oluşumu gözlenmektedir.

Reçine içerikli restoratif materyallerin elastik modülü pek çok materyale göre daha düşüktür. Bu sebeple reçine içerikli yapıların kendi içerisinde daha az stres oluşumu gözlenir. Mevcut çalışmada da reçine içerikli restoratif materyallerde (hibrit seramik ve reçine nano seramik) tam seramik olanlara göre daha az stres oluşumu gözlenmektedir. Kuron protezleri ve köprü protezleri kendi içerisinde kıyaslandığında, kuron protezlerinde meydana gelen toplam stres değerlerinin köprü protezlerine göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

Birleşik tasarlanmış implant destekli restorasyonların olası avantajı, restorasyona gelen yüklerin implantlar arasında dağıtılmasıdır. Bu durumun, özellikle çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu büyük azı dişlerinin bulunduğu bölgelerde, implant ve destek kemik dokuda oluşacak stresleri azaltıcı etki gösterebileceği düşünülmektedir.[225] Çalışmamızda birleşik ve ayrı modellenmiş protetik yapıların destek kemik doku üzerinde oluşturduğu gerilmelere Şekil 4-66 ve Şekil 4-67’de bakıldığında; dik kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerin benzer olduğu, açılı kuvvet uygulanması sonucu ise birleşik olarak modellenmiş protezlerin kemik üzerinde oluşturduğu gerilmelerin daha az olduğu görülmektedir. İmplantlar üzerinde oluşan gerilme değerlerine Şekil 4-65’de bakıldığında; açılı kuvvet uygulaması sonucu birleşik olarak modellenmiş protezlerin implantlar üzerinde oluşturduğu gerilmelerin daha fazla olduğu görülmektedir. Protetik yapılarda meydana gelen gerilmelere Şekil 4-68’de bakıldığında; birleşik olarak modellenmiş yapılarda meydana gelen toplam gerilmelerin daha az olduğu görülmektedir.

Wang ve ark.[222] sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmada birleşik olarak modellenmiş protezlerde ayrı modellenmiş olanlara göre yatay yüklemeye, kuvvetlerin %14 oranında azaldığını görmüştür. Birleşik modelleme yapılmasını düşük kemik kalitesine sahip çenelerde daha uygun bulmuştur. Bu çalışmanın bulguları mevcut çalışmayı desteklemektedir.

Clelland ve ark.[226] birleşik ve ayrı tasarlanan kuron protezlerinde anlamlı fark görülmediğini fakat birleşik tasarlanan kuron protezlerinin ayrı tasarlanana göre daha eşit stres dağılımı sağladığını belirtmiştir.

Lemos ve ark.[225] sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmada arka bölgede farklı uzunluklara sahip Morse taper implantlarla desteklenen, birleşik ve ayrı modellenmiş metal seramik kuron protezlerini incelemişlerdir. Birleşik modellenen

protezlere açılı kuvvet uygulanması sonucu; implant, abutment ve destek kemik dokuda daha az stres oluşumunu sağladığı fakat implant boyunun stres dağılımını etkilemediği görülmüştür. Mevcut çalışmada da açılı kuvvet uygulanması sonucu destek kemik doku üzerinde birleşik modellenen protezler daha az stres oluşumuna yol açmıştır.

Ravida ve ark.[227] tarafından 145 hasta Üzerinde yapılan geçmişe yönelik bir çalışmada, 382 kemik seviyesinde yapılmış implant değerlendirilmiştir. Çalışmaya dahil edilen implantların en az bir yıl boyunca fonksiyonda olması göz önünde bulundurulmuştur. Metal seramik ile restore edilen protezler; iki üyeli ve üç üyeli olmak üzere birleşik veya ayrı protez tasarımına sahiptir. İki implantla desteklenmiş üç üyeli köprü protezleri de çalışmaya dahil edilmiştir. Protetik komplikasyonlar vida gevşemesi, üst yapı materyalinde kırık, desimantasyon ve protezde kırığı şeklinde değerlendirilmiştir. Biyolojik komplikasyonlar ise peri-implantitis, sağ kalım oranı ve implant başarı skalaları göz önünde bulundurularak değerlendirilmiştir. Üç üyeli köprü protezlerinde protetik ve biyolojik komplikasyon oranının en az olduğu görülmüştür. Birleşik tasarlanan protezlerde ise komplikasyon oranının ayrı modellenenlere göre daha az olduğu görülmektedir.

Guichet ve ark. [228] foto elastik analiz ile yaptıkları çalışmada birleşik protez tasarımının destek kemik doku üzerinde daha az gerilim sağladığını göstermişlerdir. Fakat yapılan modellemede yalnızca birinci küçük azı dişi üzerine kuvvet uygulanmıştır. Birleşik modellenen yapılarda tek kurona yükleme yapılması durumunda, yükleme yapılmamış kuron gelen yükleri destekleyen implant aracılığıyla yeniden dağıtır. Mevcut çalışmada bu sebeple modellenen her protetik yapıda, fonksiyonel tüberküllere ve santral fossaya kuvvet uygulanmıştır.

Huang ve ark.[229] sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmada tek implant ile desteklenen küçük azı, üç farklı implant desteğine sahip büyük azı modellemesi yapmıştır. Bukkal tüberkül tepelerine açılı kuvvet uygulaması yapılmıştır. Birleşik ve ayrı modellenen kuronların kemik üzerinde yarattığı gerilmelere bakıldığında anlamlı bir fark görülmemiştir. Yalnızca geniş ve iki implant ile desteklenmiş kuronların destek kemik üzerinde oluşturduğu gerilmelerin anlamlı ölçüde az olduğu görülmektedir.

Herbst ve ark. [230] birleşik ve ayrı tasarlanan implant destekli kuronlarda benzer sağ kalım oranı görmüştür. Fakat Naert ve ark. [231] geçmişe yönelik yaptıkları klinik çalışmada, birleşik tasarlanmış kuron protezlerinde ayrı tasarlananlara göre, daha

fazla implant kaybı gözlemişlerdir. Bu durum Jemt & Book [232] tarafından açıklanan, protezlerin pasif uyuma sahip olmadığı durumlarda biyolojik komplikasyon oluşabileceği hipoteziyle açıklanabilir. Mevcut çalışmada da dik kuvvet uygulanması sonucu birleşik modellenen kuronların implantlar üzerinde yarattığı gerilmelerin daha fazla olduğu görülmektedir.

Birleşik ve ayrı modellenmiş kuronlar destek kemik ve implant üzerinde farklı stres dağılımı yaratmaktadır. Fakat ortaya çıkan gerilmeler, literatürde yer alan fizyolojik sınırlar dahilinde olduğu için her iki protez tasarımı da klinik kullanıma uygundur.[211, 233]

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda geleneksel siman yerine adeziv simantasyon ile reçine siman kullanımı materyallerin kırılma dayanımının artırması açısından önerilmektedir.[234] Sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalarda[199, 200] ve mevcut çalışmada reçine simana ait elastomerik özellikler ve siman için gerekli aralık göz önünde bulundurularak modelleme yapılmıştır.

Çalışmamızda modellenen alt çene standart kemik yoğunluğuna sahiptir. Fakat farklı kemik yoğunluğuna sahip çenelerde implant destekli sabit protezlerin destek kemik dokuda oluşturduğu gerilmeler değişkenlik gösterebilir.

Oklüzal yüz tasarımı stres dağılımını etkileyebilir. Mevcut çalışmada, kuvvet santral fossa ve bukkal tüberküllere uygulanmıştır. Fakat dişlerin geometrik yapısında görülen farklılıklar oluşan gerilmeleri etkileyebilir. Bu çalışmada kullanılan küçük ve büyük azı dişlerinin destek kemik doku üzerinde yarattığı stres oluşumu tüm azı dişleri için aynı etkiyi göstermeyebilir.

Mevcut çalışmada olduğu gibi sonlu elemanlar analiziyle yapılan tüm çalışmalarda modeller; lineer, homojen ve izotropik olarak kabul edilir. Tüm implantların osseoentegrasyon düzeyi ideal olarak kabul edilmiştir. Çalışmada yer alan hesaplamalar ve modeller tam olarak gerçeği yansıtmayabilir çünkü homojen olmayan yapılar gibi tahmin edilmesi zor ek faktörler gerçekte mevcut olabilir. Analizler dik ve açılı kuvvet uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Fakat ağız ortamını taklit eden daha gerçekçi sonuçlar için yatay kuvvet uygulanması da gereklidir.

Mevcut çalışmada gibi olduğu gibi in vitro deneyler klinik uygulamalara aktarıldığında ortaya çıkacak sonuçları direk tahmin etmek zordur ve sonuçlar değerlendirilirken çalışmanın kısıtlamaları göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizi ile üç boyutlu modelleme yapılmıştır. İmplant ve çevre kemik desteğinin protez tasarımı, restoratif materyal çeşidi, kuvvet açısı ve destek kemiğin farklılıkları durumundan nasıl etkilendiği araştırılmıştır.

Sonuç olarak;

1. Açılı kuvvet uygulanması her durumda daha fazla gerilme oluşumuna sebep olmuştur.
2. Restoratif materyal çeşidi destek kemik ve implant üzerinde oluşan stres dağılımını anlamlı ölçüde etkilememektedir.
3. Reçine içerikli kuron materyalleri, restorasyonda özellikle de kole bölgesinde daha az stres oluşmasını sağlamaktadır.
4. Birleşik protez tasarımı yetersiz kemik desteği üzerinde daha az stres oluşumu sağlamıştır.
5. Parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında birleşik kuron tasarımı tercih edilebilir.
6. Protez tasarımının birleşik veya ayrı olması durumunda anlamlı ölçüde farklı sonuçlar görülmemiştir. Tasarım seçimi klinik kullanım tercihine bırakılabilir.

6. KAYNAKÇA

1. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent* 2002; **30**(7-8): 271-82.
2. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; **85**(6): 585-98.
3. Ferreira MB, Barao VA, Faverani LP, Hipolito AC, Assuncao WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2014; **35**: 92-9.
4. Gomes EA, Barao VA, Rocha EP, de Almeida EO, Assuncao WG. Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; **26**(6): 1202-9.
5. Zhang G, Yuan H, Chen X, Wang W, Chen J, Liang J ve ark. A Three-Dimensional Finite Element Study on the Biomechanical Simulation of Various Structured Dental Implants and Their Surrounding Bone Tissues. *Int J Dent* 2016; **2016**: 4867402.
6. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; **49**(6): 843-8.
7. Ciftci Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 2001; **14**(5): 406-11.
8. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2015; **114**(4): 587-93.
9. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2007; **97**(4): 229-35.
10. Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro Pdo P, Ferraco R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J Craniofac Surg* 2009; **20**(2): 561-4.
11. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res* 2007; **18**(5): 581-4.
12. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; **19**(2): 192-8.
13. Turcio KH, Goiato MC, Gennari Filho H, dos Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. *J Craniofac Surg* 2009; **20**(2): 471-4.

14. Van de Velde T, Collaert B, De Bruyn H. Immediate loading in the completely edentulous mandible: technical procedure and clinical results up to 3 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res* 2007; **18**(3): 295-303.
15. Tatum OH. The Omni implant system. in *Proceedings of the Alabama Implant Congress*. May 1988. Birmingham, Ala.
16. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 2nd ed. Quintessence books. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 1981, 454 p.
17. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics* 2nd ed.: Elsevier Health Sciences; 2014.
18. Winter W, Klein D, Karl M. Micromotion of Dental Implants: Basic Mechanical Considerations. *J Med Eng* 2013; **2013**: 265412.
19. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986; **56**(4): 416-21.
20. Johnston JE, Philips RN, Dykema RW. *Modern practise in crown and bridge prosthodontics*, Philadelphia 1971.
21. Shugars DA, Bader JD, White BA, Scurria MS, Hayden WJ, Jr., Garcia RI. Survival rates of teeth adjacent to treated and untreated posterior bounded edentulous spaces. *J Am Dent Assoc* 1998; **129**(8): 1089-95.
22. Creugers NH, Kayser AF, van 't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol* 1994; **22**(6): 448-52.
23. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J* 2014; **8**: 50-5.
24. Zarb GA, Schmitt A. The edentulous predicament. I: A prospective study of the effectiveness of implant-supported fixed prostheses. *J Am Dent Assoc* 1996; **127**(1): 59-65.
25. Hirschfeld L, Wasserman B. A long-term survey of tooth loss in 600 treated periodontal patients. *J Periodontol* 1978; **49**(5): 225-37.
26. Schmitt A, Zarb GA. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *Int J Prosthodont* 1993; **6**(2): 197-202.
27. Kline R, Hoar JE, Beck GH, Hazen R, Resnik RR, Crawford EA. A prospective multicenter clinical investigation of a bone quality-based dental implant system. *Implant Dent* 2002; **11**(3): 224-34.
28. Tey VHS, Phillips R, Tan K. Five-year retrospective study on success, survival and incidence of complications of single crowns supported by dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2017; **28**(5): 620-625.
29. Li XQ, Xu X, Ma XN. [Clinical follow-up observation of 84 cases of implant-retained/supported prostheses in edentulous patients]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2018; **53**(11): 721-724.

30. Hu X, Luo J, Li J, Qiu L, Di P, Lin Y. [A 10-year retrospective analysis of clinical results of implant-retained/ supported prostheses in full edentulous patients]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2014; **49**(6): 333-8.
31. Kern JS, Kern T, Wolfart S, Heussen N. A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: post-loading implant loss. *Clin Oral Implants Res* 2016; **27**(2): 174-95.
32. Muddugangadhar BC, Amarnath GS, Sonika R, Chheda PS, Garg A. Meta-analysis of Failure and Survival Rate of Implant-supported Single Crowns, Fixed Partial Denture, and Implant Tooth-supported Prostheses. *J Int Oral Health* 2015; **7**(9): 11-7.
33. Wolff J. The laws of bone remodelling 1986.
34. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Implants: Bone physiology and metabolism. *CDA J* 1987; **15**(10): 54-61.
35. Pietrokovski J. The bony residual ridge in man. *J Prosthet Dent* 1975; **34**(4): 456-62.
36. Carlsson GE, Persson G. Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical, and x-ray cephalometric study covering 5 years. *Odontol Revy* 1967; **18**(1): 27-54.
37. Tallgren A. The reduction in face height of edentulous and partially edentulous subjects during long-term denture wear. A longitudinal roentgenographic cephalometric study. *Acta Odontol Scand* 1966; **24**(2): 195-239.
38. Misch CE. Rationale for dental implants. in Perel, MI, editor. *Dental implant prosthetics*. Elsevier mosby; 2005. pp. 1-17.
39. Misch CE. The implant quality scale: a clinical assessment of the health--disease continuum. *Oral Health* 1998; **88**(7): 15-20, 23-5; quiz 25-6.
40. Council on Scientific Affairs: Dental endosseous implants: an update. *J Am Dent Assoc* 1996; **129**: 1238-1239.
41. American Dental Association acceptance program for endosseous implants: Council on Scientific Affairs *American Dental Association* 1993.
42. Negm SA. Implant Success versus Implant Survival. *Dentistry* 2016; **6**(2).
43. Albrektsson T, Zarb GA. Determinants of correct clinical reporting. *Int J Prosthodont* 1998; **11**(5): 517-21.
44. Misch CE. An Implant Is Not a Tooth:A Comparision of Periodontal Indexes. in Perel, MI, editor. *Dental implant prosthetics*. Elsevier Mosby; 2005. pp. 18-32.
45. Rudd KD, O'Leary TJ, Stumpf AJ, Jr. Horizontal Tooth Mobility in Carefully Screened Subjects. Techn Docum Rep Sam-Tdr-64-12. *Tech Doc Rep U S Air Force Syst Command Electron Syst Div* 1964; **94**: 1-6.
46. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol* 2002; **73**(3): 322-33.
47. Misch CE. Early crestal bone loss ethiology and its effect on treatement planning for implants. *Postgrad Dent* 1995; **2**(3): 3-17.

48. Jividen G, Jr., Misch CE. Reverse torque testing and early loading failures: help or hindrance? *J Oral Implantol* 2000; **26**(2): 82-90.
49. Cordaro L, Ercoli C, Rossini C, Torsello F, Feng C. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support. *J Prosthet Dent* 2005; **94**(4): 313-20.
50. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Quirynen M, van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001; **12**(3): 245-51.
51. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; **3**(2): 81-100.
52. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 1998; **106**(3): 721-64.
53. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M. Microscopical aspects of failure in osseointegrated dental implants: a report of five cases. *Biomaterials* 1996; **17**(12): 1235-41.
54. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res* 2012; **23 Suppl 6**: 95-107.
55. Chambrone L, Chambrone LA, Lima LA. Effects of occlusal overload on peri-implant tissue health: a systematic review of animal-model studies. *J Periodontol* 2010; **81**(10): 1367-78.
56. Manns A, Miralles R, Valdivia J, Bull R. Influence of variation in anteroposterior occlusal contacts on electromyographic activity. *J Prosthet Dent* 1989; **61**(5): 617-23.
57. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; **10**(6): 387-416.
58. Maynard JG, Jr., Ochsenein C. Mucogingival problems, prevalence and therapy in children. *J Periodontol* 1975; **46**(9): 543-52.
59. Sullivan HC, Atkins JH. Freeautogenous gingival grafts. 1. Principles of successful grafting. *Periodontics* 1968; **6**(1): 5-13.
60. Miyasato M, Crigger M, Egelberg J. Gingival condition in areas of minimal and appreciable width of keratinized gingiva. *J Clin Periodontol* 1977; **4**(3): 200-9.
61. Bouri A, Jr., Bissada N, Al-Zahrani MS, Faddoul F, Nouneh I. Width of keratinized gingiva and the health status of the supporting tissues around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; **23**(2): 323-6.
62. Chang M, Odman PA, Wennstrom JL, Andersson B. Esthetic outcome of implant-supported single-tooth replacements assessed by the patient and by prosthodontists. *Int J Prosthodont* 1999; **12**(4): 335-41.

63. Chung DM, Oh TJ, Shotwell JL, Misch CE, Wang HL. Significance of keratinized mucosa in maintenance of dental implants with different surfaces. *J Periodontol* 2006; **77**(8): 1410-20.
64. Araujo MG, Lindhe J. Peri-implant health. *J Periodontol* 2018; **89 Suppl 1**: S249-S256.
65. Wennstrom JL, Bengazi F, Lekholm U. The influence of the masticatory mucosa on the peri-implant soft tissue condition. *Clin Oral Implants Res* 1994; **5**(1): 1-8.
66. Wennstrom JL. Lack of association between width of attached gingiva and development of soft tissue recession. A 5-year longitudinal study. *J Clin Periodontol* 1987; **14**(3): 181-4.
67. Brito C, Tenenbaum HC, Wong BK, Schmitt C, Nogueira-Filho G. Is keratinized mucosa indispensable to maintain peri-implant health? A systematic review of the literature. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2014; **102**(3): 643-50.
68. Krekeler G, Kappert HF, Schilli W. Scanning electron microscopic study of the reaction of human bone to a titanium implant. *Int J Oral Surg* 1985; **14**(5): 447-50.
69. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; **5**(4): 375-83.
70. Mericske-Stern R, Steinlin Schaffner T, Marti P, Geering AH. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 1994; **5**(1): 9-18.
71. Serino G, Wennstrom JL, Lindhe J, Eneroth L. The prevalence and distribution of gingival recession in subjects with a high standard of oral hygiene. *J Clin Periodontol* 1994; **21**(1): 57-63.
72. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res* 2004; **15**(4): 466-73.
73. Kim BS, Kim YK, Yun PY, Yi YJ, Lee HJ, Kim SG ve ark. Evaluation of peri-implant tissue response according to the presence of keratinized mucosa. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; **107**(3): e24-8.
74. Zigdon H, Machtei EE. The dimensions of keratinized mucosa around implants affect clinical and immunological parameters. *Clin Oral Implants Res* 2008; **19**(4): 387-92.
75. Schrott AR, Jimenez M, Hwang JW, Fiorellini J, Weber HP. Five-year evaluation of the influence of keratinized mucosa on peri-implant soft-tissue health and stability around implants supporting full-arch mandibular fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2009; **20**(10): 1170-7.
76. Boynuegri D, Nemli SK, Kasko YA. Significance of keratinized mucosa around dental implants: a prospective comparative study. *Clin Oral Implants Res* 2013; **24**(8): 928-33.

77. Adibrad M, Shahabuei M, Sahabi M. Significance of the width of keratinized mucosa on the health status of the supporting tissue around implants supporting overdentures. *J Oral Implantol* 2009; **35**(5): 232-7.
78. Roccuzzo M, Grasso G, Dalmaso P. Keratinized mucosa around implants in partially edentulous posterior mandible: 10-year results of a prospective comparative study. *Clin Oral Implants Res* 2016; **27**(4): 491-6.
79. Renvert S, Persson GR, Pirih FQ, Camargo PM. Peri-implant health, peri-implant mucositis, and peri-implantitis: Case definitions and diagnostic considerations. *J Periodontol* 2018; **89 Suppl 1**: S304-S312.
80. Lang NP, Wetzel AC, Stich H, Caffesse RG. Histologic probe penetration in healthy and inflamed peri-implant tissues. *Clin Oral Implants Res* 1994; **5**(4): 191-201.
81. Abrahamsson I, Soldini C. Probe penetration in periodontal and peri-implant tissues. An experimental study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res* 2006; **17**(6): 601-5.
82. Serino G, Turri A, Lang NP. Probing at implants with peri-implantitis and its relation to clinical peri-implant bone loss. *Clin Oral Implants Res* 2013; **24**(1): 91-5.
83. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent* 2017; **117**(5S): e1-e105.
84. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998: 85-97.
85. Cehreli M, Sahin S, Akca K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent* 2004; **32**(2): 123-32.
86. Meric G, Erkmen E, Kurt A, Eser A, ozden AU. Biomechanical effects of two different collar implant structures on stress distribution under cantilever fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand* 2011; **69**(6): 374-84.
87. Misch CE. Available Bone and Implant Dentistry. in Perel, MI, editor. *Dental implant prosthetics*. Elsevier Mosby; 2005. pp. 105-141.
88. Hebel KS, Gajjar R. Achieving superior aesthetic results: parameters for implant and abutment selection. *Int J Dent symposia*; **4**: 42-47.
89. Lundgren D, Laurell L, Bergendal T. Occlusal force pattern in dentitions restored with mandibular bridges supported on osseointegrated implants. *Swed Dent J Suppl* 1985; **28**: 107-15.
90. Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; **4**(1): 55-62.
91. Taylor TD. Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; **6**(3): 329-37.
92. Zarb GA, Bolender CL, Hickey JC. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. *MO: Mosby* 1990: 13-19.

93. Hannam AG, Wood WW. Relationships between the size and spatial morphology of human masseter and medial pterygoid muscles, the craniofacial skeleton, and jaw biomechanics. *Am J Phys Anthropol* 1989; **80**: 429-445.
94. Trenouth MJ. The relationship between bruxism and temporomandibular joint dysfunction as shown by computer analysis of nocturnal tooth contact patterns. *J Oral Rehabil* 1979; **6**(1): 81-7.
95. Sekine H, Komiyama Y. [Osseointegrated implants (tissue integrated prosthesis)]. *DE J Dent Eng* 1984(71): 12-3.
96. Picton DC. The effect of external forces on periodontium. *Academic Press* 1969(Biology of the periodontium): 363-419.
97. Lin CH, Kuo YC, Lin TS. Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical response in bone around implants: a 3-D non-linear finite element analysis. *Biomed Eng Appl Basis Comm* 2005; **17**: 44-9.
98. Oliveira EJ. Princípios de bioengenharia em implantes oseointegrados. 1st ed. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro Lida. 1997.
99. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J Prosthet Dent* 1999; **81**(5): 553-61.
100. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992; **18**(3): 264-74.
101. Zarb GA, Schmitt A, Baker G. Tissue-integrated prostheses: osseointegration research in Toronto. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1987; **7**(1): 8-35.
102. Koyama Y, Mitsui N, Suzuki N, Yanagisawa M, Sanuki R, Isokawa K ve ark. Effect of compressive force on the expression of inflammatory cytokines and their receptors in osteoblastic Saos-2 cells. *Arch Oral Biol* 2008; **53**(5): 488-96.
103. Flanagan D, Ilies H, Lasko B, Stack J. Force and movement of non-osseointegrated implants: an in vitro study. *J Oral Implantol* 2009; **35**(6): 270-6.
104. Hu K, Wang C, Zhang X. High pressure may inhibit periprosthetic osteogenesis. *J Bone Miner Metab* 2010; **28**(3): 289-98.
105. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1996; **7**(1): 55-63.
106. Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; **13**(2): 232-44.
107. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005; **16**(1): 26-35.
108. 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.

109. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996; **75**(3): 285-91.
110. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996; **76**(2): 158-64.
111. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 1989; **61**(5): 602-9.
112. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994; **71**(5): 493-9.
113. Rangert B. Mechanical and biomechanical guidelines for the use of Branemark System--general principles. *Aust Prosthodont J* 1993; **7 Suppl**: 39-44.
114. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent* 1994; **71**(1): 23-6.
115. Osier JF. Biomechanical load analysis of cantilevered implant systems. *J Oral Implantol* 1991; **17**(1): 40-7.
116. Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE. Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1992(274): 79-96.
117. Huiskes R, Weinans H, van Rietbergen B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop Relat Res* 1992(274): 124-34.
118. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design--effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res* 1991; **25**(4): 467-83.
119. Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1996; **16**(3): 252-65.
120. Hammerle CH, Wagner D, Bragger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A ve ark. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res* 1995; **6**(2): 83-90.
121. Michalakis KX, Calvani P, Hirayama H. Biomechanical considerations on tooth-implant supported fixed partial dentures. *J Dent Biomech* 2012; **3**: 1758736012462025.
122. Binon PP. The spline implant: design, engineering, and evaluation. *Int J Prosthodont* 1996; **9**(5): 419-33.
123. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; **4**(3): 241-7.
124. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; **10**(3): 326-34.
125. Lundgren D, Laurell L. Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol 2000* 1994; **4**: 23-40.

126. Misch CE. Occlusal considerations for implant supported prostheses. in Misch, CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*. MO: Mosby; 1996. pp. 609-628.
127. Torrecillas-Martinez L, Monje A, Lin GH, Suarez F, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P ve ark. Effect of cantilevers for implant-supported prostheses on marginal bone loss and prosthetic complications: systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; **29**(6): 1315-21.
128. Rungsiyakull C, Rungsiyakull P, Li Q, Li W, Swain M. Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; **26**(3): 527-37.
129. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; **12**(3): 360-70.
130. Assuncao WG, Tabata LF, Barao VA, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil* 2008; **35**(10): 766-74.
131. Grobecker-Karl T, Karl M. Correlation Between Micromotion and Gap Formation at the Implant-Abutment Interface. *Int J Prosthodont* 2017; **30**(2): 150-152.
132. Lin CL, Chang SH, Chang WJ, Kuo YC. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. *Eur J Oral Sci* 2007; **115**(5): 408-16.
133. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; **23**(4): 681-90.
134. Gurgel-Juarez NC, de Almeida EO, Rocha EP, Freitas AC, Jr., Anchieta RB, de Vargas LC ve ark. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. *J Prosthodont* 2012; **21**(3): 160-6.
135. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008; **100**(6): 422-31.
136. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; **15**(4): 519-26.
137. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995; **73**(1): 36-43.
138. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997; **8**(4): 290-8.
139. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000; **84**(2): 194-9.

140. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent* 2006; **15**(4): 427-35.
141. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009; **28**(4): 373-81.
142. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999; **81**(2): 159-66.
143. Doring 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**(3): 198-209.
144. Pessoa RS, Muraru L, Junior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J ve ark. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; **12**(3): 219-34.
145. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998; **43**(2): 192-203.
146. Dailey B, Jordan L, Blind O, Tavernier B. Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; **24**(2): 251-6.
147. Tonella BP, Pellizzer EP, Falcon-Antenucci RM, Ferraco R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg* 2011; **22**(6): 2060-3.
148. Coelho Goiato M, Pesqueira AA, Falcon-Antenucci RM, Dos Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC ve ark. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol Scand* 2013; **71**(2): 283-8.
149. Streckbein P, Streckbein RG, Wilbrand JF, Malik CY, Schaaf H, Howaldt HP ve ark. Non-linear 3D evaluation of different oral implant-abutment connections. *J Dent Res* 2012; **91**(12): 1184-9.
150. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998; **24**(2): 80-8.
151. Lemos CA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonca MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2016; **47**: 8-17.
152. Leles CR, Freire Mdo C. A sociodental approach in prosthodontic treatment decision making. *J Appl Oral Sci* 2004; **12**(2): 127-32.

153. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. in Perel, Ml, editor. *Dental implant prosthetics*. Elsevier Mosby; 2005. pp. 43-52.
154. Misch CE. Bone classification, training keys to implant success. *Dent Today* 1989; **8**(4): 39-44.
155. Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The Effect of Framework Design on Stress Distribution in Implant-Supported FPDs: A 3-D FEM Study. *Eur J Dent* 2010; **4**(4): 374-82.
156. Becker CM, Kaiser DA. Implant-retained cantilever fixed prosthesis: where and when. *J Prosthet Dent* 2000; **84**(4): 432-5.
157. Papaspyridakos P, Kim YJ, Finkelman M, El-Rafie K, Weber HP. Digital Evaluation of Three Splinting Materials Used to Fabricate Verification Jigs for Full-Arch Implant Prostheses: A Comparative Study. *J Esthet Restor Dent* 2017; **29**(2): 102-109.
158. Maroulakos G, Nagy WW, Ahmed A, Artopoulou, II. Prosthetic rehabilitation following lateral resection of the mandible with a long cantilever implant-supported fixed prosthesis: A 3-year clinical report. *J Prosthet Dent* 2017; **118**(5): 678-685.
159. Ghassan Abdul-Hamid Naji RAO, Rosiyah Yahya. An Overview of the Development and Strengthening of All-Ceramic Dental Materials. *Biomedical&Pharmacology Journal* 2018; **11**: 1553-1563.
160. Helvey G. Ceramics. *Compend Contin Educ Dent* 2010; **31**(4): 309-11.
161. 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): 227-35.
162. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am* 2017; **61**(4): 797-819.
163. Montazerian M, Zanotto ED. Bioactive and inert dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res A* 2017; **105**(2): 619-639.
164. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2010; **31**(9): 702-4, 706, 708-9.
165. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont* 2004; **13**(3): 141-9.
166. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J* 2014; **33**(1): 79-85.
167. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res* 2018; **97**(2): 140-147.
168. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; **24**(3): 299-307.
169. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; **20**(1): 1-25.

170. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int* 2017; **48**(5): 369-380.
171. Kontonasaki E, Rigos AE, Ilia C, Istantos T. Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance. *Dent J (Basel)* 2019; **7**(3).
172. Kontonasaki E, Giasimakopoulos P, Rigos AE. Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. *Jpn Dent Sci Rev* 2020; **56**(1): 1-23.
173. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med* 2011; **22**(11): 2429-35.
174. Sen N, Sermet IB, Cinar S. Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent* 2018; **119**(2): 308 e1-308 e7.
175. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater* 2014; **30**(12): e419-24.
176. Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerlet CH. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig* 2013; **17**(1): 269-74.
177. Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont* 2013; **5**(2): 161-6.
178. Kim HK, Kim SH. Comparison of the optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics sintered in a conventional furnace versus a microwave oven. *J Adv Prosthodont* 2017; **9**(5): 394-401.
179. Tuncel I, Turp I, Usumez A. Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *J Adv Prosthodont* 2016; **8**(3): 181-6.
180. Lameira DP, Buarque e Silva WA, Andrade e Silva F, De Souza GM. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *Biomed Res Int* 2015; **2015**: 418641.
181. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater* 2018; **34**(6): 879-890.
182. Almansour HM, Alqahtani F. The Effect of in vitro Aging and Fatigue on the Flexural Strength of Monolithic High-translucency Zirconia Restorations. *J Contemp Dent Pract* 2018; **19**(7): 867-873.
183. Elshiyab SH, Nawafleh N, Ochsner A, George R. Fracture resistance of implant-supported monolithic crowns cemented to zirconia hybrid-abutments: zirconia-based crowns vs. lithium disilicate crowns. *J Adv Prosthodont* 2018; **10**(1): 65-72.

184. Moilanen P, Hjerppe J, Lassila LVJ, Narhi TO. Fracture Strength and Precision of Fit of Implant-Retained Monolithic Zirconia Crowns. *J Oral Implantol* 2018; **44**(5): 330-334.
185. Claussen N. Fracture Toughness of A2O3 with an Unstabilized ZrO2 Dispersed Phase. *Journal of the American Ceramic Society* 1976; **59**: 49-51.
186. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *J Esthet Restor Dent* 2018; **30**(4): 281-286.
187. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater* 2011; **27**(6): 527-34.
188. *VITA ENAMIC Working Instructions*. 2014, VITA Zahnfabrik: Germany.
189. *Shofu Block&Disc HC CAD/CAM Ceramic-Based Restorative*. Shofu Dental.
190. *3M Paradigm MZ 100 Block Technical Product Profile* 2000, 3M Dental U.S.A.
191. Fasbinder DJ. The CEREC system: 25 years of chairside CAD/CAM dentistry. *J Am Dent Assoc* 2010; **141 Suppl 2**: 3S-4S.
192. Harshita Goswami AK, Deepika C. Mod, Himadriba Gohil, Vikram Shetty, Rosaiah Kanaparthi. CAD-CAM- A review by the Restorative Dentist. *Journal of Advanced Health Sciences and Research* 2020; **1**(1): 42-51.
193. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* 2011; **55**(3): 559-70, ix.
194. Yasuo Ueda TY. History of and current situation regarding dental CAD/CAM systems and future perspectives. *Hokkaido J. Dent Sci*. 2017(38(Special issue)): 104-110.
195. Goiato MC, Ribeiro Pdo P, Pellizzer EP, Garcia Junior IR, Pesqueira AA, Haddad MF. Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis. *J Craniofac Surg* 2009; **20**(3): 757-61.
196. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; **12**(2): 105-13.
197. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999; **81**(1): 7-13.
198. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol* 2014; **40**(2): 217-28.
199. Tribst JPM, Dal Piva AMO, Ozcan M, Borges ALS, Bottino MA. Influence of Ceramic Materials on Biomechanical Behavior of Implant Supported Fixed Prosthesis with Hybrid Abutment. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2019; **27**(2): 76-82.
200. Kaleli N, Sarac D, Kulunk S, Ozturk O. 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.

201. Alamoush RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD. Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *Biomed Res Int* 2018; **2018**: 4893143.
202. Choi BJ, Yoon S, Im YW, Lee JH, Jung HJ, Lee HH. Uniaxial/biaxial flexure strengths and elastic properties of resin-composite block materials for CAD/CAM. *Dent Mater* 2019; **35**(2): 389-401.
203. Ramos Nde C, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA, Cesar PF ve ark. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater* 2016; **32**(7): 870-8.
204. Zhong J, Guazzato M, Chen J, Zhang Z, Sun G, Huo X ve ark. Effect of different implant configurations on biomechanical behavior of full-arch implant-supported mandibular monolithic zirconia fixed prostheses. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020; **102**: 103490.
205. Iranmanesh P, Abedian A, Nasri N, Ghasemi E, Khazaei S. Stress analysis of different prosthesis materials in implant-supported fixed dental prosthesis using 3D finite element method. *Dental Hypotheses* 2014; **5**(3): 109-114.
206. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005; **93**(3): 227-34.
207. Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; **9**(2): 179-83.
208. Manzoor B, Suleiman M, Palmer RM. The effects of simulated bone loss on the implant-abutment assembly and likelihood of fracture: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; **28**(3): 729-38.
209. Falcon-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont* 2010; **19**(5): 381-6.
210. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent* 1998; **7**(4): 277-85.
211. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996; **76**(6): 633-40.
212. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; **6**(4): 391-8.
213. Lee H, Park S, Noh G. Biomechanical analysis of 4 types of short dental implants in a resorbed mandible. *J Prosthet Dent* 2019; **121**(4): 659-670.
214. Takahashi JM, Dayrell AC, Consani RL, de Arruda Nobilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Stress evaluation of implant-abutment connections under

- different loading conditions: a 3D finite element study. *J Oral Implantol* 2015; **41**(2): 133-7.
215. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int J Oral Implantol* 1990; **6**(2): 23-31.
 216. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004; **91**(2): 144-50.
 217. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009; **11**(4): 279-87.
 218. Akca K, Iplikcioglu 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): 350-6.
 219. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 1975; **8**(6): 393-405.
 220. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 1997; **25**(6): 485-91.
 221. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; **73**(1): 140-7.
 222. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; **17**(2): 231-7.
 223. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; **13**(6): 781-90.
 224. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent* 2016; **28**(1): 56-66.
 225. Lemos CAA, Verri FR, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, Kemmoku DT, Noritomi PY ve ark. Splinted and Nonsplinted Crowns with Different Implant Lengths in the Posterior Maxilla by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Healthc Eng* 2018; **2018**: 3163096.
 226. Clelland NL, Seidt JD, Daroz LG, McGlumphy EA. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; **25**(5): 953-9.
 227. Ravida A, Tattan M, Askar H, Barootchi S, Tavelli L, Wang HL. Comparison of three different types of implant-supported fixed dental prostheses: A long-term retrospective study of clinical outcomes and cost-effectiveness. *Clin Oral Implants Res* 2019; **30**(4): 295-305.

228. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent* 2002; **87**(5): 528-35.
229. Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005; **16**(4): 466-72.
230. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent* 2000; **83**(5): 555-61.
231. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2002; **13**(4): 381-9.
232. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; **11**(5): 620-5.
233. Santiago Junior JF, Verri FR, Almeida DA, de Souza Batista VE, Lemos CA, Pellizzer EP. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2016; **63**: 292-300.
234. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; **98**(5): 389-404.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZ UYGULAMALARINDA KULLANILAN MATERYALLERİN İMLANT VE KEMİK DESTEĞİNE ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİYLE İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

%**9**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**8**

İNTERNET KAYNAKLARI

%**2**

YAYINLAR

%**7**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1

Submitted to Erciyes Āniversitesi

Öğrenci Ödevi

%**2**

2

www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080

İnternet Kaynağı

%**2**

3

nek.istanbul.edu.tr:4444

İnternet Kaynağı

%**1**

4

Submitted to Istanbul University

Öğrenci Ödevi

<%**1**

5

docs.neu.edu.tr

İnternet Kaynağı

<%**1**

6

Submitted to Kirikkale University

Öğrenci Ödevi

<%**1**

7

Submitted to Ataturk Universitesi

Öğrenci Ödevi

<%**1**

8

acikarsiv.ankara.edu.tr

İnternet Kaynağı

<%**1**

dergipark.org.tr



