

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ALT ÇENE TAM DİŞSİZLİK OLGULARINDA İMPLANT ÜSTÜNE
FARKLI TEKNİKLERLE UYGULANAN BAR TUTUCULU
OVERDENTURE TASARIMLARINDAKİ KUVVET DAĞILIMININ
SAYISAL YÖNTEMLERLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı
Doktora Tezi

Diş Hekimi
Gözde YERLİOĞLU

DANIŞMAN
Prof. Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU

İZMİR
2015

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan : Prof. Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU

.....

(Danışman)

Üye : Prof. Dr. Suna TOKSAVUL

.....

Üye : Yrd.Doç.Dr.Mehmet SARIKANAT

.....

Üye : Prof.Dr. Bora BAĞIŞ

.....

Üye : Yrd.Doç.Dr. Hakan OFLAZ

.....

Doktora tezinin kabul edildiği tarih:.....

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca kendimi geliştirmemde çok büyük yardımları olan, desteği ve sevgisini yanımda hissettiğim, bilgi ve klinik deneyimlerini paylaşmaktan hiçbir zaman çekinmeyen, ayrıca bu çalışmanın kurgulanıp yürütülmesinde değerli fikirleri ve bilimsel katkılarıyla beni destekleyen doktora danışman hocam Prof. Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU' na,

Öğrenimim boyunca benden bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine, ayrıca tez izleme komitemde yer alan değerli Öğretim Üyeleri Prof. Dr. Suna TOKSAVUL ve Yrd. Doç. Dr. Mehmet SARIKANAT' a,

Tez çalışmamın deneysel bölümünün gerçekleştirilmesindeki katkılarından dolayı İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Hakan OFLAZ'a ve Araştırma Görevlisi Serkan DİKİCİ' ye,

İmplant uygulamalarının cerrahi aşamalarının gerçekleştirilmesinde tüm içtenlikleriyle beni destekleyen hocalarım Prof. Dr. Turgay SEÇKİN ve Prof. Dr. Hüseyin KOCA' ya,

Çalışmamın deneysel ve klinik uygulamalarında beni destekleyen İzmir Milling Center (İMC) çalışanlarına ve Straumann / Batı Dental firmasına,

Doktora sürecine birlikte başladığım, destek ve sevgileriyle bana evimden uzakta aile sıcaklığını hissettiren sevgili arkadaşlarım Dt. Bahar ELTER, Dt. Sena ÜNAL ve Dt. Begüm YERCI' ye,

Benim için çok değerli olan, desteklerini her zaman yanımda hissettiğim sevgili arkadaşlarım Dt. A.Betül ÇAĞLAR, Dt.Merve AYTUĞ, Dt. Begüm KIRAN, Dt. Ongun ÇELİKKOL' a ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Uzaktan da olsa bu süreçte yalnız olmadığımı hissettiren, motivasyonumu yükseltmek için ellerinden geleni yapan can dostum Turhan DİDİNEN ve Serhan DİDİNEN'e,

Hayatımın her alanında yanımda olan, sonsuz sabır ve sevgileri ile bana güç veren sevgili annem Nesrin YERLİOĞLU, sevgili babam Abdurrahman YERLİOĞLU ve canım kardeşim Burak YERLİOĞLU'na,

Bugünlere gelmemde en az ailem kadar emeği olan, desteği ve bitmeyen sevgisini daima hissettiren ama bu anı benimle paylaşamayacak olan özel insan rahmetli anneannem Emine ŞENDOĞAN, canım dedem Mehmet ŞENDOĞAN ve canım teyzem Nermin ŞENDOĞAN' a en içten dileklerle teşekkür ederim.

ÖZET

Çalışmamızda alt çene implant üstü Hader bar tutuculu overdenture protezlerde farklı üretim teknikleri ve farklı materyaller kullanımının gerilme dağılımları üzerine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Alt çene kanin dişler bölgesine kemik seviyesinde yerleştirilen 2 implant (3,3 mm×12mm) ve Hader bar alt yapılı üç boyutlu geometrik katı model hazırlanmıştır. Geometrik katı test modelleri üç farklı bar tutucu sistemi şekilde elde edilmiştir. Model 1 ara parça kullanılmadan CNC milling yöntemiyle Ti Grade 5 materyalden, Model 2 ara parça kullanılarak Ti Grade 5 materyalden ve Model 3 ara parça kullanılarak geleneksel döküm yöntemiyle Co-Cr materyalden hazırlanan bar tutucu sistemini simüle etmektedir. Hazırlanan test modellerine 100 N ve 300 N büyüklüğünde horizontal, vertikal ve oblik yönlerde statik kuvvet uygulanmıştır. Von Mises gerilme dağılımları, minimum/maksimum asal gerilme değerlerini karşılaştırmak amacıyla ANSYS R15.0 Workbench programı kullanılmış ve sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir. Ayrıca, in vitro çalışmamızı desteklemek amacıyla tam dişsiz 6 hastanın 3 farklı ader bar tutucu sisteminin kullanıldığı alt çene implant üstü overdenture protezlerle tedavisi yapılmıştır.

Çalışmanın sonucunda, üç farklı yönde yapılan yüklemelerde en yüksek gerilme değerleri Model 1’ de gözlenmiştir. Bütün modellerde en yüksek gerilme değerlerine horizontal yükleme sonucunda rastlanılmıştır. Üç modelde de gerilmeler implantın boyun bölgesinde ve çevre kortikal kemikte yoğunlaşmıştır. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda, ara parça kullanımının kuvvetin implant ve kemik dokuya iletimini azalttığı ve bu sayede iyi bir gerilim dağılımı sağladığı düşünülmektedir. Ayrıca, ara parça kullanılan modellerde malzeme türünün gerilme değerleri üzerinde önemli bir etkisi olmadığı tespit edilmiştir.

Klinik uygulamalarda 1 yıllık periyotta yapılan kontroller sonucunda implant ve protezlerin stabilitesi ve hasta memnuniyeti açısından tatminkar sonuçlar elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Sonlu eleman analizi; CNC milling; Hader bar; İmplant destekli mandibular overdenture

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate effects of various fabrication techniques and materials used in implant-supported mandibular overdentures with Hader bar attachment over stress distribution.

Three dimensional geometric solid models, consisting of 2 implants (3,3mm×12mm) placed at the bone level on both mandibular canine regions, supporting a Hader bar structure were prepared. Each geometric solid model was designed to represent three different bar retentive systems. Model 1 simulated a bar retentive system made from Ti Grade 5 material by CNC milling technique without using any converting adapter or multi-unit element on implants, while Model 2 simulated the same configuration, but with converting adapters on implants. Model 3 simulated a bar retentive system made from Co-Cr material, made by using conventional casting technique with converting adapters on implants. Static loads of 100 N and 300 N were applied on test models from horizontal, vertical and oblique directions. ANSYS R15.0 Workbench software was used to compare Von Mises stress distribution and minimum/maximum principal stress values, and results were evaluated by using finite element analysis method. Additionally, rehabilitation of a total of 6 edentulous patients with implant-supported mandibular overdentures using three different bar retentive systems were applied in order to provide support for this in vitro study.

As a result of this study, the highest stress distribution values under static loading in three different directions were obtained in Model 1. The highest stress values in all models were observed during horizontal loading. Stress were observed to intensify around neck of implants and surrounding cortical bone areas in all models. In scope of the results obtained, using converting adapters on implants has been considered to decrease transmission of forces onto implants and surrounding bone structures, thus providing a better stress distribution. It has also been observed that, type of material used for bar fabrication has no significant influence over stress values in those models where converting adapters were used.

Regarding clinical applications, convincing results were obtained in terms of implants and denture stability, as well as patient satisfaction, when follow-up controls over a period of one year have been taken into consideration.

Keywords: Finite element analysis; CNC milling; Hader bar; Implant-supported mandibular overdenture

İçindekiler

ÖZET	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
ABSTRACT	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
İçindekiler	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
Tablo Listesi	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.I
Resim Listesi.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.I
Grafik Listesi.....	X
Kısaltmalar Listesi.....	XI
1 GİRİŞ	1
2 GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 İmplant nedir?.....	3
2.2 Dental İmplantın Tarihçesi	3
2.3 Kemik Tipi Sınıflandırması.....	9
2.4 Dental implantların sınıflandırılması.....	12
2.4.1 Kemik ile olan ilişkilerine göre	12
2.4.2 Proteze verdiği desteğe göre.....	16
2.4.3 Kullanılan materyale göre.....	16
2.5 İmplant Yüzey Özellikleri	17
2.5.1 Asitleme-Kumlama ile Yüzey Pürüzlendirme	17
2.5.2 Hidroksiapatit ile Yüzey Kaplama	18
2.5.3 Kalsiyum Fosfat ile Yüzey Kaplama	19
2.5.4 Titanyum Plasma Sprey ile Yüzey Kaplama (TPS).....	19
2.5.5 Electro- Polished (Okside Edilmiş) Yüzeyler	20
2.6 Dişsizliğin Anatomik Sonuçları.....	20
2.6.1 Kemik Yapıdaki Sonuçları	20
2.6.2 Yumuşak Doku Sonuçları	21
2.6.3 Hareketli Protezlerin Azalan Performansı	22
2.7 Alt Çene Tam Dişsizlik Olgularında İmplant Destekli Protetik Tedavi Planlaması.....	22
2.7.1 İmplant Destekli Sabit Protezler	23
2.7.2 Hibrit Protezler	23
2.7.3 Overdenture Protezler	23
2.7.3.1 İmplant Doku-Destekli Overdenture Protezlerde Tutucu Türleri	24

2.7.3.1.1	Stud Tutucular	24
2.7.3.1.2	Bar Tutucular	28
2.7.3.1.2.1	Bar Tutucuların Avantajları.....	28
2.7.3.1.2.2	Bar Tutucuların Dezavantajları	29
2.7.3.1.2.3	Bar Tutucuların Sınıflandırılması.....	29
2.7.3.1.2.4	Bar tutucuların yapım teknikleri ve kullanılan materyaller ...	31
2.8	CAD/CAM	33
2.9	Biyomekanik.....	34
2.9.1	İmplantolojide Biyomekanik.....	34
2.9.2	Biyomekanik kavramlar.....	35
2.9.3	Dışhekimliğinde Kullanılan Gerilme Analiz Yöntemlerinin Sınıflandırılması.....	38
2.9.3.1	Fotoelastik Gerilme Analizi Yöntemi	38
2.9.3.2	Gerinim Ölçer Gerilme Analizi Yöntemi (Strain-Gauge)	39
2.9.3.3	Kırılgan Vernik Gerilme Analizi Yöntemi	39
2.9.3.4	Holografik İnterferometri ile Gerilme Analizi Yöntemi	40
2.9.3.5	Termografik Gerilme Analizi Yöntemi.....	40
2.9.3.6	Radyotelemetri ile Gerilme Analizi Yöntemi	40
2.9.3.7	Sonlu Elemanlar (Finite Element) Gerilme Analizi Yöntemi	41
2.9.3.7.1	Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yönteminin Avantajları.....	41
2.9.3.7.2	Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yönteminin Dezavantajları	42
2.9.3.7.3	Dental İmplantolojide Sonlu elemanlar Gerilme Analizi Yönteminin Kullanımı	43
2.9.3.7.3.1	Modellemede Kemik ve İmplant Geometrisinin Etkisi	44
2.9.3.7.3.2	Malzeme Özellikleri	44
2.9.3.7.3.3	Sınır Koşulları ve Yüklerin Belirlenmesi.....	45
2.9.3.7.3.4	Kemik-İmplant Arayüzü	45
3	GEREÇ VE YÖNTEM.....	47
3.1	Çalışma Katı Modellerinin Hazırlanması.....	48
3.2	Yüklemeye Koşulları	52
3.3	Sonuçların Yorumlanması	53
3.4	Klinik Vakalar.....	57
4	BULGULAR.....	80
4.1	İmplant Gövdesi ve Ara Parçada Oluşan Von Mises Gerilme Dağılımı.....	80
4.1.1	Vertikal Yükleme Bulguları.....	80

4.1.2	Horizontal Yükleme Bulguları.....	84
4.1.3	Oblik Yükleme Bulguları	87
4.2	Kortikal Dokuda Oluşan Von Mises Gerilme Dağılımı.....	90
4.2.1	Vertikal Yükleme	90
4.2.2	Horizontal Yükleme Bulguları.....	92
4.2.3	Oblik Yükleme Bulguları	93
4.3	Kemik Dokuda Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları.....	97
4.3.1	Vertikal Yükleme Bulguları.....	97
4.3.2	Horizontal Yükleme Bulguları.....	99
4.3.3	Oblik Yükleme Bulguları	100
4.4	Kemik Dokuda Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları	101
4.4.1	Vertikal Yükleme	101
4.4.2	Horizontal Yükleme.....	103
4.4.3	Oblik Yükleme	104
5	TARTIşMA.....	106
6	SONUÇ VE ÖNERİLER.....	118
7	KAYNAKLAR	120

Tablo Listesi

Tablo 1: Kullanılan malzemelerin Elastisite modülleri ve Poisson oranları	48
Tablo 2: Modellerde kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısı	52
Tablo 3: Kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri	55
Tablo 4: Farklı yönlerde uygulanan 100 N büyüklüğünde kuvvet sonucunda implant	96
Tablo 5: Farklı yönlerde uygulanan 300 N büyüklüğünde kuvvet sonucunda.....	97
Tablo 6: Farklı yönlerde 100 N büyüklüğünde uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri.....	105



Resim Listesi

Resim 1: Mandibulada üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz hayvanı kabukları	4
Resim 2: Greenfield'in yumuşak ve sert doku için hazırladığı frezler	5
Resim 3: Mandibular sağ santral diş yerine yerleştirilmiş vitalyum vida	5
Resim 4: Dahl'ın subperiosteal implantı.....	6
Resim 5: Goldberg ve Gershkoff'un subperiosteal implantı.....	6
Resim 6: Formigini'nin erken dönem implant tasarımının şematize görünümü.....	7
Resim 7: Perron-Andres'in Ivalon ile sardığı implantın şematize görünümü.....	7
Resim 8: Cherceve'in Cr-Co' dan ürettiği sıkı spirallere sahip implantı	8
Resim 9: Cherceve'in ikili sarmaldan oluşan implantı	8
Resim 10: Farklı blade implant şekilleri	9
Resim 11: Branemark'ın saf titanyumdan ürettiği ilk implant.....	9
Resim 12: Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırılması	10
Resim 13: Kemik yoğunluğu sınıflaması	11
Resim 14a,b: Subperiosteal implant; Transmandibular implant;.....	12
Resim 15a,b: Endosseöz implant; Ortodontik implant	12
Resim 16a,b: Endodontik implant; İntramukozal implant.....	13
Resim 17: Vida tip implantlar	14
Resim 18: Silindirik implant	14
Resim 19: Blade implantlar	15
Resim 20: Vent tipi implant	16
Resim 21: U kesitli bar.....	29
Resim 22: Dolder bar	30
Resim 23: Dairesel, anahtar deliği ve armut kesitli barların kesit görüntüsü.....	30
Resim 24: İmplant ve ara parçanın geometrik katı modeli.....	48
Resim 25: Model 1'de implantların bar tutucu ile bağlantılı görünümü.....	49
Resim 26: Elemanlara ayırma işleminden sonraki Model 1 görüntüsü.....	49
Resim 27: Model 2' de implantların ara parça ve bar tutucu ile bağlantılı görünümü	50
Resim 28: Elemanlara ayırma işleminden sonraki Model 2 görüntüsü.....	50
Resim 29: Model 3' de implantların ara parça ve bar tutucu ile bağlantılı görünümü	51
Resim 30: Elemanlara ayırma işleminden sonraki Model 3 görüntüsü.....	51
Resim 31: 100 N ve 300 N büyüklüğünde vertikal kuvvetlerin uygulanma yönü	52
Resim 32: 100 N ve 300 N büyüklüğünde horizontal kuvvetlerin uygulanma yönü	53
Resim 33: 100 N ve 300 N büyüklüğünde oblik kuvvetlerin uygulanma yönü	53
Resim 34: Asal eksen gerilme değerleri.....	54
Resim 35: Alt-üst çene tam dişsiz hastanın tedavi öncesi görünümü.....	58
Resim 36: Tedavi öncesi hastanın panoramik radyografi görüntüsü	59
Resim 37: Cerrahi olarak implantların yerleşimi sonrası görünüm.....	59
Resim 38: Ölçü parçalarının ağız içi görünümü.....	60
Resim 39: Silikon esaslı ölçü malzemesi ile alınan ölçünün görünümü	60
Resim 40: Ara parça kullanılmadan CNC milling tekniği ile Ti Grade 5 materyalden	61

Resim 41: Bar tutucu üzerine yerleştirilen iskelet alt yapının ağız içi görünümü	61
Resim 42: Alt çene bar tutuculu overdenture protezin iç yüzeyinin görünümü	62
Resim 43: Alt-üst çene tam dişsiz hastanın tedavi sonrası görünümü	62
Resim 44: Tedavi sonrası hastanın panoramik radyografi görüntüsü	63
Resim 45: Alt-üst çene tam protezin 6.ay kontrol seansındaki görünümü	63
Resim 46: Kontrol seansında hastanın panoramik radyografi görüntüsü	64
Resim 47: Periodontal sond kullanılarak implant çevresi kemik kaybının ölçümü	64
Resim 48: Bar tutucu üzerinde oluşan dıştaşı ve dental plağın plastik küret	65
Resim 49: Bar tutucu yüzeyinin polisaj patıyla temizlenmesi	65
Resim 50: Polisaj sonrası bar tutucu görünümü	66
Resim 51: Polisaj sonrası alt-üst çene tam protezlerin görünümü	66
Resim 52: Alt-üst çene tam dişsiz hastanın tedavi öncesi görünümü.....	67
Resim 53: Hastanın tedavi öncesi panoramik radyografisi	67
Resim 54: Cerrahi olarak implantların yerleşimi sonrası görünümü.....	68
Resim 55: Silikon esaslı ölçü malzemesi ile alınan ölçünün görünümü	68
Resim 56: Ara parça yerleştirilerek CNC milling tekniği ile Ti Grade 5 materyalden	69
Resim 57: Bar tutucu üzerine yerleştirilen iskelet alt yapının görünümü.....	69
Resim 58: Alt-üst çene tam dişsiz hastanın tedavi sonrası görünümü	70
Resim 59: Tedavi sonrası hastanın panoramik radyografi görüntüsü	70
Resim 60: Alt-üst çene protezin 6. ay kontrol seansındaki görünümü	71
Resim 61: Kontrol seansında hastanın panoramik radyografi görüntüsü.....	71
Resim 62: Kontrol seansında bar tutucunun ağız içi görünümü.....	72
Resim 63: Bar tutucu yüzeyinin dıştaşı temizliği ve polisaj sonrası görünümü.....	72
Resim 64: Alt-üst çene tam dişsiz hastanın tedavi öncesi görünümü.....	73
Resim 65: Tedavi öncesi hastanın panoramik radyografi görüntüsü	73
Resim 66: Cerrahi olarak implantların yerleşimi sonrası görünüm.....	74
Resim 67: İmplantların yerleşiminden 3 ay sonra hastadan alınan panoramik radyografi görüntüsü	74
Resim 68: Silikon esaslı ölçü malzemesi ile alınan alt çene ölçüsünün görünümü.....	75
Resim 69: Ara parça yerleştirilerek geleneksel döküm yöntemiyle Co-Cr	75
Resim 70: Bar tutucunun üzerine yerleştirilen iskelet alt yapının görünümü	76
Resim 71: Alt çene bar tutuculu overdenture protezin iç yüzeyinin görünümü	76
Resim 72: Alt-üst çene tam dişsiz hastanın tedavi sonrası görünümü	77
Resim 74: 6.ay kontrol seansında alt-üst çene tam protezlerin ağız içi görünümü	77
Resim 75: Kontrol seansında bar tutucunun ağız içi görünümü.....	78
Resim 76: Kontrol seansında hastanın panoramik radyografi görüntüsü.....	78
Resim 77: Bar tutucunun polisaj sonrası görünümü.....	79
Resim 78: Vertikal yükleme sonucunda Model 1 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı	81
Resim 79: Vertikal yükleme sonucunda Model 2 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı	81
Resim 80: Vertikal yükleme sonucunda Model 3 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı	81
Resim 81: Vertikal yükleme sonucunda Model 1 bar tutucuda oluşan Von Mises gerilme dağılımı	82

Resim 82: Vertikal yükleme sonucunda Model 1 vidad oluşan Von Mises.....	82
Resim 83: Vertikal yükleme sonucunda Model 2 ara parçada oluşan Von Mises gerilme dağılımı	83
Resim 84: Vertikal yükleme sonucunda Model 3 ara parçada oluşan Von Mises gerilme dağılımı	83
Resim 85: Horizontal yükleme sonucunda Model 1 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı	85
Resim 86: Horizontal yükleme sonucunda Model 2 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı	85
Resim 87: Horizontal yükleme sonucunda Model 3 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı	85
Resim 88: Horizontal yükleme sonucunda Model r ara parçada oluşan von Mises gerilme dağılımı	86
Resim 89: Horizontal yükleme sonucunda Model 3 ara parçada oluşan Von Mises gerilme dağılımı	86
Resim 90: Oblik yükleme sonucunda Model 1 implantta oluşan Von Mises	88
Resim 91: Oblik yükleme sonucunda Model 2 implantta oluşan Von Mises.....	88
Resim 92: Oblik yükleme sonucunda Model 3 implantta oluşan Von Mises	89
Resim 93: Oblik yükleme sonucunda Model 2 ara parçada oluşan Von Mises	89
Resim 94: Oblik yükleme sonucunda Model 3 ara parçada oluşan Von Mises	90
Resim 95: Vertikal yükleme sonucunda Model 1 kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme dağılımı	91
Resim 96: Vertikal yükleme sonucunda Model 2 kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme dağılımı	91
Resim 97: Vertikal yükleme sonucunda Model 3 kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme dağılımı	91
Resim 98: Horizontal yükleme sonucunda Model 1 kortikal kemikte oluşan Von.....	92
Resim 99: Horizontal yükleme sonucunda Model 2 kortikal kemikte oluşan Von.....	92
Resim 100: Horizontal yükleme sonucunda Model 3 kortikal kemikte oluşan Von.....	93
Resim 101: Oblik yükleme sonucunda Model 1 kortikal kemikte oluşan Von Mises	94
Resim 102: Oblik yükleme sonucunda Model 2 kortikal kemikte oluşan Von Mises	94
Resim 103: Oblik yükleme sonucunda Model 3 kortikal kemikte oluşan Von Mises	94
Resim 104a,b,c: Vertikal yükleme sonucunda modellerde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımının okluzalden görünümü.....	98
Resim 105a,b,c: Horizontal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum.....	100
Resim 106a,b,c: Oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımının okluzal görünümü	101
Resim 107a,b,c: Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum	103
Resim 108a,b,c: Horizontal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımının okluzal görünümü.....	104
Resim 109a,b,c: Oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımının okluzal görünümü	105

Grafik Listesi

Grafik 1: Vertikal yükleme sonucunda implant ve kemik dokuda oluşan Von Mises gerilme değerleri	84
Grafik 2: Horizontal yükleme sonucunda implant ve kemik dokuda oluşan Von Mises gerilme değerleri	87
Grafik 3: Oblik yükleme sonucunda implant ve kemik dokuda oluşan Von Mises gerilme değerleri	95
Grafik 4: Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen en düşük	98
Grafik 5: Horizontal yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen en düşük	99
Grafik 6: Oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen en düşük minimum asal gerilme değerleri	100
Grafik 7: Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen en yüksek	102
Grafik 8: Horizontal yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilme değerleri	103
Grafik 9: Oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilme değerleri	104

Kısaltmalar Listesi

CAD/CAM:	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
TPS:	Titanyum Plasma Sprey
HA:	Hidroksilapatit
SLA:	Sandblasting with Large grit and Acid etching
ERA:	Ekstraradiküler Rezilyent Ataçman
CNC:	Computer Numeric Controlled
CMM:	Coordinate Measuring Machine
BT:	Bilgisayarlı Tomografi
MRG:	Manyetik Rezonans Görüntüleme

1 GİRİŞ

Alt çene tam dişsizlik olgularında geleneksel tam protez uygulamaları halen kullanılmakla beraber hasta memnuniyetinin yetersiz olduğu bilinmektedir. Dişsiz hastaların tam protezlerle tedavisinde elde edilen başarı hekimin bilgi ve becerisinin yanında büyük oranda ağzın anatomik ve fizyolojik özelliklerine bağlıdır. Günümüzde yaygınlaşan implant uygulamaları ile hastanın özelliklerine ve problemine yönelik çok çeşitli tedavi seçenekleri sunulabilmekte ve tam protezlerden kaynaklanan problemlerin önüne geçilerek hastaların yaşam kalitesi büyük ölçüde arttırılmaktadır (1).

Geleneksel tam protez kullanan dişsiz hastalar, özellikle alt çene tam protezlerinin hareket etmesi ve çiğneme kabiliyetlerinin azalmasından şikayet etmektedir. Bu hastalarda; protezlerin çiğneme kuvvetlerindeki azalma, stabilite ve retansiyon sorunları, fonksiyon ve fonasyon kayıplarıyla birlikte sosyal çevreden uzaklaşma gibi psikolojik etkiler de gözlenmektedir. Ayrıca, tutuculuğu zayıf olan protezlerin kullanımıyla ortaya çıkan ağrılar ve eklem problemleri de hastanın yaşam kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir (2,3).

Dişsiz hastanın tedavisi implant destekli bir protez ile yapılacaksa iki tedavi seçeneği bulunmaktadır. Bunlar; implant destekli sabit restorasyonlar ve overdenture tipinde hareketli protezlerdir. Alt çene tam dişsizlik olgularında genellikle posterior bölgede inferior alveol sinir varlığı ve aşırı kemik rezorbsiyonu nedeniyle implant yerleştirilemediğinden biyomekanik açıdan uygun sabit bir restorasyon yapmak mümkün olmaz (4). Alt çenede kemik rezorbsiyonunun daha az olduğu interforaminal bölgeye yerleştirilen en az iki implant ile desteklenen tam protezlerde retansiyon ve stabilitenin, çiğneme performansı ve hasta memnuniyetini arttığı bilinmektedir (4-6).

İmplant destekli overdenture protez planlanan alt çene tam dişsiz hastalarda uygulanacak implant sayısı ve lokasyonu ile ilgili çeşitli görüşler bulunmaktadır. 2002 McGill konsensusunda tam dişsiz alt çene olgularında 2 implant destekli overdenture protezler ilk tedavi seçeneği olarak önerilmiştir (7). Günümüzde sıklıkla kullanılan 2, 3 veya 4 adet implant uygulamasıdır (8, 9).

İmplant üstü hareketli protezlerde kullanılan tutucu çeşitleri; barlı tutucular, top başlı ve mıknatıslı tutucular olmak üzere üç ana başlıkta toplanmaktadır (4-6).

İmplant destekli bar tutuculu overdenture protez uygulanan hastalarda klasik tam protezlerde karşılaşılan tutuculuk ve stabilite problemleri büyük oranda çözülmektedir (10, 11). Bar tutucular; destekleri birbirine bağlayarak gelen kuvvetleri implantlar arasında paylaştırma, bar ve geniş protez kaidesi yardımıyla çene kemiğine iletme gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir. Mevcut kemiğin miktarına ve kalitesine bağlı olarak iki, üç ya da dört implanttan destek alınabilir. Yapımında yeterli dikey boyuta sahip olma şartı aranmalıdır (1, 12).

Bar tutucuların yapımında çeşitli metal ve alaşımlar kullanılmaktadır. İlk olarak altın alaşımları kullanılmaya başlanmış, zamanla yüksek maliyetleri ve esnek olmaları nedeniyle kullanımları azalmış ve yerini Co-Cr alaşımı, Ag-Pd alaşımı ve Ti alaşımlarına bırakmıştır (13-16).

Geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen bar tutucunun üretim basamaklarında ölçü materyali, alçı, mum, revetman ve döküm metalleri gibi kullanılan materyallerde meydana gelen boyutsal değişikliklere bağlı olarak çeşitli distorsiyonlar oluşabilmektedir (17-22). Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) teknolojisinin overdenture protezlerde kullanılması; barın modelaj ve döküm gibi laboratuvar basamakları olmaksızın, bilgisayar monitörü üzerinde istenen dizaynının sağlanması ve modifiye edilmesine imkan vermiştir. Ayrıca bu teknik ile elde edilen bar tutucularda iyi bir pasif uyum, daha düşük distorsiyon oranı ve uzun dönem başarı sağlanmıştır (23).

Çalışmamızda, alt çene tam dişsizlik olgularında özellikle interforaminal bölgeye iki implantın yerleştirilebileceği rezorbe kretlerde kemik seviyesinde yerleştirilen 2 implant üzerine uygulanan bar tutuculu overdenture tasarımlarında, farklı materyal ve üretim tekniklerinin implant ve çevre dokulardaki gerilim dağılımı üzerine etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemiyle karşılaştırılmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 İmplant nedir?

İmplantın kelime anlamı; Latince ‘im= içersine, içersinde’ ve ‘planto=ekme, dikme, yerleştirme’ anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden ortaya çıkmıştır. İmplantın tıbbi anlamı ise; kaybolan fonksiyonun yeniden kazandırılması amacı ile canlı dokularda uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisimdir (24).

Diş hekimliğinde implant; kaybedilen dişin yerini alacak sabit veya hareketli protezlere desteklik ve tutuculuk sağlamak amacı ile kemik içine veya üzerine yerleştirilen, biyolojik olarak uyumlu biyofonksiyonel apareyler olarak tanımlanmaktadır (25, 26).

Albrektsson ise; dental implantları, çene kemiği içersine cerrahi olarak yerleştirilen ve daimi protezlerin sabitlenmesini sağlayan titanyum silindirler olarak tanımlamaktadır (27).

2.2 Dental İmplantın Tarihçesi

İnsanlık tarihi boyunca, kaybedilen vücut parçasını tamamlama isteği, fonksiyon ve estetiği yeniden sağlama ihtiyacı çeşitli yöntemlerin geliştirilmesine yol açmıştır. Eski çağlarda mandibula ve maksillada kaybedilen dişlerin yerini tutması amacıyla destek yapı olarak taş, tahta ve hayvan dişlerinin kullanıldığı bildirilmiştir (28).

Diş eksikliklerini gidermek amacıyla geliştirilen yöntemlerden olan implant uygulamaları ise 18. yüzyıl sonları ve 19. yüzyıl başlarında daha çok reimplantasyon ve transplantasyon denemeleri şeklindedir. Dental implantlarla ilgili en eski bilgi Çin’de M.Ö. 3210 yıllarında Chin-Nong ve M.Ö. 2637 yıllarında Hon-Ang-Tu’ nun dönemin tıbbi tedavilerini anlattıkları kaynaklarda diş transplantasyonları ve reimplantasyonları şeklinde karşımıza çıkmaktadır (25).

Dental implantlara ait ilk bulguya ise 1931 yılında Dr. Wilson Popeon ve ekibi tarafından Honduras Ulva Valley’de gerçekleştirilen arkeolojik kazıda M.S. 600 yıllarına ait olduğu düşünülen bir mezardan elde edilen alt çene üç keser diş yerine yerleştirilmiş ve diş formu verilmiş deniz hayvanlarının kabukları şeklinde rastlanmaktadır (Resim 1). 1970 yılında Dr. Amadeo Bobbio bu dişleri radyografik

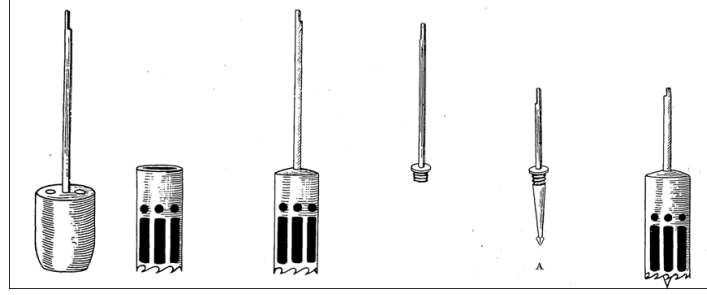
olarak tekrar incelemiş ve bu yapıların etrafındaki kompakt kemik oluşumunun bugünkü modern implantların etrafındakine çok benzer olduğunu bildirmiştir (29, 30).



Resim 1: Mandibulada üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz hayvanı kabukları

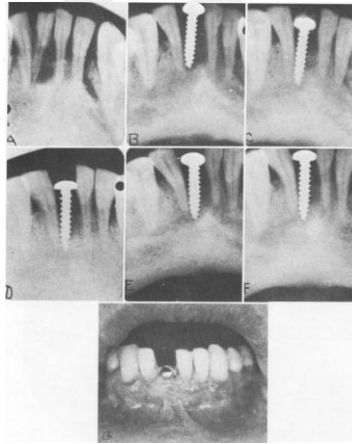
16. yüzyılda ilk defa Ambrose Pare transplantasyon ve replantasyon terimlerinden bahsetmiştir. 16. ve 18. yüzyıllar arasında diş transplantasyon teknikleri geliştirilmiş ancak 18. yüzyılın sonlarında diş transplantasyonunda başarısızlık oranlarının yüksek olması, tüberküloz ve sifiliz gibi bulaşıcı hastalıkların yayılmasına neden olduğu düşünülerek kullanımı azaltılmıştır (31). 19.yy sonlarından itibaren altın, platin, gümüş, kauçuk ve porselen gibi çeşitli materyaller kullanılarak implantlar uygulanmaya başlanmıştır (31).

Bilimsel anlamda implantoloji konusu dental radyografilerin kullanımı ile önem kazanmıştır ve böylece çene kemiği içerisine yerleştirilen implantlar göz önüne çıkmıştır. Dr. Greenfeld 1913 yılında üst çene premolar bölgesine yerleştirdiği platin-iridyum alaşımı kullanılarak kafes şeklinde hazırlanan implantı radyografik olarak görüntülemiştir. Greenfeld ayrıca kemik içi implantların yerleştirilmesi amacıyla kullanılan ve günümüzdekilerle benzerlik taşıyan yumuşak doku ve kemik için özel frezler hazırlamıştır (Resim 2) (32).



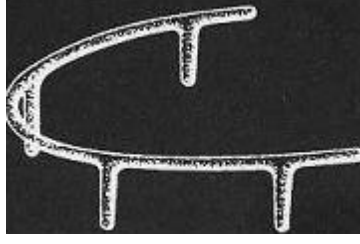
Resim 2: Greenfield'in yumuşak ve sert doku için hazırladığı frezler

Strock kardeşler 1938'de içi dolu vida şeklinde vityum implantları geliştirmişlerdir. Vityum vidayı mandibular sağ santral kesici dişin soketinde kullanmışlar ve selüloid kronu silikat bir siman yardımı ile vidanın üzerine yerleştirerek estetik restorasyonu uygulamış ve 8 ay süresince hastanın herhangi bir şikayeti olmadığını belirtmişlerdir (Resim 3) (29, 33).



Resim 3: Mandibular sağ santral diş yerine yerleştirilmiş vityum vida

İsveçli diş hekimi Gustav Dahl 1942 yılında ilk subperiosteal implantı tanımlamıştır (Resim 4) (34). 1949 yılında Goldberg ve Gershkoff Amerika Bileşik Devletleri'ndeki ilk subperiosteal implantı yerleştirdiklerini bildirmişler ve bununla birlikte subperiosteal implantın kullanımı artmıştır (Resim 5) (35).

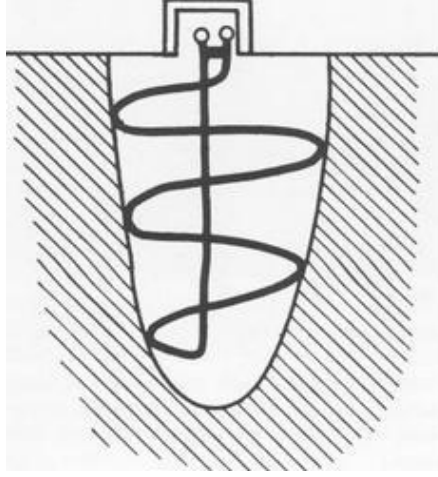


Resim 4: Dahl'ın subperiosteal implantı

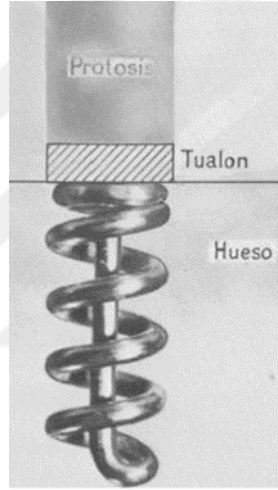


Resim 5: Goldberg ve Gershkoff'un subperiosteal implantı

Formiggini, 1944'de implantın kemik içindeki stabilitesini sağlamak amacıyla içi boş vida şeklinde genellikle paslanmaz çelik ya da tantalumdan yapılan spiral tip implantı geliştirmiştir (Resim 6) . Bu tasarımda abutmentın kısa olması nedeniyle kret tepesine yakın spirallerin içine yumuşak doku invajinasyonuna bağlı erken dönem başarısızlıklar gözlemlenmiştir (36, 37). Peron-André, 1962 yılında spiralleri kendi üzerine sarıp döküm bir mile lehimleyerek Formiggini'nin vida şeklindeki implant tasarımına çok benzeyen fakat daha çok gelişmiş bir implant üzerinde çalışmıştır (Resim 7). Bu çalışmaların sonucunda ilk defa implantın kemikle entegrasyonundan bahsedilmiştir. İmplantın herhangi bir travmaya maruz kalmadan yerinde tutulabildiği takdirde kıvrımlarında bir kemik entegrasyonu olduğunu belirtmiştir (38, 39).



Resim 6: Formiggini'nin erken dönem implant tasarımının şematize görünümü

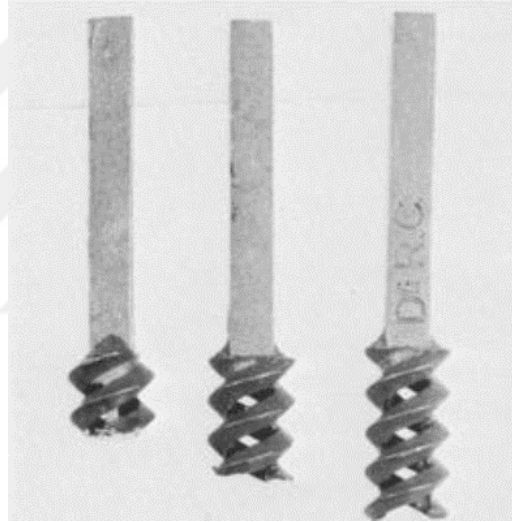


Resim 7: Perron-Andres'in Ivalon ile sardığı implantın şematize görünümü

Raphael Chercheve, Formiggini'nin implantını basit ve başarılı şekilde modifiye etmiş ve Cr-Co alaşımından ürettiği implantın spirallerini daha sıkı şekilde tasarlamış böylece kırılma riskinin önüne geçmeyi amaçlamıştır (Resim 8). Ardından ikili sarmal şeklinde implantı tasarlamıştır (Resim 9) (36). Tramonte 1961 yılında bugünkü bikortikal implantların temelini oluşturan içi dolu vida şeklinde bir implant tasarlamıştır (39).



Resim 8: Cherceve'in Cr-Co' dan ürettiği sıkı spirallere sahip implantı



Resim 9: Cherceve'in ikili sarmaldan oluşan implantı

Bu zamana kadar tasarlanan implantlarda alveol kemiğinin sadece derinlik (vida şeklinde implantlar) ve yüzey (subperiostal implantlar) olmak üzere iki boyutu değerlendirilirken, Leonard Linkow alveol kemiğinin genişliğini de değerlendirmiş ve özellikle kemik yüksekliğinin yetersiz olduğu olgularda kemiğin genişliğinden yararlanılarak yerleştirilebilmesi amacıyla titanyum blade implantları geliştirmiştir. Vakalara göre değişik şekil ve boyutlara sahip dikey ve yatay blade implantlar tasarlamıştır (Resim 10) (37).



Resim 10: Farklı blade implant şekilleri

Brånemark ve arkadaşları 1960’larda yaptıkları hayvan deneyleri sonucunda implantolojinin temellerini oluşturmuş ve daha önce Linkow ve arkadaşları tarafından ortaya atılan implant ve kemik arasındaki fibröz bağ dokusunun gerekli olduğu düşüncesini değiştirerek *osseointegrasyon* terimini kullanmışlardır. Yüzey genişliği ve kuvvet dağılımının sağlanabilmesi amacıyla vida tip implant kullanmışlar ve implant yüzeyindeki titanyum oksidin kemikle direkt kimyasal bağlanması nedeni ile osseointegrasyon için implant materyali olarak saf titanyum tercih etmişlerdir (Resim 11) (38, 40, 41).



Resim 11: Branemark'ın saf titanyumdan ürettiği ilk implant

2.3 Kemik Tipi Sınıflandırması

Kemik kalitesi için yapılmış pek çok sınıflandırma bulunmaktadır. Bu sınıflandırmalar arasında en sık kullanılanlar; 1985 yılında Lekholm ve Zarb’ ın çenelerin anterior bölgesini esas alarak yaptıkları sınıflama ve 1988 yılında Misch’ in çene bölgelerine bağlı olmaksızın yaptığı sınıflamalardır (42,43).

Lekholm ve Zarb sınıflandırmasına göre (Resim 12); kemik sınıflaması 2 gruptan oluşmaktadır. İlk grupta çene kemiklerinin şekli, ikinci grupta ise kemik kalitesi baz alınmaktadır (1).

1. Grup (Kemik şekline göre)

A: Alveolar kemiğin çoğu mevcuttur.

B: Residüel krette az miktarda rezorpsiyon vardır.

C: Residüel krette rezorpsiyon ilerlemiş düzeydedir ve sadece bazal kemik vardır.

D: Bazal kemikte de bir miktar rezorpsiyon vardır.

E: Bazal kemikte ciddi rezorpsiyon vardır.

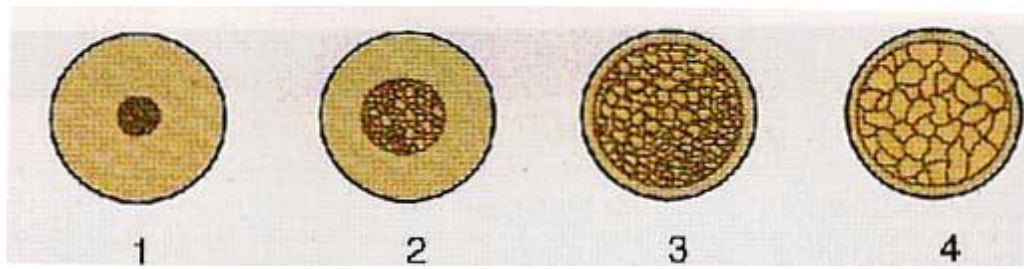
2. Grup (Kemik kalitesine göre)

Tip I: Homojen kompakt kemik

Tip II: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemik

Tip III: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik

Tip IV: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik



Resim 12: Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırılması

Mish, kemik yoğunluğunu göz önüne alarak yaptığı sınıflamada (Resim 13) kemiği 4 ayrı gruba ayırmıştır.

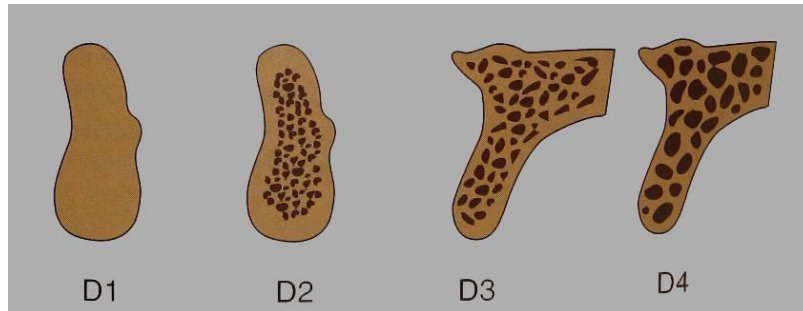
D1 Kemik: Kalınlığı fazla, yoğun ve mineralize bir kortikal tabaka ile kalsifiye ve porözitesi az spongioz kemikten oluşur. En çok, aşırı rezorbe dişsiz mandibulada

mental foramenler arasında bulunur. Yüksek mineralizasyon kabiliyeti sayesinde kısa bir iyileşme periyoduna sahiptir. Ayrıca; implantın ilk fiksasyonunun kolaylıkla sağlanabilmesi ve yüklere karşı dayanıklılığı gibi avantajları bulunmaktadır. Dezavantajları ise; kemik içi kan akımının azlığı, osteotomi sırasında kemiğin aşırı ısınma ihtimali ve gecikmiş kemik implant ara yüz formasyonudur.

D2 Kemik: Yoğun ve kalın bir kortikal kemik ile trabeküler yapısı zayıf ve poröz bir spongios tabakadan oluşur. Genellikle; alveoler prosesler atrofiye olmuşsa anterior mandibulada, atrofiye olmamışsa anterior maksilla ve posterior mandibulada görülmektedir. Cerrahi işlem esnasında implantın ilk fiksasyonunun daha iyi sağlanması, kan akımının fazla olması nedeniyle kemik formasyonun daha hızlı olması gibi avantajları bulunmaktadır.

D3 Kemik: İnce poröz bir kortikal tabaka ile ince ve mineralizasyonu az bir spongios tabakadan oluşur. Genellikle; posterior mandibula ve anterior-posterior maksillada bulunmaktadır. Fiziksel direnci düşük olan bu kemikte iyileşme zamanının uzatılması gerekir. Özellikle, kron-implant oranı büyüdüğünde implant sayısı arttırılmalı ve yükleme zamanı geciktirilmelidir.

D4 Kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur, kemiğin tamamı ince ve mineralizasyonun azaldığı spongiyoz kemikten oluşur. En sık görüldüğü yer, posterior maksillada tüberler bölgesidir. Bu tip kemikte, implantasyon esnasında apikalde kortikal kemiğin yakalanması gerekmektedir. İyileşme süreci 6-7 aya kadar uzatılmalı ve implantın yük taşıma kapasitesi düşürülmelidir (1).



Resim 13: Kemik yoğunluğu sınıflaması (1)

2.4 Dental implantların sınıflandırılması

2.4.1 Kemik ile olan ilişkilerine göre

I. Subperiosteal implant (Resim 14a)

II. Transosseöz implant (Resim 14b)

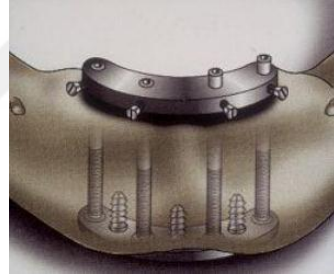
III. Endosseöz (kemik içi) implant (Resim 15a)

- Blade implant
- Vent tipi implant
- Silindirik implant
- Yivli (vida tipli) implant

IV. Ortodontik implant (Resim 15b)

V. Endodontik implant (Resim 16a)

VI. İntramukozal implant (Resim 16b)



Resim 14a,b: a) Subperiosteal implant; b) Transmandibular implant



Resim 15a,b: a) Endosseöz implant; b) Ortodontik implant



Resim 16a,b: a) Endodontik implant; b) İntramukozal implant

I. Subperiostal İmplant

Mukoza ile alveol kreti yüzeyi arasına yerleştirilen ve bireysel olarak hazırlanan implantlardır. Aşırı kemik rezorpsiyonu olan olgularda implantın kemik içine yerleştirilmesinin zor olduğu durumlarda uygulanabilir. İmplant kişiye özel olarak döküm yöntemi ile hazırlandığı için döküm işlemi esnasında teknik hassasiyete ihtiyaç duyulmaktadır. İmplant yerleşimini takiben ortaya çıkan enflamasyon, ağrı, sinir harabiyeti ve kemik yıkımının hızlanması gibi komplikasyonları nedeniyle başarısız olduğu kanısına varılmış ve günümüzde uygulanmamaktadır (44-46).

II. Transosseöz İmplant

Bu tip implantlar metal bir plaka ve transosseal pinlerden oluşmaktadır. Tutucu pinler veya postlar yardımıyla metal plaka mandibulanın iç kenarına vidalanarak sabitlenmektedir. İmplantların yerleştirilmesi için genel anestezi altında kapsamlı bir cerrahi teknik gerekmesi ve herhangi bir başarısızlık durumunda çıkarılmalarının zor olması ve çevre dokulara fazla zarar vermesi nedenleriyle yaygın bir kullanım alanı bulamamışlardır (44).

III. Endosteal İmplant

Endosteal implantlar alt çene veya üst çene alveolar kemiğinin içine yerleştirilen implantlardır. Kemik içindeki osseointegre olan ana parça ve kemiğin dışında kalan tutucu parça (abutment) olmak üzere iki bölümden oluşmaktadır.

Kemik içindeki ana parçanın geometrik şekline göre:

1. Vida tip implantlar
2. Silindirik implantlar

3. Blade implantlar

4. Vent tipi implantlar olarak sınıflandırılmaktadırlar (44).

1.Vida tip implant

Günümüzde kök formu implantlar olarak da adlandırılan vida tip implantlar rutin olarak kullanılmaktadır (Resim 17). Bu tip implantlarda, diğer implant tiplerine göre çok daha iyi bir primer stabilizasyon sağlandığı ve gelen kuvvetlerin yivlerin eğimli yüzeyleri aracılığı ile kemiğe daha az ve homojen olarak iletildiği belirtilmiştir (44,47).



Resim 17: Vida tip implantlar

2. Silindirik tip implant

Silindirik implantların (Resim 18) yüzeyi, kemik ile implant arasında moleküler düzeyde bir retansiyon sağlayan Titanyum Plazma Sprey (TPS) veya Hidroksilapatit (HA) ile kaplıdır. İmplantların primer stabilizasyonu kemik ile implant arasındaki bu sürtünme ile sağlanmaktadır (47).



Resim 18: Silindirik implant

3. Blade implant

İlk kez Lincow tarafından 1940'lı yılların başlarında tanıtılan Blade implantlar (Resim 19) yaklaşık otuz yıl boyunca yaygın olarak kullanılmıştır. Özellikle ince kretlere sahip alt çene serbest sonlu vakalarda kullanılabilir. Baş, boyun ve vücut olmak üzere üç kısımdan oluşan bu implantların ortalama boyutları 25x8x1.5 mm'dir. Yeni kemik oluşumunu aktive etmek ve yüzey miktarını arttırmak amacıyla implantın yüzeyi TPS veya HA kaplama ile kaplanmıştır. Kemik gelişimini sağlamak için implantın kemik içine yerleştirilen kısmında açık veya kapalı şekilde pencereler oluşturulmuştur. Apeksi kapalı pencere şeklinde olan dizaynlarda açık olanlara göre kemikte daha az gerilme oluştuğu ve kemik desteğini arttırdıkları savunulmuştur (48-50).

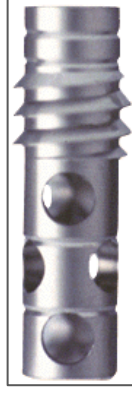
Uzun dönem klinik takiplerinde düşük başarı oranı gösteren bu implantlar, meydana getirdiği çeşitli yumuşak doku problemleri ve devamlı kemik erimesi nedeniyle günümüzde kullanımları terk edilmiştir (51).



Resim 19: Blade implantlar

4. Vent tipi implant

Vent tipi implantlarda (Resim 20) daha az kemik defektine neden olmak için implantın hacmi küçültülmüştür. İmplant gövdesinde oluşturulan deliklerin kemikle dolması ile kemik-implant ara yüzündeki kayma direncini arttırmak ve deliklerin içine dolan kemiğin şok absorbe edici olarak görev yapması amaçlanmıştır (52).



Resim 20: Vent tipi implant

2.4.2 Proteze verdiği desteğe göre

FP1: İmplantın uygulanacağı bölgedeki yeterli yükseklik ve kalınlıkta kemik dokusu mevcut ise ve implant üzerine uygulanacak sabit protez normal diş boyutlarında ise FP1 olarak adlandırılır.

FP2: İmplant üzerine uygulanacak sabit protez normalden çok az değişiklik gösterecek şekilde hiperkonturlu olarak işlenmişse bu tür implant üstü sabit protez FP2 olarak adlandırılır.

FP3: Dikey yönde kemik kaybı olan ve sabit protezin diş ve dişeti restorasyonu şeklinde olması isteniyorsa, bu tür implant üstü sabit protez FP3 olarak adlandırılır.

RP4: Eğer implant hareketli proteze hem ön bölgede hem de arka bölgede destek veriyorsa bu tür implant tutuculu hareketli protezler RP4 olarak adlandırılır.

RP5: İmplantların sadece ön bölgede desteklik verdiği implant tutuculu hareketli protezler RP5 olarak adlandırılır (53).

2.4.3 Kullanılan materyale göre

1. Vitalyum (Co-Cr-Mo alaşımı)
2. Titanyum
 - ✓ Frezelenmiş yüzey
 - ✓ Asitle pürüzlendirilmiş yüzey
 - ✓ Titanyum plazma spreys (TPS) kaplama
 - ✓ Hidroksi apatit (HA) kaplama
 - ✓ SLA/SLActive yüzey (SLA: Sandblasting with Large grit and Acid etching; büyük taneciklerle kumlanmış ve asitlenmiş)

3. Alüminyum Oksit Seramik
4. Zirkonyum
5. Zirkonyum-Titanyum (Hibrit)

2.5 İmplant Yüzey Özellikleri

İmplantın yüzey özellikleri biyolojik doku cevabını ve implant-kemik arayüzündeki mekanik stabiliteyi etkilemektedir (54). Karmaşık yapıdaki bu arayüzey, implant yüzeyinde kullanılan materyalin kimyasal yapısı ve yüzey şekli gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir (55).

Makroskopik düzeydeki yüzey pürüzlülüğü; titanyum/kemik arayüzündeki mekanik özellikleri, arayüzdeki mekanik bağlanmayı ve materyalin biyouyumluluğunu etkilemektedir. Mikropürüzlü yüzeyler düzgün yüzeylere göre kemik oluşumunu önemli ölçüde desteklemektedir. Mikropürüzlendirme; implant/kemik arayüzünün mekanik özelliklerini, gerilme dağılımı ve kemik oluşumunu etkilemektedir (56). İmplantın bağlanma yüzeyinin ve kemik ile mikropürüzlü yüzey arasındaki mekanik bağlanmanın arttırılması kemik rezorpsiyonuna neden olan gerilme dağılımını azaltmaktadır (57).

İmplant yüzey pürüzlülüğü; asitle pürüzlendirme, kumlama, TPS ve HA kaplama gibi başlıca yöntemler kullanılarak sağlanmaktadır. Günümüzde, mikro ve nano topografilerde implantların üretimi üzerine çalışılmaktadır. Bu nedenle, implant yüzeyine çeşitli materyallerin ilavesi ile biyolojik özelliklerinin geliştirilmesi araştırılmaya devam edilmektedir (58, 59).

2.5.1 Asitleme-Kumlama ile Yüzey Pürüzlendirme

Asitleme ve kumlama/asitleme yöntemleri implant yüzey pürüzlülüğünü arttırmak amacıyla yaygın olarak kullanılan yöntemlerdendir. Farklı boyutlardaki silika, alümina, titanyumoksit ve kalsiyumfosfat gibi partiküllerin implant yüzeyine püskürtülmesi ile gerçekleşen bir yöntemdir. Hidroflorik asit, nitrik asit, sülfirik asit ve kombinasyonları yüzeyin asitlenmesinde sıklıkla kullanılan ajanlardır.

Klokkevold ve arkadaşları, tavşan femurlarına yerleştirdikleri cilalı Ti ve HCL/ H_2SO_4 ile asitlenerek pürüzlendirilen implantların mekanik dayanımlarını incelemiş ve cilalı Ti implantlara göre asitle pürüzlendirilen implantların 4 kat daha fazla

direnç gösterdiği sonucuna varmışlardır. Bu sonuçlar doğrultusunda, pürüzlü yüzeylerin kemiğe bağlanmayı arttırdığını belirtmişlerdir (60).

Novaes ve arkadaşları, asitleme/kumlama işlemi yapılan implantlarla TPS ile yüzey kaplaması yapılan implantların kemikle bağlanma değerlerini karşılaştırmış ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmayan iki grup arasında, asitleme/kumlama yapılan implantların iyileşme süreci üzerindeki olumlu etkisi ve kemikle bağlanmayı arttırdığı saptanmıştır (61).

Martin ve arkadaşları, osteoblast benzeri hücrelerde alkalen fosfataz aktivitesinin TPS ile kaplanan implant yüzeylerine göre asitleme/kumlama uygulanan yüzeylerde daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (62).

Asitleme-kumlama tekniği kullanılarak ilk olarak 1986 yılında New Ledermann Screw, ardından 1989'da Frialit-2, 1998'de SLA ve Osteotite implantlar piyasaya sürülmüştür.

SLA implant yüzeyleri, kumlanmış ve asitlenmiş titanyum yüzeyleri olarak Straumann firması tarafından piyasaya sürülmüştür. Büyük kum tanelerinin implant üzerine püskürtülmesi ile makro pürüzlülük oluşturulan yüzeylere asit uygulanması ile 2-4 μm ' luk mikro çukurcuklar elde edilir. SLA implant yüzeyleri orta derece pürüzlü yüzeylerdir ve pürüzlülük derecesi implant yüzeyi boyunca aynıdır.

SLActive yüzey implantlarda; SLA implant yüzeyine hidrofilik özellik kazandırılmıştır. Yerleştirilene kadar geçen sürede salın solüsyonu içeren özel ambalajında saklanmalıdır. Hidrofilik özelliği sayesinde implant yüzeyi kemik içerisine yerleştirildiğinde üzerindeki mikroporlara kanı çekmektedir (63).

Hidrofilik ve hidrofobik yüzeyli implantlar karşılaştırıldığında, hidrofilik olanlarda ilk 4 haftada belirgin bir iyileşme potansiyeli ve stabilite artışı gözlenmiştir. İn vitro çalışmalar, serum albüminlerinin SLActive yüzeye, SLA yüzeyli implantlara oranla daha fazla tutunduğunu göstermektedir (64).

2.5.2 Hidroksiapatit ile Yüzey Kaplama

Kalsiyum fosfat yüzey kaplamalar kemiğin mineral matriksine benzemeleri nedeniyle uygulanmaya başlanmıştır ve üzerinde geniş araştırmalar yapılmaktadır (65).

Hidroksiapatit ile kaplanan implant yüzeyinin kemik büyümesini arttırdığı gösterilmektedir (66). Bu teknikle, hidroksiapatitin osteokondüktif etkisinden

yararlanarak, kemik kalitesi düşük olan Tip 3 ve 4 kemiklerde implant ankrajının arttırılabileceği düşünülmektedir.

Daldırarak kaplama-sinterleme, elektroforetik depozisyon, daldırma-kaplama, sıcak izostatik baskılama, iyon-ışık demeti püskürtme, plazma sprej ve elektromiknatıs püskürtme gibi farklı hidroksiapatit kaplama teknikleri bulunmaktadır (67). Plazma sprej ve püskürtme-kaplama en çok tercih edilen yöntemlerdir. Tekniklerin tümünde kaplamanın metale bağlanması ve yapısının bütünlüğünün korunması konularında temel sorunlarla karşılaşmaktadır (68).

Vercaigne ve arkadaşları, TPS ve TPS/HA kaplanan implantları histolojik ve morfometrik olarak karşılaştırmış ve hidroksiapatit kaplamanın kimyasal etkisinin kemik büyümesini arttırdığı, yüzey pürüzlülüğünün ise daha az etkili olduğunu belirtmişlerdir (69).

2.5.3 Kalsiyum Fosfat ile Yüzey Kaplama

İmplant yüzeylerinde yaygın olarak uygulanan bir modifikasyon türü de yüzeyin genel olarak hidroksiapatitten oluşan kalsiyum fosfat ile kaplanmasıdır (70).

Biyoaktif bir materyaldir ve hücrel fonksiyonu tetikleyerek, güçlü bir kemik-kalsiyum fosfat bağlantısı oluşturmaktadır (71).

Proteinlerin ve büyüme faktörlerinin absorpsiyonunda artışa neden olması, osseokondüksiyonu hızlandırması ve doğal kemik dokusuna benzer iyileşme göstermesi nedeniyle kalsiyum fosfat ile yüzey kaplama tekniğinin kemik iyileşmesini arttırdığı belirtilmektedir (70).

2.5.4 Titanyum Plazma Sprej ile Yüzey Kaplama (TPS)

TPS 1974 yılından itibaren, implantın yüzey alanını, dolayısıyla osseointegrasyonu arttırmak amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. 40 µm büyüklüğündeki titanyum partiküllerinin plazma alevi ile ısıtılıp, yüksek ısı ve hızla titanyum yüzeye püskürtüldüğü bu teknikle pürüzlü bir kaplama elde edilmektedir (72).

Leize ve arkadaşları, çeşitli sebeplerle sökülmesi gereken TPS kaplı implantları elektron mikroskobu ile incelediklerinde, implant yüzeyi ile kemik arasında kimyasal

bir bağlantı varlığını ve pürüzlü yüzeylerin içine doğru kalsiyum fosfat kristallerinin büyüdüğünü gözlemlemişlerdir (73).

2.5.5 Electro- Polished (Okside Edilmiş) Yüzeyler

Titanyuma elektrotlarla galvanostatik modda elektrokimyasal anodik oksidasyon yapılmıştır. Böylece, yüzey pürüzlülüğü sağlanarak mikro çukurcuklar oluşturulmaktadır. Elektrolit olarak fosforik asitin baz tipleri kullanıldığı için implant yüzeyi fosfor iyonları içerir ve bu durum bioaktiviteyi azaltmaktadır.

İmplant yüzeyi boyunca oksit tabakasının kalınlığı değişmektedir. İmplantın üst bölgelerinde minimal pürüzlülük (0.5-1 μm) ve ince bir oksit tabakası bulunurken, apikal bölgede oksit tabaka kalınlığı (10 μm ' den fazla) ve sertlik (2 μm ' den fazla) arttırılmıştır (74).

2.6 Dişsizliğin Anatomik Sonuçları

2.6.1 Kemik Yapıdaki Sonuçları

Büyüme tamamlandıktan sonra, çene kemiğinde morfolojik değişikliğe neden olan başlıca faktörlerden biri ağız içindeki dişlerin varlığıdır. Diş çekimini takiben, özellikle mandibula başta olmak üzere, çene kemiği yüksekliğinde büyük oranda azalma görülmektedir (75).

1750 yılında ilk defa John Hunter 'kemik dokusunda sürekli olarak yeniden şekillenme gerçekleşmektedir' ifadesiyle kemik dokusunu sabit ve değişmez bir yapı olarak kabul eden görüşe karşı gelmiştir (76).

Kemik yüzeyleri ve uygulanan kuvvetler arasındaki ilişki ilk olarak Wolf tarafından vurgulanmıştır. Araştırmacının adıyla anılan Wolf kanununa göre, uygulanan kuvvetle ilişkili olarak kemiğin iç ve dış yapısında, şeklinde değişiklikler meydana gelmektedir. Kemiğin şekil ve yoğunluğunu koruyabilmesi için uyarılara ihtiyacı bulunmaktadır. Fonksiyon sırasında meydana gelen gerilim ve baskı kuvvetleri periodonsiyum aracılığıyla dişleri çevreleyen kemik dokusuna iletilmektedir. Diş kaybına bağlı olarak, bu bölgedeki uyarıların kesilmesi ve kemik dokuya iletilmemesi kemiğin trabekül yapısında ve yoğunluğunda azalmaya neden olmaktadır (77).

Rezidüel kret rezorpsiyonu; diş çekimi sonrasında yavaş, kademeli ve kaçınılmaz olarak gerçekleşen, alveol kretlerde meydana gelen kemik kaybı olarak tanımlanmaktadır (78). Kemik kaybı ilk bir yıl içerisinde hızlı bir şekilde gerçekleşirken ve sonraki yıllarda daha yavaş bir hızla devam etmektedir (75, 79). Alt çenede özellikle ön bölgede meydana gelen kemik kaybının üst çeneyle kıyaslandığında 4 kat daha fazla olduğu belirtilmektedir. Bunun, üst çenenin yükleri karşılayacak daha fazla birim alana ve destekleyici geniş bir damak yüzeyine sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (80).

Diş çekiminin ardından alt çenenin iç ve dış yapısında çeşitli değişiklikler meydana gelmektedir (81). İyileşmenin başlangıç safhasında; arda kalan periodontal ligamentlerin içerisinde bulunan osteoprogenitör hücreler osteoblastlara farklılaşarak, çekim soketinin içini dolduran kan pıhtısının yapısını değiştirmekte ve süngerimsi kemiği oluşturmaktadır. Aynı zamanda inferior dental kanalda da yeni kemik oluşumu saptanmaktadır (82). Bir yandan periosteal osteoklastik rezorpsiyon ile kemik yüksekliğinde azalma meydana gelirken, diğer taraftan da endosteal apozisyon gerçekleşmektedir. Ancak rezidüel kretin periosteal yüzeyi bu yeni kemik yapımından etkilenmez ve poröz olan kret tepesi kortikal tabaka ile tamamen örtülemez. İnternal şekillenmenin devam etmesi ile beraber trabeküler yapı daha da incelmektedir (81).

2.6.2 Yumuşak Doku Sonuçları

Kemik kaybına bağlı olarak yapışık dişeti de kademeli olarak azalmaktadır. Bazı olgularda, atrofiye uğrayan kemik dokusunun üzerinde yapışık dişeti hiç bulunmayabilir. Yaşlanmaya bağlı tükürük akışının azalması ve içeriğinin değişmesi nedeniyle ince dişeti dokusu, üzerine gelen protez ile abrazyona maruz kalır ve mukoza kolayca tahriş olabilir. Ayrıca yüksek kas bağlantıları ve aşırı hareketli dokuların bulunduğu durumlarda protez uygulanması oldukça güçleşmektedir (83).

Doğal dişlerini kaybeden ve uzun süre protez kullanmayan bireylerde, dilin eksentrik kaslarının tonisitesinin azalmasına bağlı olarak, dil boyutsal olarak büyüyebilir ve normalde dişlerin olması gereken bölgeye yayılarak lateral yönde genişler. Bu durum, yapılacak olan protezin stabilitesini olumsuz yönde etkiler (77).

2.6.3 Hareketli Protezlerin Azalan Performansı

Doğal dişli ve tam dişsiz bireylerde kaydedilen maksimum okluzal kuvvetler karşılaştırıldığında arada ciddi bir fark gözlenmektedir. Dişli bir bireyin birinci molar bölgesinde ortalama kuvvet 150-250 psi olarak ölçülürken, tam dişsiz bireylerde 50 psi'den daha düşük değerler elde edilmiştir. Uzun süre dişsiz kalan bireylerde bu fark daha da artmaktadır.

Doğal dişli bireylerde çiğneme performansı %90 iken, tam protez kullanan hastalarda bu değer %58'e inmektedir. Protezin okluzal kuvvetlerinin ve stabilitesinin azalması ile çiğneme performansı da azalmaktadır.

Tam dişsiz hastaların azalan çiğneme performansına bağlı olarak lifli gıdaların tüketiminin azalması, çiğnenememiş gıdaların normal beslenme ve sindirim fonksiyonunu bozması ile gastrointestinal problemler ortaya çıkabilir. Bu durum, hastaların yaşam kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir.

Hareketli protezlerde çiğneme kuvvetlerindeki azalma, retansiyon ve stabilitede karşılaşılan sorunlar hastalarda fonksiyon ve fonasyon kayıplarıyla birlikte psikolojik problemleri de yanında getirmektedir. İmplant destekli protezlerin, konvansiyonel tam protezlere oranla fonksiyonel, estetik ve psikolojik yönden hastaya daha iyi bir yaşam kalitesi sunduğu belirtilmektedir (77).

2.7 Alt Çene Tam Dişsizlik Olgularında İmplant Destekli Protetik Tedavi Planlaması

Tam dişsizlik olgularında, implantlardan destek alınarak uygulanan farklı tedavi seçenekleri bulunmaktadır. Bunlar; implant destekli sabit protezler, hibrit protezler ve implant üstü hareketli protezlerdir (84).

Tam dişsiz çenelerde implant destekli protetik tedavi planlanmasında; çene ilişkileri, arklar arası mesafe, karşıt arktaki diş veya restorasyonlar göz önünde bulundurularak sabit veya overdenture şeklinde bir restorasyon yapımına karar verilmelidir (85).

2.7.1 İmplant Destekli Sabit Protezler

Dişsiz hastaların çoğu daha konforlu olduğu ve hareketli protezlere kıyasla doğal dişlere daha çok benzediği gerekçeleriyle sabit protezleri tercih etmektedirler. Hareketli protezlere göre daha fazla sayıda implant gereksinimi, daha fazla laboratuvar masrafı ve bunlara bağlı olarak artan maliyet hastaları sabit protez tercihinden vazgeçiren sebeplerdendir (77).

Alt çene tam dişsizlik olgularında, implant destekli sabit protezler minimum düzeyde kemik rezorpsiyonu varlığında ve arklar arası mesafenin fazla olmadığı durumlarda tercih edilmektedir. İmplant destekli sabit protezlerle ileri derecede kemik rezorpsiyonu olan durumlarda yeterli dudak yanak desteği sağlamak pek mümkün olmaz. Ayrıca dişler çok uzun olur, interproksimallerde büyük boşluklar gözlenir, fonasyonla ilgili problemler görülebilir ve hasta estetik olarak olumsuz yönde etkilenir (84, 86).

2.7.2 Hibrit Protezler

Hibrit protezler; orta ve ileri derece kemik rezorpsiyonu görülen tam dişsiz olgularda; genellikle alt çenede dört ya da beş, üst çenede ise dört ile altı implant kullanılarak metal bir altyapı üzerine akrilik rezin ile yapay dişlerin, bağlanmasıyla oluşan bir protez şeklidir (86). Metal alt yapı titanyum, kıymetli bir alaşım ya da zirkonyumdan elde edilebilmektedir (84).

Hibrit protezler üst çenede yeterli dudak desteğini sağlamayabilir. Hijyen sağlamada ve fonasyonda sıklıkla problemlerle karşılaşılabilir (86). Hijyen sağlama amacıyla labial flanjlara kısıtlanması, hastada tükürük ve hava kaçışına neden olabilir. Ayrıca, bukkalde konumlanan implant vida açıklıkları estetik problemler oluşturmaktadır. Hibrit protezler ile yüksek gülme hattına sahip olmayan hastalarda, düşük maliyetli bir sabit protez yapımı mümkündür (84,87).

2.7.3 Overdenture Protezler

Geleneksel tam protez kullanan hastalarda karşılaşılan yetersiz ağız fonksiyonlarına eşlik eden çiğneme problemleri ve rahatsızlık şikayetleri dental

implantların uygulanması ile giderilmeye çalışılarak, hastaların yaşam kaliteleri geliştirilebilmektedir (88).

Alt çene tam protez kullanımı hastalar için oldukça zordur ve ilerlemiş alt çene atrofisi varlığında bile standart cerrahi prosedür ile kolaylıkla yerleştirilen implantlardan yararlanılabilir. Böylece, hem ileri dönem alt çene atrofisi engellenmiş hem de hastanın konforu arttırılmış olur (89). Yapılan çalışmalarda; geleneksel tam protezlerle karşılaştırıldığında implant destekli tam protezlerde çiğneme performansı (90, 91) ve hasta memnuniyetinin (92-95) çok daha fazla olduğuna dair sonuçlar elde edilmektedir. Bu konu ile ilgili yapılan kontrollü klinik bilimsel çalışmalara dayanarak, 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda ortak bir görüş üzerinde uzlaşma sağlanmıştır. Tam dişsiz hastalarda ilk tedavi seçeneği olarak 2 adet kemik içi implantla desteklenen alt tam protezlerin sunulması görüşü kabul edilmiştir. Bu görüş McGill uzlaşısı olarak da bilinmektedir (7).

İmplant destekli overdenture uygulamalarında farklı tutucu tipleri kullanılmaktadır. Kullanılan farklı tutucu tipleri implantlara değişik oranlarda kuvvet iletmekte ve sistemin biyomekanikini etkilemektedir. Tutucu tipinin seçiminde; hastanın ağız hijyeni, anatomik koşullar (alt-üst çene ilişkisi, arklararası mesafesi, karşıt ark dentisyonu gibi), implantlar arası mesafe, retansiyon ihtiyacının miktarı, biyomekanik etkenler, protezin hasta tarafından rahatlıkla takılıp çıkartılabilmesi, hastanın psikolojik durumu ve beklentileri, hastanın sosyal statüsü ve ekonomik durumu, hekim ve teknisyenin deneyimi gibi faktörler rol almaktadır. Bu faktörlere ek olarak destek sayısı ve kretteki dağılımı, alveoler kretin formu ve rezorbsiyon miktarı da göz önünde bulundurulmalıdır (96-99).

2.7.3.1 İmplant Doku-Destekli Overdenture Protezlerde Tutucu Türleri

2.7.3.1.1 Stud Tutucular

Stud tutucular vertikal ve horizontal yönde belirli derecede reziliens sağlar (100).

Stud tutucular bar tutuculara göre;

- ✓ Daha iyi hijyen sağlar ve komplikasyon görülme oranı daha azdır.

- ✓ Daha ekonomiktir.
- ✓ Tutucular implantın pozisyonuna daha az bağlıdır.
- ✓ Daha az teknik hassasiyet gerektirir.
- ✓ Yerleştirilmeleri daha kolaydır, tutuculukları ayarlanabilir ve kontrol edilebilir.
- ✓ Doku ve implant arasında fonksiyonel yüklerin daha iyi dağılımını sağlar (86, 101).

Stud tutucuların farklı türleri bulunmaktadır. Bunlar arasında; ball, o-ring, locator, ekstraradiküler rezilyent ataçman (ERA), magnet, teleskop tutucular sayılabilir.

1. *Ball tutucular (Topuz başlı tutucular)*

Ball tutucular, tam dişsiz ağızların doku destekli restorasyonunda tercih edilmektedir. Direnç karşısında eğilme ve sonrasında yaklaşık olarak eski şekillerine geri dönebilme yeteneğine sahip halka şeklindeki sentetik polimer yapılardan ya da metal kapsüllerden oluşan dişi yuva ve titanyum veya kıymetli metalden hazırlanan top formundaki post başlığından oluşur. Bar tutuculara göre daha az yer kaplamalarına rağmen yeterli tutuculuk, stabilite ve destek sağlarlar. Bar tutuculara göre, dokudan daha çok destek alan ball tutucular, aşırı rezorbe kretlerde bar tutuculara tercih edilir (10).

Ball tutucuların barlara göre avantajları;

- Protez yapım tekniklerinin daha kolay ve yapım süresinin daha kısa olması
- Daha ekonomik olması
- Daha az interokluzal mesafeye ihtiyaç duyulması
- Oral hijyenin daha kolay sağlanabilmesi
- İmplant destek ile protez kaide arasında rotasyona izin vermesi yani esnek bir düzenek olması
- Farklı retansiyon derecelerine sahip tutucu seçenekleri sunabilmesi
- Belirli bir kullanım süresinin ardından tutuculuk kaybolduğunda plastik matrikslerin değiştirilmesi, metal olanların ise özel anahtarlar yardımıyla sıkıştırılması ile problemin giderilebilmesi (1, 10, 101)
- Gerekli durumlarda hastanın mevcut protezine uyumlandırılabilmesi

Dezavantajları;

- Zamanla meydana gelen tutucu kaybından dolayı üst çenede implant üstü tutucu olarak fazla tercih edilememesi
- İnterokluzal mesafesi yetersiz olan olgularda protez içerisinde fazla yer kaplaması (1,102)

2. O-ring tutucular

O-ring tutucular implant destekli total ve parsiyel protezlerde tutuculuğu arttırmak amacıyla kullanılır. Yuvarlak, ortası delik, sentetik polimer dişi parçası ile devrilme kuvvetlerine karşı direnç gösterebilmektedir. Kullanımının kolay olması, değişik derecelerde retansiyon sağlanabilmesi, düşük maliyeti ve bağlantının değiştirilmesindeki kolaylık gibi avantajları bulunmaktadır.

O-ring tutucularda; çiğneme ve hastanın beslenme alışkanlıklarına, protezin kullanımına bağlı olarak 6 ile 9 aylık sürede retansiyon kaybı olmaktadır ve bu nedenle periyodik olarak tutucunun değiştirilmesi gerekmektedir (103).

3. Locator tutucular

Yetersiz interokluzal mesafe bulunan olgularda tercih edilen rezilient bir tutucudur. Toplam tutucu yüksekliği sadece 3,17 mm olan locator tutucular implantların paralel yerleştirilmediği durumlarda protezin kolay uyumlandırılmasını sağlar (98).

Locator tutucu sistemi, tüm implant çap ve boylarına uygun Locator abutmentlar, içerisinde siyah plastik bulunan metal erkek parça, farklı retansiyon kuvvetine sahip şeffaf, pembe, mavi, yeşil ve kırmızı renklerdeki plastik tutuculardan (locator insert) oluşmaktadır. Protezin içerisinde kalan metal erkek parçanın içindeki siyah plastik parçanın çıkarılıp, yerine hasta için uygun olan beş farklı renkteki plastik tutucu parçalardan birinin seçilip yerleştirilmesi ile kullanılmaktadır (102).

İmplantların paralel olmadığı durumlarda tutucuları uygun bir giriş yoluyla ağız içine yerleştirmek oldukça zordur ve bu problem locator tutucunun hareketli protez içerisindeki erkek parçasının 10 derece, yeşil renkli lastiğin de 40 dereceye kadar implantlar arası açığı tolere edebilmesi ile çözülebilmektedir (104).

Locator tutucular menteşe ve dikey esneklik sağlamaktadır. Metal erkek parça içerisindeki siyah plastik, locator tutuculardan 0,4 mm daha uzundur ve locator tutucu bu parçanın içerisine yerleştirildiği zaman arada oluşan 0,4 mm'lik bu boşluk hem menteşe hem de dikey esneklik sağlamış olur. Locator tutucular, hem laboratuarda indirekt olarak hazırlanabilir hem de klinikte direkt ağız içerisinde proteze yerleştirilebilmektedir (105).

4. ERA tutucular

ERA tutucu olarak adlandırılan ekstraradiküler tutucuların giriş rehberi implant ve alveoler kretten daha yüksek seviyede bulunmaktadır, bu nedenle kuvvetler karşısında dayanıklılığı yetersizdir (106).

ERA tutucular, rezilient tutucular olarak sınıflandırılır ve hemen hemen bütün implant sistemlerine uygulanabilmektedir. Ayarlanabilen ve farklı retansiyon özelliklerine sahip plastik dişi parçaları bulunmaktadır. ERA tutucu sisteminde açılı abutment seçenekleri de sunulmaktadır, fakat açılı abutmentlerin ayarlanması ve tutucuların protez içerisine bağlanması esnasında çeşitli sorunlarla karşılaşılabilir, bu nedenle ERA tutucuların daha çok birbirine paralel implantlarda uygulanması önerilmektedir (107).

5. Magnetik tutucu

Protetik dişhekimliğinde; diş üstü protezler, çene-yüz protezleri, tam veya bölümlü protezler ve implant destekli protezlerde magnetik tutucular kullanılmaktadır (108).

Magnetik tutucular, protezin içerisinde kalan mıknatıs parça ve implantların üzerine yerleştirilen mıknatıs tarafından çekilen metal parça olmak üzere iki komponentten oluşmaktadır (109). Magnetik tutucularda, ağız içindeki dokulara etkilerinin incelenmesi sonucu materyal olarak genellikle kobalt- samaryum mıknatıs alaşımları tercih edilmektedir. Bu alaşım oral sıvılarda kolayca korozyona uğradığından mıknatıs özelliğini kaybetmemesi ve kontaminasyonu önlemek amacıyla koruyucu bir yüzey kaplamasıyla kaplanmaktadır. Lateral kuvvetler karşısında serbest kayma hareketi yaparak implantlar üzerine gelen zararlı kuvvetlerin azalmasını sağlarlar (110). Top başlı ve bar tutucularla karşılaştırıldığında bu sistemler tutuculuk ve hasta memnuniyeti açısından yetersiz bulunmaktadır (111-113).

2.7.3.1.2 Bar Tutucular

Bar tutucuların kullanımı ile hastaların klasik tam protezlerde karşılaştıkları tutuculuk ve stabilite problemleri büyük ölçüde çözülmektedir (10, 11, 114). Bar tutucular, destekleri birbirine bağlayarak kuvvetlerin implantlar arasında paylaşımını ve gelen yüklerin bar ve geniş protez kaidesi yardımıyla çene kemiğine iletilmesini sağlamaktadır (12).

Bar tutuculu sistemler; alt çenede aşırı rezorbe kret varlığında, oval kretlerde, üst çene protezlerinde, kemik ve/veya yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyon yapılan olgularda, tutuculuğun ve stabilitenin fazla olmasının istendiği durumlarda endikedir. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu olgularda, ağız hijyeni iyi olmayan hastalarda kontrendikasyonu bulunmaktadır (1). Üst çenede implant üstü tam protezlerde tutucu sistemi olarak bar tutucu kullanımı için en az 4 implant yerleştirilmesi gerekmektedir. İmplantların birinci küçük azı bölgesinden daha önde yerleştirildiği durumlarda distal kantilever uzantıların kullanımının protezin stabilitesini olumlu yönde etkilediği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (89, 115). Alt çenede implant destekli tam protezlerde tutucu sistem olarak bar kullanımı için ise 2 implant yeterlidir (117-119).

İdeal bar uzunluğu Mericske-Sterne (120) göre 15-25 mm arasında, Svetlize ve Bodereau (121) göre 22-27 mm arasındadır. İmplantların birbirine çok yakın yerleştirilmesi durumunda kısa olan bar tutucu yeterli retansiyonu sağlayamaz. Ark üzerinde düz bir hatta birbirinden uzağa yerleştirilen implantları birbirine bağlayan bar tutucu da dilin hareket alanının kısıtlanmasına neden olabilir (44).

2.7.3.1.2.1 Bar Tutucuların Avantajları

1. Tutuculuk ve stabilitesinin daha iyi olması
2. Splintleme ile dikey yönde gelen okluzal kuvvetlerin dayanaklara daha az iletilmesi sayesinde dayanakların korunmuş olması
3. Hekimin hasta başında geçirdiği sürenin azalması
4. Alt çenede 3-4 implant üzerine bar ile hemen yükleme yapmanın mümkün olması (122).

2.7.3.1.2.2 Bar Tutucuların Dezavantajları

1. Ekonomik olmaması
2. Yapım aşamalarının komplike olması
3. Hijyenin yetersiz olduğu durumlarda plak birikimine neden olması
4. Mukozit ve gingival büyümeye eğilimli olması
5. Mekanik bir problem çıktığında gidermenin zor olması (117,123)

2.7.3.1.2.3 Bar Tutucuların Sınıflandırılması

İmplant üstü protezlerde kullanılan bar tutucular kesitlerine göre armut kesitli Dolder bar), yuvarlak kesitli, anahtar deliği kesitli (Hader bar) (Resim 23) ve U kesitli olmak üzere dört gruba ayrılmaktadır (44).

a) *U kesitli (paralel) bar (Resim 21)*

- Rijittir.
- Dikey yönde harekete izin vermektedir.
- Dört adet implant varlığında uygulanması uygundur.
- İmplantlar düz bir hat şeklinde birleştirilmektedir (1).



Resim 21: U kesitli bar

b) *Yuvarlak kesitli bar*

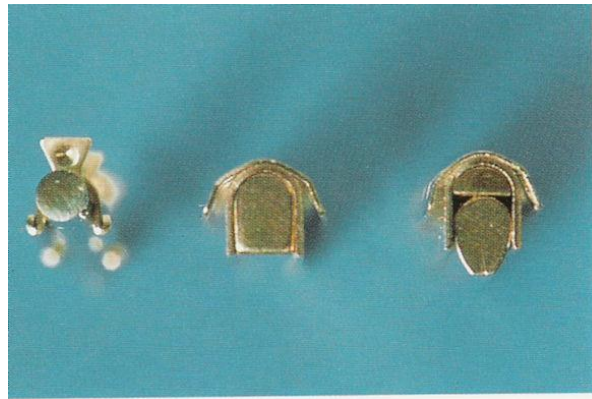
- Rezilienttir.
- İmplantlara yatay ve çapraz yönde gelen kuvvetleri azaltmaktadır.
- Dikey yönde esnemeye ve rotasyon hareketlerine izin vermektedir.
- Kuvvet kırıcılığı da U şeklindeki barlara kıyasla daha fazladır (1).
- U şeklindeki barlara göre implantlar üzerinde daha az tork kuvveti oluşturmaktadır (124).

- c) *Armut kesitli (Dolder) bar* (Resim 22)
- Rezilienttir.
 - İndirekt tutuculuk açısından avantajlıdır.
 - Stres kırıcı özelliği bulunmaktadır (1).



Resim 22: Dolder bar (124)

- d) *Anahtar deliği kesitli (Hader) bar*
- Yarı rezilienttir.
 - Menteşe hareketine izin vermektedir (1).
 - Üst kısmı yuvarlak kesitli olan ve dokuya doğru uzantısı bulunan Hader barın dokuya uzanan bölümü, barın dayanıklılığını arttırırken esnekliğini azaltmaktadır (77).
 - İmplantların paralel olmadığı durumları az da olsa tolere edebilmektedir.
 - Hader klips üç farklı retansiyon gücüne ve 20° rotasyona sahiptir (1,85).



Resim 23: Dairesel, anahtar deliği ve armut kesitli barların kesit görüntüsü

Bar tutucuların yapım aşamasında dikkat edilmesi gereken noktalar;

- Bar tutucu iki implant veya implantlar arasında düz olarak seyretmeli, kret tepesinde ve kret şeklini takip edecek şekilde olmalıdır.
- Bar okluzal düzleme paralel seyretmeli ya da implantlarla dik açı ile birleşmelidir.
- Optimum bar uzunluğu 22-27 mm olarak belirtilmektedir (121).
- Mericske-Stern ve ark.'ları (2000) ideal bar uzunluğunun 15-25 mm aralığında olması ve 15 mm'den kısa barların kullanılmaması gerektiğini belirtmişlerdir. Arkın anterior kurvatürü ve büyüklüğüne göre bar uzunluğunun belirlenmesi gerektiğini vurgulamışlardır.
- İmplantların birbirine çok yakın yerleştirildiği durumlarda oluşturulan bar, çok kısa olacağından hareketli protez için yeterli tutuculuk ve rehberlik sağlayamaz. İmplantların birbirlerine çok uzak yerleştirildiği durumlarda da düz bir hat üzerinde seyreden bar dil boşluğunu daraltabilir, böylece yapısal ve fonksiyonel problemlere yol açabilir (44).
- Barın yerleşimi diş dizimine engel olmamalıdır.
- Çene anatomisinden dolayı ya da implantların çok distale yerleştirilmesi nedeniyle bar tutucu dilin hareketlerine engel olacaksa, bar tutuculu implant üstü protez yapımı kontrendikedir (126).
- Bar, okluzal kuvvetlerle oluşacak torku azaltmak için gingival dokulara yakın olmalı, oral hijyenin sağlanabilmesi için ise bar ile dişeti arasında 2 mm mesafe bulunmalıdır (127).
- 2 veya 4 implant yerleştirilen vakalarda orta bar sagittal düzleme dik olacak şekilde yapılmalı ve implantlar arası seviye farkı bulunduğunda, bar menteşe eksenine paralel olacak şekilde yerleştirilmelidir (128-130).

2.7.3.1.2.4 Bar tutucuların yapım teknikleri ve kullanılan materyaller

İmplant üstü metal alt yapıların üretiminde çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Bunlar; döküm, prefabrike parçaların lazer kullanılarak lehimlenmesi, CAD/CAM ve CNC milling yöntemleridir (131-133).

Tam dişsiz çenelerin tedavisinde implant üstü altyapılar çeşitli metal ve metal alaşımları kullanılarak hazırlanmaktadır. En çok kullanılan altyapı materyalleri;

titanyum ve altın alaşımlarıdır. Ayrıca, çeşitli Co-Cr alaşımları da düşük maliyetleri ve uygun mekanik özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir (134,135).

Geleneksel kayıp mum döküm tekniğinde; hastadan alınan ölçü ile elde edilen ana model içerisindeki analoglara yerleştirilen prefabrike döküm parçaları patern rezin ve döküm mumuyla birleştirilir. Tasarlanan bar tutucu revetmana alınır ve seçilen metal alaşımı ile döküm işlemi tamamlanır (136). Bu teknikte üretilen bar tutucularda genellikle implant ile bar tutucu arasında istenilen uyum sağlanamamaktadır. Bu uyumsuzluk; metal alaşımlar, alçı, ölçü malzemesi, mum ve revetman gibi döküm işleminde kullanılan materyallerdeki hacimsel ve lineer genişleme/ büzülme gibi değişikliklere bağlı olarak meydana gelmektedir (137). Üretim sürecindeki uyumsuzluğu önlemek amacıyla lehimleme ve elektronik deşarj cihazı gibi çeşitli döküm sonrası teknikler geliştirilmiştir (137,138).

Geleneksel döküm tekniğiyle altın alaşımlarından elde edilenlere göre, saf titanyum bloklardan milling yöntemiyle hazırlanan alt yapılar ile implant arasında daha iyi bir pasif uyum sağlanmaktadır (139,140).

Bar tutuculu overdenture protezlerde; bar tutucunun yapımında sıklıkla kullanılan tekniklerden biri olan lehimleme yöntemi, tutucuyu keserek iki parçaya ayırmak ve ardından kendiliğinden sertleşen rezin siman ile birleştirilerek parçaları tork, seramik fırını, lazer veya infrared lehimleme sistemleri kullanılarak yapılmaktadır. Bu yöntemde genellikle bir miktar distorsiyon ve lehimleme sonrasında uyumsuzluk oluşmaktadır (141,142). Bazı çalışmalarda; tek parça döküm alt yapıların, tork (143) veya lazerle lehimleme yöntemi (144,145) ile elde edilen alt yapılarla kıyaslandığında daha yüksek marjinal uyumsuzluk değerleri gösterdiği vurgulanmıştır.

CNC milling tekniğinde; teknisyen tarafından rezin ile hazırlanan altyapı modeli lazer ile taranarak bilgisayar ortamına aktarılır. Ardından ana model üzerindeki implant pozisyonları da koordinat ölçüm cihazıyla (CMM) ölçülerek bilgisayar ortamına aktarılır. Elde edilen veriler bilgisayar programında birleştirilir ve alt yapı CNC milling cihazında tek parça titanyum bloğun aşındırılması ile hazırlanır (146).

Calderini ve arkadaşları, titanyum altyapıların üretiminde kullanılan üç farklı yöntemi karşılaştırmış, CNC milling ve Cresco Ti Precision yöntemleri ile elde edilen pasif uyumun tek parça titanyum döküm yöntemiyle elde edilemediğini vurgulamışlardır (147).

2.8 CAD/CAM

Gelişmekte olan CAD/CAM sistemleri 20 yılı aşkın süredir dişhekimliği alanında kullanılmaktadır (148). 1971 yılında Francois Duret restoratif dişhekimliğinde CAD/CAM sistemini geliştirmiş ve 1983 yılında ilk CAD/CAM restorasyonu üretilmiştir (149).

CAD/CAM sistemleri genellikle inley, onley, veneer ve kronlar gibi sabit protetik restorasyonların yapımında kullanılmaktadır. Son on yıllık süre boyunca bu sistemlerdeki teknolojik ilerlemeler sayesinde; porselen, kompozit rezin ve metal bloklar gibi çeşitli materyaller kullanılarak alternatif restorasyonlar üretilmektedir (150). Günümüzde, implant destekli protezler için abutment (151) ve diagnostik plakların (152) üretiminde CAD/CAM sistemlerinin kullanımı büyük ilgi konusu olmuştur.

CEREC sisteminin yaratıcısı olan Dr. Moermann klinikte hasta başında kullanılabilen bu yeni sistemi geliştirmiştir (153). Hasta ağızında intraoral kamerayla ölçüsünü aldığı kavite preparasyonlarının inley restorasyonlarını seramik bloktan kazıyarak üretmiştir (154,155).

Diğer bir sistem olan Procera' nın yaratıcısı (155) olan Dr. Andersson 1980' lerin başlarında yüksek maliyetli altın alaşımların yerine nikel-krom alaşımlarını kullanmıştır. Ancak, bu durumda metal alerjisi problemiyle karşılaşmış ve alerjik olmayan özellikteki titanyum metalinin kullanımı gündeme gelmiştir (156).

CAD/CAM teknolojisinin overdenture protezlerde kullanılması ile; bar tutucunun modelasyonu ve döküm işlemleri gibi laboratuvar aşamaları olmaksızın, hem hekim hem de teknisyenin bilgisayar monitörü üzerinde tutucunun dizaynını, retansiyon için gerekli modifikasyonları yapabilmesi sağlanmaktadır (23).

Son 15 yıldır implant dişhekimliği için titanyum altyapılar geliştirilmektedir. Titanyum alt yapılar için çeşitli tasarım modifikasyonları araştırılmaktadır. Günümüzde, titanyum altyapıların üretiminde endüstriyel CNC milling prosedürü öne sürülmüştür. Bu teknik, final altyapının rezin patern halinde teknisyen tarafından hazırlanması esasına dayanır. Plastik paternin şekli laser tarayıcı ile bilgisayar ortamına aktarılır. Ana modeldeki implant pozisyonları ile ilgili bilgi de CMM ile hesaplanarak bilgisayar ortamına eklenir. Bütün veriler bilgisayar ortamında toplandıktan sonra, altyapı CNC milling cihazında tek parça titanyum blokların kazınmasıyla elde edilir (157, 158).

Titanyum altyapıların üretiminde; premachined titanyum altyapı komponentleri ile lazer kaynak tekniği ve CNC milling prosedürleri kullanılmaktadır (16,157,158). Bu teknikler, geleneksel döküm yöntemlerinde karşılaşılan distorsiyonu kontrol altına alırlar (159, 160).

Lazer kaynak titanyum altyapıların, geleneksel döküm altyapılara kıyasla özellikle lazer ile birleştirilen bağlantı bölgelerinde daha yüksek kırılma oranı gösterdiği belirtilmiştir (161). Bu kırılma oranını düşürmek için, tek parça titanyum bloktan CNC milling yöntemi ile altyapıların üretilmesi prosedürü tercih edilmektedir (13).

2.9 Biyomekanik

Mekanik; cisimlere etki eden kuvvetleri, cisimler arasındaki ilişkiyi, oluşan hareketleri veya dengeyi inceleyen bir bilim dalıdır (162).

Biyomekanik; biyoloji, fizyoloji, tıp ve mekanik konularını içeren, biyolojik dokuların maruz kaldıkları kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır (163). Bu bilim dalı, mühendislik mekaniğinin araç ve metodlarını kullanarak canlı sistemlerde yapı-fonksiyon ilişkisini açıklamaya çalışmaktadır (122).

2.9.1 İmplantolojide Biyomekanik

Biyomekanik; implantolojide karşılaşılan birçok komplikasyonu açıklamak için uzun zamandır kullanılmaktadır. İmplantolojide hem biyolojik dokular hem de mekanik parçaların birlikte ele alınması gerekmektedir. Aşırı yüklemeye maruz kalan bu yapılarda çeşitli komplikasyonlarla karşılaşılabilir (164). Yapılan çalışmalarda implant kayıplarının çoğunun aşırı yükleme sonucu olduğu belirtilmiştir. Osseointegrasyonu tamamlanmış bir implanta aşırı yük gelmesini önleyebilmek için, bu yüklerin çevre dokular üzerindeki etkilerinin ve gerilmelerin implant çevresindeki kemiğe nasıl aktarıldığının bilinmesi gerekmektedir (162). Fonksiyon sırasında, dental implantlar çeşitli şiddet ve yönlerde kuvvetlere maruz kalmaktadır. İmplant tasarımında, maruz kalınan bu kuvvetleri en iyi şekilde dağıtmak ve implant destekli protezin fonksiyon görebilmesini sağlamak amaçlanmaktadır (165). Dental implantların ömrünün belirlenmesinde, kuvvetin

implant çevresindeki biyolojik dokulara iletim mekanizmasının anlaşılması önemlidir. Bu nedenle, hekimin implant tasarımı ile ilgili fikir yürütebilmesi için biyomekanik kavramlarla ilgili yeterli bilgiye sahip olması gerekmektedir (163).

2.9.2 Biyomekanik kavramlar

Kuvvet (Force): Kuvvet, uygulandığı cismin hareketini başlatan, hareket halindeki cismi durduran veya cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren bir etki olarak tanımlanmaktadır (166). Kuvvet doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir. ‘F’ ile ifade edilen kuvvetin birimi SI sisteminde Newton (N)’dur (167).

Gerilim (Stress): Gerilim, cisme uygulanan kuvvet sonucunda uygulanan kuvvete karşı birim alanda meydana gelen tepki olarak tanımlanmaktadır. Cismin dışarıdan uygulanan kuvvete karşı verdiği içsel cevap olarak ifade edilen gerilim, uygulanan kuvvete eşdeğer ancak zıt yöndedir.

Gerilme = Kuvvet (F) / Alan (A) bağıntısı ile hesaplanır ve birimi Pascal (N/m^2) cinsinden ifade edilmektedir. Diş hekimliği alanındaki çalışmalarda incelenen örnek boyutları genellikle ‘mm’ olarak belirlendiği için gerilme birimi olarak ‘MegaPaskal’ (MPa veya N/mm^2) kullanımı tercih edilmektedir (168).

Uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak cisimde basma (compressive stress), çekme (tensile stress) veya makaslama (shear stress) gerilimleri meydana gelmektedir. Çekme ve basma gerilimleri “ σ ” simgesi, makaslama gerilimi ise “ τ ” simgesi ile gösterilmektedir. Bir cisme uygulanan kuvvet genellikle üç tip gerilmeyi de aynı anda meydana getirir ve bu durum bileşik gerilme olarak ifade edilmektedir.

Basma gerilimi; aynı doğrultuda fakat ters yönde uygulanan ve cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan iki kuvvete karşı cismin içerisinde meydana gelen gerilmedir. Daima sıkışma tipi gerilmeyle birlikte oluşmaktadır.

Çekme gerilimi; bir cisme moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayacak şekilde aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucunda meydana gelen gerilmedir.

Makaslama gerilimi; Bir cisme, farklı doğrultularda ve ters yönde kuvvetlerin uygulanması sonucunda, moleküllerin cismin yüzeyine paralel, ters yönde kayması

ile meydana gelen gerilmedir (166, 169, 170). Basma gerilmeleri, kemik-implant arayüzü oluşumunda olumlu etkileri bulunan ve kortikal kemik tarafından en iyi şekilde tolere edilebilen kuvvetlerdir. Diğer kuvvetlerle kıyaslandığında kemik dokusunda en yıkıcı etkiyi gösteren makaslama gerilmeleridir. Çekme gerilmelerine maruz kalan kemikte %30 luk bir direnç kaybı olurken, makaslama gerilmelerine maruz kalan kemikte bu oran %65 civarındadır. Bu nedenle gelen kuvvetlerin implantın uzun aksı boyunca iletilmesini sağlayan çekme ve makaslama gerilmelerini elimine eden bir okluzal tasarım oluşturulmalıdır (38).

Asal Gerilme (Principal Stress)

Üç boyutlu bir elemanda, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda en büyük gerilme değerleri oluşmaktadır. Bu konumda olan bir elemanda normal gerilimlere ‘Asal Gerilme’ denilmektedir. Maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olmak üzere üçe ayrılmaktadır. “ σ_1 ” en büyük pozitif değeri, “ σ_3 ” en küçük değeri, “ σ_2 ” ise ara değeri göstermektedir (171).

Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)

Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerjisi, belli bir sınır değerini aştığında yapının o bölümünde şekil değişimi gerçekleşmektedir (172). Von Mises ve arkadaşları tarafından bir şekil değiştirme enerjisi olarak tanımlanan bu enerji hipotezi, sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin gerilme dağılımı açısından değerlendirmesinde uygun bir kriterdir. Çekilebilir (duktil) malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Gerilmesi üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanmaktadır (173).

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Gerinim (Strain):

Cisme uygulanan kuvvet sonucunda cisimde meydana gelen boyutsal değişim ‘gerinim’ olarak ifade edilmektedir. Dışarıdan cisme uygulanan kuvvet sonucunda atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim, atomların yer değiştirme derecesi ise gerinim olarak tanımlanmaktadır. Gerininin değeri “%” olarak gösterilir (173).

Elastisite Modülü (Young's Modulus)

Elastisite modülü; elastikiyet sınırları içerisinde materyalin birim şekil değiştirmesi ile gerilme arasındaki doğrusal ilişkinin sabiti yani materyalin dayanıklılığını gösteren bir katsayıdır.

Elastisite Modülü (E) = Gerilme (Stres) / Gerinim (Strain) oranı şeklinde ifade edilmektedir ve birimi MPa' dır (174).

İzotropik ve homojen cisimlerdeki uzama miktarının ya da gerinimin gerilime oranı şeklinde tanımlanan bu formüle araştırmacısının adından dolayı Hooke Kanunu (Hooke's Law) denilmektedir (175).

Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Çekme ya da basma kuvvetleri altında elastik sınırlar içerisinde, cismin eninde meydana gelen birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına Poisson oranı denilmektedir.

Gerdiren bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin daralması örneğinde görüldüğü gibi, bir yönde şekil değiştiren bir cisim diğer yönde de şekil değişikliğine uğramaktadır. Maddeyi ayırt edici bir özellik olarak tanımlanan Poisson oranı 'V' ile gösterilmektedir ve bütün malzemeler için '0' ile '0.5' arasında değişen değerlere sahiptir (174, 176).

Lineer Elastik Cisim

Gerilme ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılmasıdır, ancak bu varsayım belli bir gerilme sınırına kadar geçerli olmaktadır. Kemik dokusu için kabul edilebilir olan bu sınır, yumuşak dokuda oldukça küçüktür (177).

İzotropik Cisim

Cismin farklı doğrultularda aynı elastik özelliği gösterdiğinin kabul edilmesi durumudur. İzotropik cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetler sonucunda meydana gelen çekme, basma ve kayma gerilmelerinde aynı sabit elastisite modülü değerlerine sahip iken anizotropik cisimler ise farklı elastisite modülü değerleri gösterirler.

Bu nedenle; izotropik cisimlerde, gerilme-şekil değiştirme ilişkileri elastisite modülü ve poisson oranı gibi iki malzeme sabit değerine bağlı olarak ifade edilebilir. Anizotropik modelleme yapılabilmesi için ise elastisite modülünün farklı yönler için farklı değerde kullanılması gerekmektedir (174,177, 178).

Homojen cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisindeki bir noktadan diğer bir noktaya değişmediğinin kabul edilme durumudur (177).

2.9.3 Dişhekimliğinde Kullanılan Gerilme Analiz Yöntemlerinin Sınıflandırılması

Ağız ve çevre dokuların gelişimi ve yapılan tedavinin prognozu, diş ve çevre dokulardan kaynaklanan kuvvetlerin oluşumu ve dağılımından etkilenmektedir. Bu nedenle, meydana gelen kuvvetlerin biyomekanik prensiplerden faydalanılarak fizyolojik açıdan değerlendirilmesine ihtiyaç duyulmuştur (166).

Hem implant hem de doğal diş destekli protezlerde oluşan kuvvetler sonucunda implant, doğal diş veya çevre dokularda meydana gelen gerilimlerin dağılımının incelenmesi, kullanılacak olan materyalin şekil ve yapısının belirlenmesi yani biyomekanik açıdan uygun bir protetik restorasyon planlanabilmesi amacıyla diş hekimliğinde çeşitli gerilim analiz yöntemleri kullanılmaktadır (166,180)

Bugüne kadar kullanılan yöntemler;

- Fotoelastik Gerilme Analizi Yöntemi
- Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Gerilme Analizi Yöntemi
- Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Gerilme Analizi Yöntemi
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Gerilme Analizi Yöntemi
- Holografik İnterferometri ile Gerilme Analizi Yöntemi
- Termografik Gerilme Analizi Yöntemi
- Radyotelemetri ile Gerilme Analizi Yöntemi (175)

2.9.3.1 Fotoelastik Gerilme Analizi Yöntemi

Fotoelastik yöntem, transparan materyallerin polarize ışık altında çeşitli yüklemelere maruz bırakıldığında ortaya çıkan renkli şekillerin gözlemlenmesi ile materyaldeki gerilim dağılımını açıklayan bir tekniktir.

Polarize ışık huzmesi, üzerine yükleme yapılan fotoelastik bir materyalden geçtiğinde materyali farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşür. Buna, fotoelastik etki denilmektedir. Bu durum polarize filtre ya da polariskop apareyi yardımıyla gözlenebilmektedir. Bu yöntem ile, oluşan desenlerin rengine ve sayısına bakılarak materyalde meydana gelen gerilme alanları, şiddeti ve dağılımı yorumlanabilmektedir (181).

Ağız içi yapılar gibi karmaşık özellikleri olan dokuların fotoelastik bir materyal ile modellemesinin yapılması ve kuvvet uygulanması sonucunda oluşan gerilmelerin modelin tüm kesitinde gözlenebilmesini sağlamaktadır. Bu yöntem, ışığın polarizasyonu ve bazı ortamların kuvvet altında çift kırılım göstermesi ilkesine dayanmaktadır (166). Bu yöntem dişhekimliğinde ilk defa 1935 yılında Zak tarafından dişlerin ortodontik hareketlerini değerlendirme amacıyla kullanılmıştır (174).

Fotoelastik gerilme analizi yöntemi ile homojen olmayan ve anizotropik özellik taşıyan kemik dokusunun modellemesinde bazı sınırlamalar bulunmaktadır. Bu sınırlamalara rağmen bu yöntem, doku cevabının etkileşiminde, protetik restorasyonların ve implantların fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde yaygın ve başarılı olarak kullanılmaktadır (182).

2.9.3.2 Gerinim Ölçer Gerilme Analizi Yöntemi (Strain-Gauge)

Gerinim ölçer ile gerilme analizi yönteminde, gerinim ölçerin elektriksel direnci yapıştırıldığı malzemenin bağlı olduğu iletkenin uygulanan yük altında şekil değiştirmesiyle değişmektedir. Gerinim ölçerin yapıştırıldığı noktada malzemenin birim şekil değiştirme değerleri ölçülerek hesaplamalar yapılmaktadır (180, 183).

Gerinim ölçümü yöntemi implant uygulamalarında daha çok tedavinin sürekliliğine yönelik öngöründe bulunabilmek amacıyla kullanılmaktadır (184). İmplanta gelen doğrudan yüklemelerin değerlendirilmesi için uygun bir yöntem olmamakla beraber, implant çevresindeki kemik dokusuna gelen kuvvetler bu yöntemle saptanabilmektedir (185).

2.9.3.3 Kırılğan Vernik Gerilme Analizi Yöntemi

Değerlendirilmesi istenen modelin üzerine özel bir vernik malzemesi homojen bir şekilde püskürtülüp fırındandıktan sonra sertleşmesi sağlanır. Cisme uygulanan

kuvvet sonrasında gerilmelerden dolayı vernik üzerinde uygulanan kuvvete dik yönde, uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar oluşmaktadır (186).

Kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilmelere bağlı meydana gelen çatlakların sıklığı kuvvetin yoğun olduğu bölgeleri göstermektedir. Serbest sonlanan protez vakalarının incelendiği çalışmalarda meydana gelen gerilme dağılımlarının belirlenmesinde kırılğan vernik yöntemi kullanılmıştır (166, 187). Elde edilen modelin tekrar kullanılamaması ve canlı dokularda gerilim dağılımlarının incelenememesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (187).

2.9.3.4 Holografik İnterferometri ile Gerilme Analizi Yöntemi

Bir cismin üç boyutlu görüntüsünün lazer ışığı kullanılarak holografik film üzerinde kaydedilmesine dayalı bir yöntemdir. Bu yöntem, nanometre boyutundaki yüzey deformasyonlarını algılayarak, görünür ışın saçaklarına dönüştürebilen ve kaydedilmesini sağlayan bir metodtur.

Cismin genellikle gerçek boyutlarında incelenemediği, yüzeydeki nm boyutundaki deformasyonların kaydedilebildiği ve test edilen model üzerinde tahribat yaratmayan çok hassas bir gerilme analizi yöntemidir (175).

2.9.3.5 Termografik Gerilme Analizi Yöntemi

Bu yöntem, Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibe dayalı olarak gelişmiştir. Homojen ve izotropik özelliğe sahip bir materyal devamlı olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal gerilme değerlerinin toplamı ile doğru orantılı bir ilişki sergilemektedir.

Bu yöntem için gereken periyodik yükleme frekansına, çiğneme sırasında ulaşmak mümkün olmaktadır. Ancak, dental implantların statik yüklenmesi için gerekli olan yükleme frekansı bu yöntemle karşılanamamaktadır (175).

2.9.3.6 Radyotelemetri ile Gerilme Analizi Yöntemi

Birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmaksızın transferi üzerine kurulu olan bu yöntemde; bir güç

kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, cisme yapıştırılan gerinim ölçerler, gerinim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici kullanılmaktadır.

Kuvvet uygulanan modele sabitlenmiş gerinim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmesine neden olmakta ve bu durum radyotelemetrinin frekansını etkileyerek sonuçları ortaya koymaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı, veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (175).

Bu yöntemin dezavantajı, termal ve mekanik yorulmalar sonucunda dental materyallerde oluşan etkilerin ve canlı dokularda oluşan gerilme dağılımlarının değerlendirilememesidir (187).

2.9.3.7 Sonlu Elemanlar (Finite Element) Gerilme Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi; ilk olarak 1960'ların başında havacılık endüstrisindeki yapısal problemlerin çözülmesi amacıyla geliştirilmiştir. Bu yöntem, 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından ilk olarak implant dişhekimliğinde kullanılmıştır ve büyük bir hızla bu alanda kullanılmaya devam edilmektedir (188). Karmaşık geometrilere sahip yapıların analizinde başarılı ve gerçeğe yakın bir analiz yapabilmek oldukça zordur; bu yüzden sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi gibi yöntemlerle karmaşık geometriler küçük elemanlara bölünerek çözümleme işlemi kolaylaştırılmaktadır. Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi, temelde parçadan bütüne gitme prensibine dayanmaktadır, yani problemin daha küçük daha basit alt parçalara ayrılarak her birinin kendi içerisinde çözümlenmesinin ardından, bunların birleştirilerek bütünün çözümlenmesini sağlayan matematiksel analiz yöntemidir (189).

2.9.3.7.1 Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yönteminin Avantajları

- ✓ Sonlu elemanların boyut ve şekillerinin esnekliği sayesinde karmaşık geometriye sahip bir modelin dahi tam olarak oluşturulabilmesini sağlar.
- ✓ Klasik yöntemlerle değerlendirilemeyen çok parçalı ve karmaşık geometriye bağlı problemler çözülebilir, çok bağlantılı veya köşeli bölgeler güvenli bir şekilde incelenebilir. Düzgün sınırlara sahip olmayan yapılarda da eğri kenarlı elemanlar kullanılarak analiz yapılabilmesini sağlar.
- ✓ Elde edilen modelin geometrik şekil ve malzeme özellikleri kolaylıkla

değiştirilebilir. Model elemanlarındaki malzeme özellikleri farklı olduğunda, birkaç malzemenin birleştirildiği yapılarda uygulanabilir.

- ✓ Değişik malzeme ve geometrik özelliklere sahip olan yapılar da kolaylıkla incelenebilir.
- ✓ Modelleme sırasında, sınır şartları kolaylıkla uygulanabilir ve gereken durumlarda değiştirilebilir.
- ✓ Kullanıcı, modeli oluşturulan yapının eleman boyutlarını değiştirebilir, böylece daha küçük elemanlar kullanarak önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha hassas değerler elde edilmesini, diğer bölgelerde ise daha büyük elemanlara bölerek programın işlem hızını arttırabilir.
- ✓ Gerilme dağılımlarının tespit edilmesinde; gerçeğe yakın bir modelin hazırlanabilmekte ve in vivo şartlarda ulaşılamayan lokasyonlar sağlanabilmektedir.
- ✓ Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi, hazırlanan matematiksel modelde tam ve detaylı bir gerilim incelemesi yapılabilmesini sağlar. Bu sayede, diş dokuları ve dental materyallerin gerçek mekaniksel davranışları hakkında detaylı sonuçlar elde edilebilir.
- ✓ Mineralizasyon ve yoğunluk farklılıkları olan biyolojik dokularda yapılan gerilim analizi çalışmalarında, gerçeğe yakın sonuçlar elde etmek mümkün olamamaktadır. Bu sorunu çözmek amacıyla, sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi, doku ve materyallerin içindeki kristal, molekül vb. gibi yapı elemanlarını eş değer dağılımlı yani homojen olarak kabul edilme olanağını sağlar.
- ✓ Parametrik değişimlerin etkilerinin incelenebilmesi ve parametreler ile etkiler arasındaki ilişkilerin karşılaştırılabilmesini sağlamaktadır (166, 174, 178).

2.9.3.7.2 Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yönteminin Dezavantajları

- ✓ Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi için kullanılan bilgisayar programlarının maliyetleri yüksektir.
- ✓ Programlar patentli olduğu için lisanslı olmalıdır ve her kullanıcıya özel bir giriş bulunmaktadır.
- ✓ Programların belirli aralıklarla revize edilmesi gerekmektedir.
- ✓ Programların kullanılabilmesi için bilgisayarın iyi bir donanıma sahip olması

gerekir, bu da maliyeti arttırmaktadır.

- ✓ Kullanılan malzeme özelliklerinin sisteme yüklenmesi gibi yapılan araştırmanın doğruluğunu etkileyen işlemler tamamen araştırmacının sorumluluğundadır, bu sebeple ciddi bir bilgi birikimi, teknoloji ve zamana ihtiyaç duyulmaktadır (166, 190, 191).

2.9.3.7.3 Dental İmplantolojide Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yönteminin Kullanımı

Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi, dental implantolojide ilk olarak 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından kullanılmış ve ardından bu yöntemin diş hekimliğinde kullanımı giderek yaygınlaşmıştır (188). Atmaram ve Mohamed, tek diş implantlarında elastik parametrelerin, implant geometrisinin, implant boylarındaki varyasyonların ve periodontal ligamenti taklit eden birleşimin etkilerini anlayabilmek amacıyla gerilme dağılımlarını incelemişlerdir (192-194). Cook ve arkadaşları, sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemini pöröz implantlar için uygulamışlardır (195). Meroueh ve arkadaşları da sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile osseointegre silindirik implantları değerlendirmişlerdir (196). Williams ve ark., sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemini dental implantlar üzerine yapılan kantilever protezlerin değerlendirilmesinde (200); Akpınar ve ark. ise doğal diş ve implant kombinasyonunu incelemek için kullanmışlardır (201).

Dental implantların mekanik özelliklerinin simüle edilmesinde karşılaşılan başlıca zorluk, kemik dokusunun modellenmesi ve uygulanan kuvvete verdiği cevaptır. Kemik dokusunun ve kemik-implant bağlantısının karmaşık mekanik özelliklerinin modellemeyi zorlaştırması, araştırmacıları bu konuda bazı basitleştirmeler yapmaya itmiştir.

Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi sonuçlarının doğruluğunu etkileyen en önemli faktörler;

1. Kemik ve implantın detaylı geometrisi
2. Materyal özellikleri
3. Sınır koşulları
4. Kemik-implant arayüzüdür (202, 203).

2.9.3.7.3.1 Modellemede Kemik ve İmplant Geometrisinin Etkisi

Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi modellemesinde ilk adım, ilgili geometrinin bilgisayar ortamında görüntülenmesidir. Bazı iki boyutlu Sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmalarında, kemik dokusu implant ile birlikte dikdörtgensel olarak basitleştirilerek modellenmiştir (203-205). Bazı üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi modellemelerinde mandibula dikdörtgensel kesitli bir ark olarak modellenmiştir (134, 206). Günümüzde, dijital görüntüleme yöntemlerinin gelişmesi ile, anatomik olarak gerçeğe yakın modellemeler gerçekleştirilebilmektedir. Bu uygulamalarla, Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) teknikleri kullanılarak elde edilen iki veya üç boyutlu görüntü verileri sonlu elemanlar gerilme analizinin ağsal yapısına direkt olarak aktarılabilir. Ayrıca, kemiğin farklı alanlardaki farklı yoğunlukları da hesaba katılabilir (207, 208). Böylece, implant-kemik sisteminin geometrisi daha doğru şekilde modellenebilir. Gelecekte, sonlu elemanlar gerilme analizi modellemelerinin dijital tekniklerdeki ilerlemelere bağlı olarak daha da geliştirilmesi ve yaygın bir şekilde kullanılması beklenmektedir (178).

2.9.3.7.3.2 Malzeme Özellikleri

Materyal özellikleri, bir yapıda meydana gelen gerilim ve gerinim dağılımını büyük oranda etkilemektedir. Bu özellikler; sonlu elemanlar gerilme analizi ile izotropik, enine izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak modellenebilmektedir. İzotropik materyalde, malzemenin özellikleri her yönde aynıdır, bu nedenle sadece iki bağımsız materyal sabiti mevcuttur. Anizotropinin derecesine bağlı olarak çeşitli materyal sabitleri bulunmaktadır.

Yapılan çalışmaların çoğunda materyaller, homojen ve lineer olarak kabul edilmekte ve materyalin elastik özellikleri Young Modülü ve Poisson Oranları ile tanımlanmaktadır. Erken dönem sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmalarında, kemiğin trabeküler yapısı göz önünde bulundurulamamıştır. Kortikal ve trabeküler olmak üzere her iki kemik tipi de lineer, homojen ve izotropik olarak modellenmiştir. Araştırmacılar, her bir doku için farklı materyal parametrelerinin kullanılması gerektiğini vurgulamaktadır (178).

Bazı araştırmacılar, kortikal kemiğin homojen ve izotropik olmadığını savunmaktadır. Basma ve çekme gerilmelerine maruz kalan kemik dokusu, homojen olmayan, anizotropik karmaşık yapısı nedeniyle farklı oranlarda gerinim ve elastik modülü değerleri göstermektedir. Aynı zamanda, test koşulları da incelenen materyalin özelliklerini etkilemektedir (204).

2.9.3.7.3.3 Sınır Koşulları ve Yüklerin Belirlenmesi

Mandibulanın modellendiği sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmalarının çoğunda, sınır koşulları sabit olarak ayarlanmaktadır. Zhou ve ark. (209) transversal olarak taranmış BT görüntüsü yardımıyla gerçeğe daha yakın modellemeler geliştirmişlerdir. Çiğneme kasları, ligamentler ve temporomandibular eklemin fonksiyonel hareketi taklit edilmiştir. Model alanının genişlemesi, sınır şartları ve yükler belirlenirken hatalı modellemenin etkisini azalmaktadır (178). Teixeira ve ark. (210) implant çevresindeki kemiğin, mezial ve distal olarak 4,2 mm'den daha fazla olması halinde sonlu elemanlar gerilme analizinin uygulanabileceğini savunmaktadır.

Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi kullanılarak dental implantlar değerlendirildiğinde, aksiyel ve horizontal kuvvetlerin yanında oblik kuvvetler de önem kazanmaktadır.

Zhang ve Chen, 3 boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi kullanarak farklı elastisite modülü değerlerine sahip implantlarda statik ve dinamik yüklemeyi karşılaştırmış ve dinamik yüklerin çok daha yüksek gerilmelere neden olduğunu belirtmişlerdir (211).

Özet olarak; sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile implantlara hem statik hem de dinamik yükleme yapılabilmektedir. Statik yükleme yapılan çalışmalarda, daha gerçekçi sonuçlar elde edebilmek için oblik okluzal kuvvetlerin de dahil edilmesi gerekmektedir (178).

2.9.3.7.3.4 Kemik-İmplant Arayüzü

Sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmalarının birçoğunda, optimal osseointegrasyonun gerçekleştiği, yani kortikal ve trabeküler kemiğin implantla mükemmel bir bağlantı sağladığı varsayılmaktadır. Ancak, klinik olarak her zaman

bu durum gerçekleşmemektedir. Bu nedenle, optimal olmayan bu bağlantı ve bağlantının, implanta gelen yüklerin çevre kemik dokusuna iletilmesindeki etkisi çok daha dikkatli bir şekilde modellenmelidir. Günümüzde kullanılan sonlu elemanlar gerilme analizi programları, kemik-implant arayüzü için farklı bağlantı algoritmaları sunmaktadır. Bu nedenle, günümüzde teknik olarak daha uygun simülasyonlar elde etmek mümkündür. Bu farklı bağlantı algoritmaları sayesinde bağlantıdaki sürtünme yüzeyleri de modellenebilmektedir. Sürtünme katsayıları ise deneysel olarak belirlenmelidir (178).

Kemik, karmaşık mikroyapıya sahip pöröz bir yapıdır. Yoğun kortikal kemiğin pöröz trabeküler kemikle karşılaştırıldığında yük taşıma kapasitesinin daha yüksek olduğu kabul edilmektedir. İmplantın yerleştirilmesi ile periosteal ve endosteal yüzeylerden başlayarak, kortikal ve/veya trabeküler kemik aşamalı olarak implant yüzeyini tamamen kaplamaktadır (178). Ancak, kemiğin implantı sarma derecesi, implanta gelen yüklere ve implantın kemik içindeki konumuna bağlıdır (212). Anterior mandibulada %100 kortikal kemik osseointegrasyonu kabul edilmekte ve bu oran posterior bölgeye gidildikçe azalmaktadır. En düşük kortikal kemik osseointegrasyonu %25' den düşük oranda posterior maksillada görülmektedir. Osseointegrasyon derecesi; kemiğin kalitesine, iyileşme ve fonksiyon sırasında meydana gelen gerilimlere bağlı olarak değişmektedir (178).

3 GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda, alt çene tam dişsiz olgularda kanin dişler bölgesine, simetrik ve birbirine paralel olarak yerleştirilen iki implant üzerine uygulanan farklı üretim teknikleri ve materyaller kullanılarak tasarlanan üç farklı bar tutucu üzerine gelen yükler altında oluşan gerilme dağılımını değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak analiz edilmiştir. Analiz için Intel core i7 3730 3.40 ghz işlemci, 16 GB RAM donanımlı, 1 TB Hard disk ve Windows 7 professional işletim sistemi olan bilgisayardan ve ANSYS R15.0 Workbench (Swanson Analysis Systems, Inc., Houston, TX, USA) sonlu elemanlar yöntemi paket programından yararlanılmıştır.

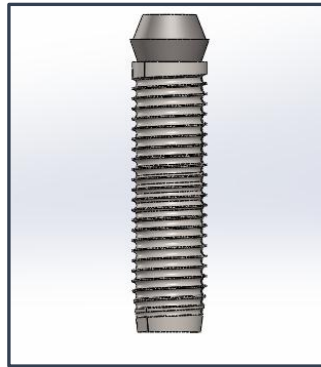
Üç farklı tasarımdaki implant üstü bar tutucuların gerilme dağılımını değerlendirmek amacıyla dişsiz alt çene interforaminal bölgenin bilgisayar ortamında katı modellemesi yapılmıştır. Mandibula ön bölgede sıklıkla D2 kemik kalitesi görüldüğünden, buna uygun olarak trabeküler kemiği kaplayan 2 mm kortikal kemik ve bunun üzerinde 1 mm kalınlığında mukoza olacak şekilde katı modeller oluşturulmuştur. Kortikal ve trabeküler kemik izotropik, homojen ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. ITI Straumann (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) marka 3,3 mm çap ve 12 mm boyunda kemik seviyesinde yerleştirilen implantlar baz alınarak modelleme yapılmıştır. İmplant, implant vidası, ara parça, bar tutucu, kortikal ve spongiyoz kemiğin katı modellerinin oluşturulması ve birleştirilmesinde Catia (Kingston, NY, USA) ve Solidworks 2014 (D'assault Systems, USA) programlarından yararlanılmıştır. Kemiğe 90°' lik açı ile yerleştirilen implantların kemikle osseointegrasyonu tam olarak (%100) kabul edilmiştir. Bu şekilde, uygulanan kuvvetler altında kemik ile implant arasında hareket oluşması engellenmiştir. Modellerde, aralarındaki mesafe 20 mm (165,213,214) olacak şekilde ayarlanan implantların üstü bar tutucu hader bar anahtar deliği formunda hazırlanmıştır. Sonlu elemanlar yöntemi analizinde oluşturulan matematiksel modelde analizlerin yapılabilmesi için tüm malzemelerin Elastisite modülleri ve Poisson oranları paket program üzerinde tanımlanmıştır. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan malzemelerin Elastisite modülleri ve Poisson oranları Tablo 1'de verilmiştir.

Materyal	Poisson Oranı (V)	Elastisite Modülü (MPa)
Kortikal kemik (101,215,216,217)	0,3	13700
Trabeküler kemik (101,215,216,217)	0,3	1370
Mukoza (101,215)	0,37	1
İmplant (216,217)	0,33	110000
Vida (216,217)	0,28	110000
Bar (Grade 5 Ti) (218,219)	0,35	103400
Bar (Co-Cr alaşımı) (217)	0,33	218000
Ara Abutment (Ti6Al7Nb) (219,220)	0,28	110000

Tablo 1: Kullanılan malzemelerin Elastisite modülleri ve Poisson oranları

3.1 Çalışma Katı Modellerinin Hazırlanması

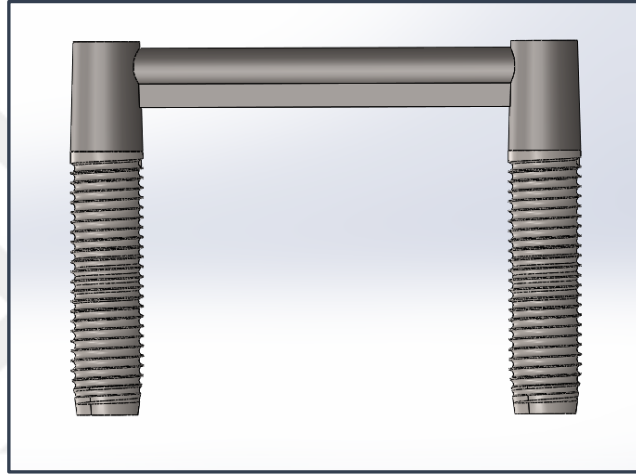
Bu çalışmada alt çenede kanin dişler bölgesine yerleştirilen simetrik ve birbirine paralel 2 implant üzerine 3 farklı bar tutucu uygulanarak 3 farklı model oluşturulmuştur. İmplant ve ara parçanın katı geometrik modelleri (Resim 24) Catia (Kingston, NY, USA) ve Solidworks 2014 programları kullanılarak hazırlanmıştır.



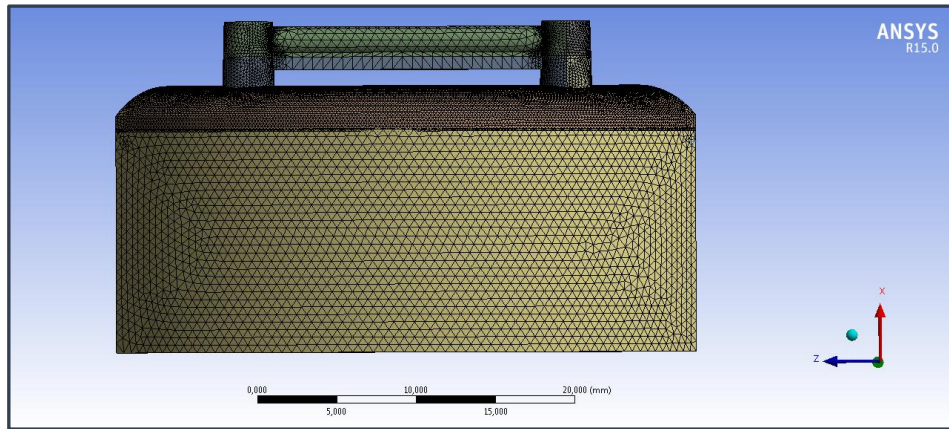
Resim 24: İmplant ve ara parçanın geometrik katı modeli

Model 1

Alt çene modelinde 3,3 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda kemik seviyesinde iki implant her iki tarafta kaninler bölgesine birbirine uzaklığı 20 mm olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine Ti Grade 5 materyalden Hader bar anahtar deliği formunda bar tutucu hazırlanmıştır (Resim 25). Bu modelde 534756 adet 3 boyutlu üçgen eleman kullanılarak elamanlara ayırma işlemi yapılmıştır (Resim 26).



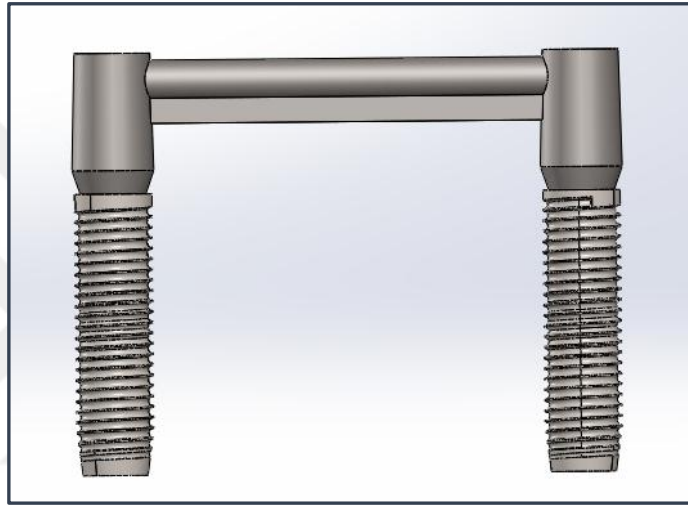
Resim 25: Model 1'de implantların bar tutucu ile bağlantılı görünümü



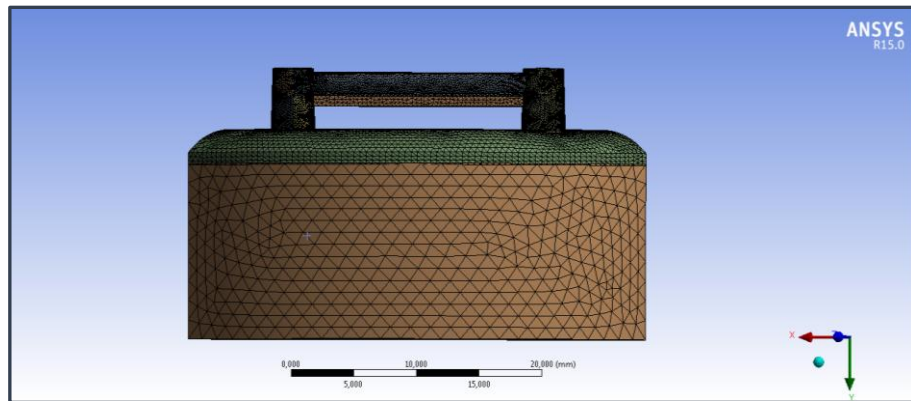
Resim 26: Elemanlara ayırma işleminden sonraki Model 1 görüntüsü

Model 2

Alt çene modelinde 3,3 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda kemik seviyesinde iki implant her iki tarafta kaninler bölgesine birbirine uzaklığı 20 mm olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine 1 mm dişeti yüksekliğinde ara parça ve Ti Grade 5 materyalden Hader bar anahtar deliği formunda bar tutucu hazırlanmıştır (Resim 27). Bu modelde 649221 adet 3 boyutlu üçgen eleman kullanılarak elemanlara ayırma işlemi yapılmıştır (Resim 28).



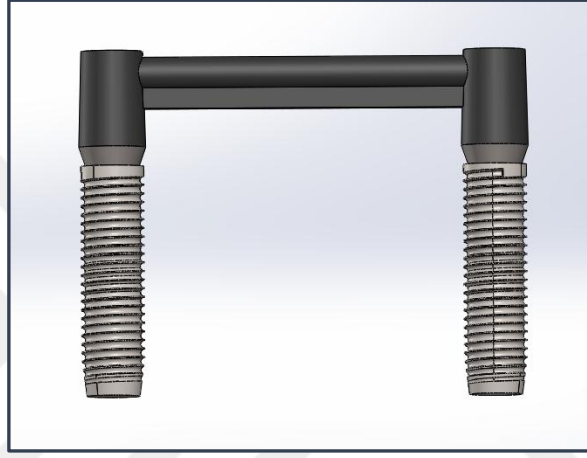
Resim 27: Model 2' de implantların ara parça ve bar tutucu ile bağlantılı görünümü



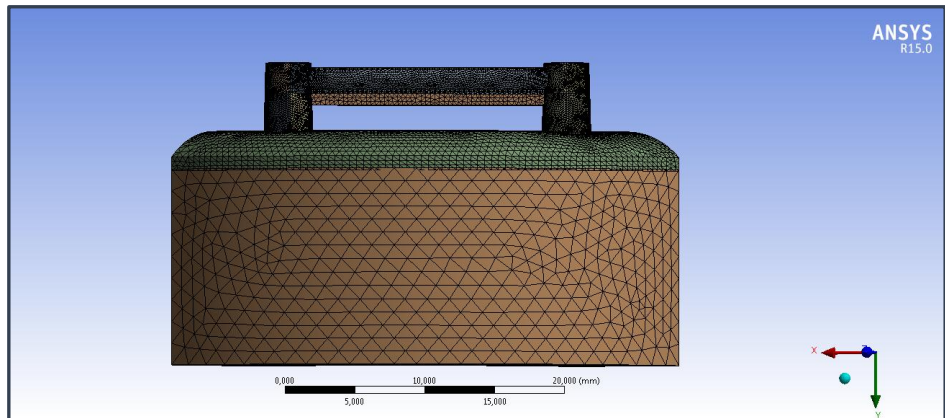
Resim 28: Elemanlara ayırma işleminden sonraki Model 2 görüntüsü

Model 3

Alt çene modelinde 3,3 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda kemik seviyesinde iki implant her iki tarafta kaninler bölgesine birbirine uzaklığı 20 mm olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine 1 mm dişeti yüksekliğinde ara parça ve Co-Cr materyalden Hader bar anahtar deliği formunda bar tutucu hazırlanmıştır (Resim 29). Bu modelde 683345 adet 3 boyutlu üçgen eleman kullanılarak elemanlara ayırma işlemi yapılmıştır (Resim 30).



Resim 29: Model 3' de implantların ara parça ve bar tutucu ile bağlantılı görünümü



Resim 30: Elemanlara ayırma işleminden sonraki Model 3 görüntüsü

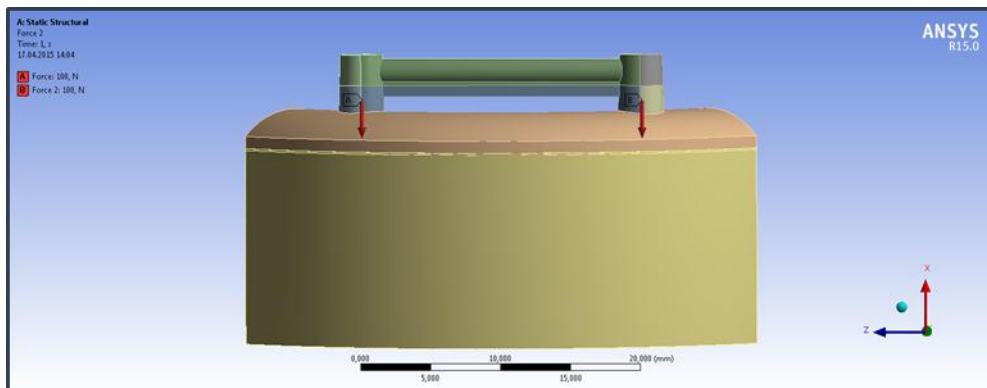
Bu çalışmada oluşturulan sonlu elemanlar modellerinde kullanılan eleman ve düğüm noktalarının sayısı Tablo 2’ de verilmiştir.

	Model 1	Model 2	Model 3
Eleman Sayısı	534756	649221	683345
Düğüm Sayısı	825425	967773	1015711

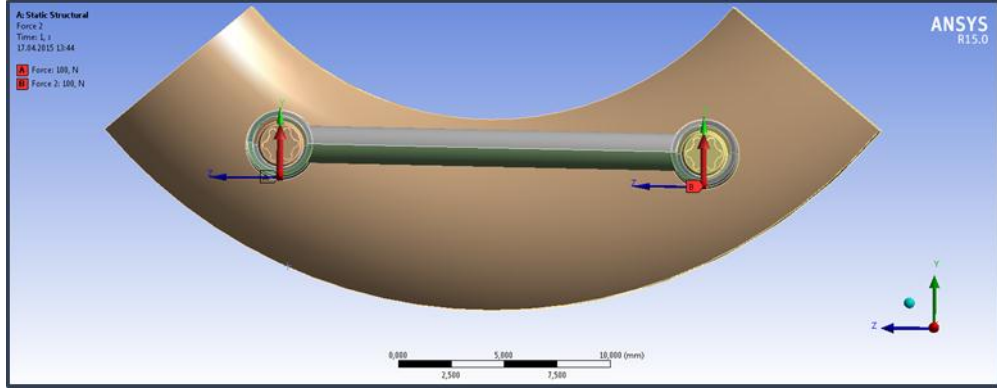
Tablo 2: Modellerde kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısı

3.2 Yükleme Koşulları

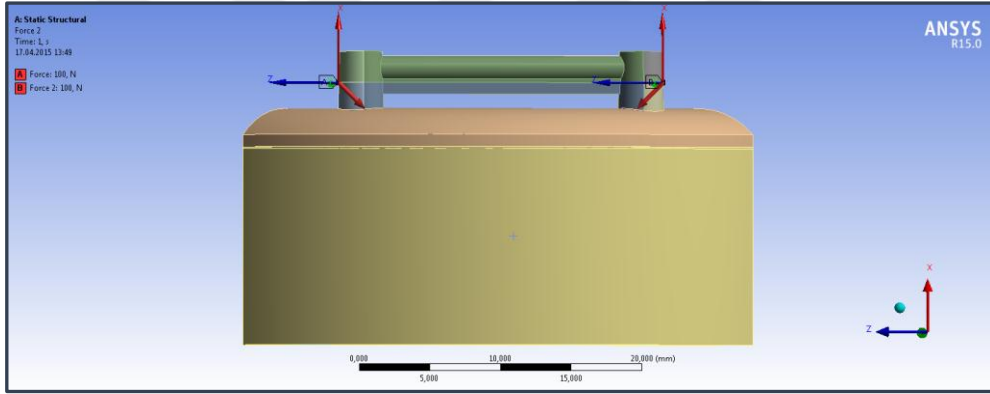
Sonlu elemanlar modelinin nümerik analizinde implantlar, kemik ve bar tutucular etrafında oluşan gerilme dağılımını incelemek amacıyla; horizontal, vertikal ve oblik olmak üzere 3 tip yükleme kuvveti çift taraflı birbirine simetrik olacak şekilde uygulanmıştır. Her bir modelde çift taraflı; implant üstü bar tutucu vidasının merkezinden vertikal olarak (Resim 31), bar tutucunun ayakları üzerinde bukko-lingual doğrultuda horizontal (Resim 32) ve bar ayaklarının distal yüzlerinden 45 derece açıyla oblik olarak (Resim 33) 100 N (219,221,0,223) ve 300 N (1)’ luk kuvvet sınır koşulu uygulanmıştır.



Resim 31: 100 N ve 300 N büyüklüğünde vertikal kuvvetlerin uygulanma yönü



Resim 32: 100 N ve 300 N büyüklüğünde horizontal kuvvetlerin uygulanma yönü



Resim 33: 100 N ve 300 N büyüklüğünde oblik kuvvetlerin uygulanma yönü

3.3 Sonuçların Yorumlanması

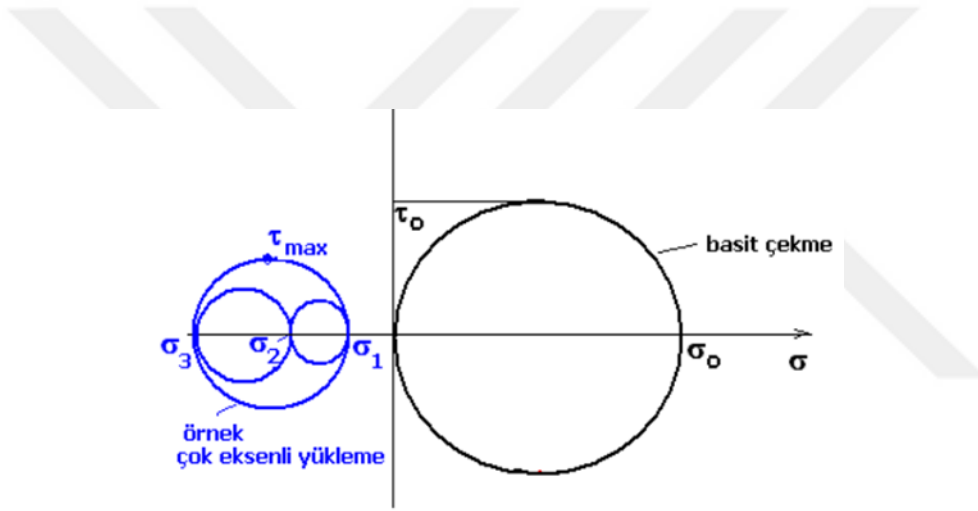
Kuvvet uygulanması sonucunda meydana gelen gerilmeler iki ana grupta toplanmaktadır. Bunlar; çekme ve basma gerilmesi gibi normal gerilme (σ) ve kayma gerilmeleridir (τ). Üç boyutlu elemanda, bütün kayma gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumda en büyük gerilme değeri oluşmaktadır. Bu durumda oluşan normal gerilmelere '*Asal Gerilmeler*' (Principle stress) adı verilmektedir. Kırılgan malzemeler için asal gerilme değerleri oldukça önemlidir. Maksimum asal gerilme (maximum principle stress), orta asal gerilme (intermediate principle stress) ve

minimum asal gerilme (minimum principle stress) olmak üzere üçe ayrılmaktadır. σ_1 en büyük çekme gerilmesi, σ_2 ara değer, σ_3 ise en küçük negatif basma gerilmesi olarak tanımlanmaktadır.

σ_1 : Maksimum asal gerilme değerini ifade eder. En yüksek gerilme değerini göstermektedir ve en büyük pozitif değerdir.

σ_3 : Minimum asal gerilme değerini ifade eder. En yüksek basma gerilme değerini göstermektedir ve en küçük negatif değerdir (224).

Asal eksen gerilme değerlerinin şematik görüntüsü Resim 34' de gösterilmektedir.



Resim 34: Asal eksen gerilme değerleri

Von Mises gerilme değeri üç asal eksen gerilme değerinden hesaplanmaktadır. Sünek malzemeler için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Von Mises gerilme değeri aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmaktadır.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2}^2 + \frac{\sigma_2 - \sigma_3}{2}^2 + \frac{\sigma_3 - \sigma_1}{2}^2}$$

Bu kritere göre çok eksenli yükleme durumundaki Von Mises gerilmesi malzemenin akma gerilmesini aştığında o noktada akma oluşur. Bir başka deyişle malzeme hasar görmüştür denilebilir.

Analiz sonucunda gerilme dağılımını gösteren kesit görüntülerinin sol üst tarafında gerilme değerlerinin kolaylıkla yorumlanabilmesi amacıyla oluşturulan renk skalasından renklere göre sayısal gerilme değerleri görülmektedir. Skalada yer alan renklere göre, maksimum ve minimum gerilme değerleri maviden kırmızıya doğru artış göstermektedir (225).

Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde, sünek malzemeler sınıfına giren titanyumdan imal edilen implant, vida, ara abutment gibi materyaller için akma, gevrek malzemeler sınıfına giren kortikal ve trabeküler kemik gibi dokular için ise basma mukavemeti göz önünde bulundurulmuştur. Modellerde akma mukavemeti için Von Mises gerilme değerlerine, kopma mukavemeti için ise maksimum asal gerilme sonuçlarına bakılmıştır (226). Bu çalışmada, kullanılan malzemelerin mukavemet değerleri Tablo 3’ de gösterilmektedir.

	Akma Mukavemeti (MPa)	Kopma Mukavemeti (MPa)
Titanyum	680	760
Ti6Al4V	760	930
Kortikal Kemik	--	88-164
Trabeküler Kemik	--	23

Tablo 3: Kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri (226)

Tabiatta karşılaşılan her olay, fiziksel kanunlar yardımıyla ve matematik diliyle anlaşılmaya çalışılmaktadır. Bunların biyolojik, jeolojik veya mekanik olması durumu değiştirmez. Kendine ait büyüklükler yardımıyla her olay cebirsel, diferansiyel veya integral denklemler ile büyük oranda açıklanabilmektedir. Karşılaşılan karmaşık problemler tarihin her döneminde, o devrin ihtiyaçlarına cevap

verecek şekilde modellenmeye çalışılmış ve alınan örnekler yardımıyla insanın kullanımına sunulmuştur.

Çevrede meydana gelen olaylar ya da karşılaşılan problemler çoğu zaman kolaylıkla kavranıp doğrudan çözülememektedir. Bu yüzden karmaşık bir problem, bilinen veya kavranması daha kolay alt problemlere ayrılarak daha anlaşılır bir hale getirilir. Esas problemin çözümü, bu alt problemlerin çözülüp birleştirilmesiyle yapılabilmektedir. Örneğin; gerilme analizi üzerinde çalışan mühendisler, gerilme problemini basit kiriş, plak, silindir, küre gibi geometrisi bilinen şekillerle sınırlarlar. Elde edilen sonuçlar çoğu zaman problemin yaklaşık çözümüdür, doğrudan ya da bir katsayı ile düzeltilerek kullanılır. Mühendislik uygulamalarında genellikle problemlerin tam çözümü yerine, kabul edilebilir seviyede bir yaklaşık çözüm tercih edilmektedir. Tam çözümü imkansız kabul edilen bazı karmaşık problemlerde yaklaşık çözüm tek yol olarak benimsenmektedir.

Sonlu elemanlar metodu; karmaşık olan problemlerin daha basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözülmesiyle tam çözümün bulunduğu bir çözüm şeklidir. Bu metod bilgisayarlar çağının bir ürünüdür. Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle birlikte data iletim hızlarının sürekli olarak artmasına bağlı olarak bu metodla çözüm yapan paket programların sayısı gittikçe artmaktadır. Günümüzde çeşitli analizler için bu paket programların kullanımı yaygınlaşmaktadır.

Sonlu elemanlar yöntemi nümerik bir analiz yöntemidir. Her nümerik analiz yöntemi ile çözüm bünyesinde hata barındırmaktadır. Kurulan sonlu elemanlar modelinin doğruluğu analiz sonuçlarını direkt olarak etkilemektedir. Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır, çünkü bu sonuçlar varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar ile elde edilmektedir (228).

3.4 Klinik Vakalar

In vitro koşullar altında yapılan testlerin in vivo yansıması hakkında fikir edinmek amacıyla her gruba ait ikişer hasta üzerinde klinik uygulama ve 6' şar ay ara ile 1 yıllık takipleri hedeflenmiştir.

Bu amaçla; alt-üst çene tam dişsiz hastalar, üç farklı bar tutucu üretim tekniği kullanılarak alt çene implant destekli bar tutuculu overdenture ve üst çene geleneksel tam protez ile tedavi edildi. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi/Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı' nda ITI Straumann (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) marka 3,3 mm çap ve 12 mm boyunda implantlar alt çene kanin dişler bölgesine birbirine paralel olacak şekilde kemik seviyesinde yerleştirildi. Cerrahi operasyondan bir hafta sonra dikişlerin alınması için hastalar kontrole çağırıldı ve osseointegrasyon için 3 aylık bir süre beklenildi. 3 ay sonra cerrahi kliniğine gelen hastaların implantlarının üzeri insizyonla açılarak iyileşme başlıkları takıldı. İyileşme başlıkları takıldıktan bir hafta sonra ölçülerin alınması için hastalara randevu verildi. Hastaların alt ve üst çenelerinden metal hazır kaşıklar kullanılarak irreversible hidrokolloid (Alginat, Cavex CA37, Netherlands) ölçü malzemesi ile ilk ölçüler alındı. İkinci seansta, laboratuvara aktarılan ölçülerden elde edilen alçı modeller üzerinde hazırlanan bireysel kaşık ve A tipi silikon esaslı ölçü malzemesi (Variotime, Heraeus Kulzer, Germany) kullanılarak implant ölçü parçaları ile alt çene ölçüsü alındı. Üst çene ölçüsü de aynı seansta bireysel kaşık ve aljinat ölçü malzemesi ile elde edildi. Ara parça kullanılacak vakalarda, hazırlanan alçı modeller üzerinde dişeti yüksekliğine uygun ara parça (NC Multi-base abutment) seçimi yapıldı ve tekrar laboratuvara aktarıldı. Milling yöntemi ile hazırlanacak bar tutucu sistemleri için bilgisayar ortamına aktarılan modeller analiz sonucunda kütüphanelerinde kayıtlı yazılımlar kullanılarak tasarım aşamasına geçildi. CNC işleme merkezine bilgiler yüklenerek özel soğutma yöntemleri ile Ti Grade 5 (Ti6Al4V) bloklardan barın üretimi gerçekleştirildi.

Geleneksel döküm yöntemi ile hazırlanacak Hader bar tutucu için implant firmasına ait polimetilmetakrilat esaslı plastik döküm parçaları ve Ti bar matriks kullanıldı. Hazırlanan döküm ve milling bar tutucuların uyumu ağız içinde kontrol edildi. Ağız içindeki provayı takiben tekrar laboratuvara gönderilen bar tutucu üzerine içerisine iki adet plastik klips yerleştirilen iskelet alt yapı hazırlandı. İskelet

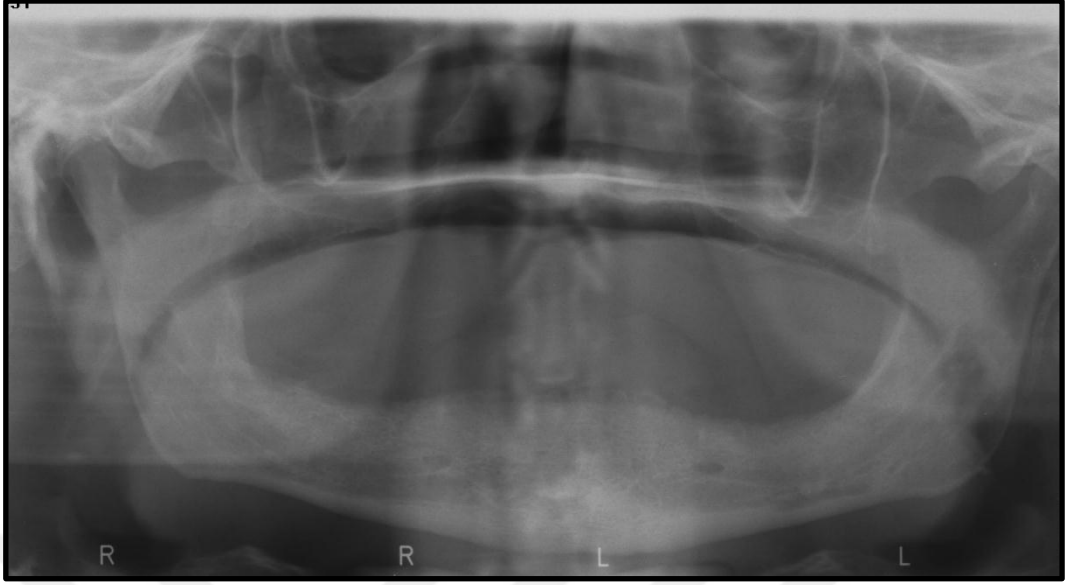
alt yapının ağız içi kontrolü yapıldıktan sonra hazırlanan üst çene kaidesi ve pembe mum kullanılarak hastanın dikey boyut ve sentrik ilişkisi kaydedildi. Artikülatöre aktarılan alt üst çene modelleri üzerinde diş dizimi yapıldı. Bir sonraki seansta dişli prova ağız içerisinde kontrol edildi. Son seansta tork anahtarı ve raşet kullanılarak ara parça 30 N, bar tutucu ise 15 N' luk kuvvetle torklandı. Bitmiş protezin okluzyon kontrolü artikülasyon kağıdı ile kontrol edilerek hastaya teslim edildi. Protezin kullanımı ve hijyeni ile ilgili önerilerde bulunuldu. 6' şar ay ara ile kontrole çağırılan hastaların klinik ve radyografik muayeneleri yapıldı. Bu kontrol seanslarında; implant plak giderici enstrüman seti (Kerr Implant Deplaquers) ve polisaj pastası (Kerr Hawe Implant Paste) kullanılarak bar tutucu yüzeyini çizmeden biriken plak ve diştaşlarının uzaklaştırılması ve polisajı sağlandı. Hem periodotal sond yardımıyla klinik olarak hem de radyografik olarak implant çevresi kemik değerlendirmesi yapıldı.

Alt çene bar tutuculu overdenture protez uygulanan her gruba ait vakaların başlangıç, bitiş görünümleri ve tedavi aşamaları Resim 35-Resim 76' da gösterilmektedir.

VAKA 1



Resim 35: Alt-üst çene tam dişsiz hastanın tedavi öncesi görünümü



Resim 36: Tedavi öncesi hastanın panoramik radyografi görüntüsü



Resim 37: Cerrahi olarak implantların yerleşimi sonrası görünüm



Resim 38: Ölçü parçalarının ağız içi görünümü



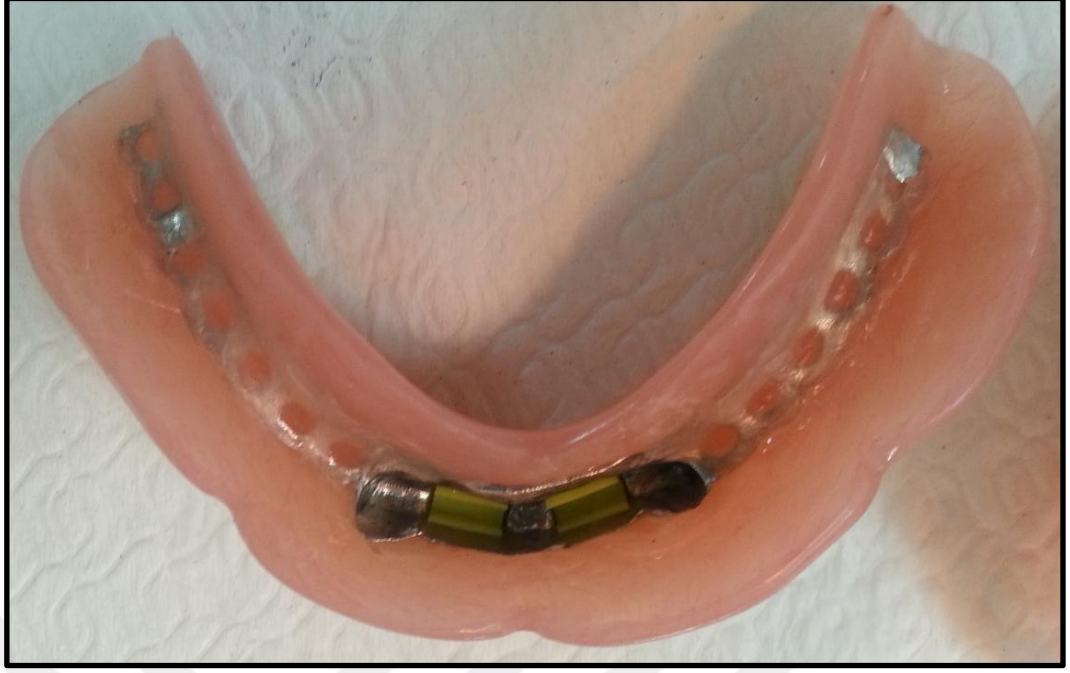
Resim 39: Silikon esaslı ölçü malzemesi ile alınan ölçünün görünümü



Resim 40: Ara parça kullanılmadan CNC milling tekniği ile Ti Grade 5 materyalden hazırlanan bar tutucunun ağız içi görünümü



Resim 41: Bar tutucu üzerine yerleştirilen iskelet alt yapının ağız içi görünümü



Resim 42: Alt çene bar tutuculu overdenture protezin iç yüzeyinin görünümü



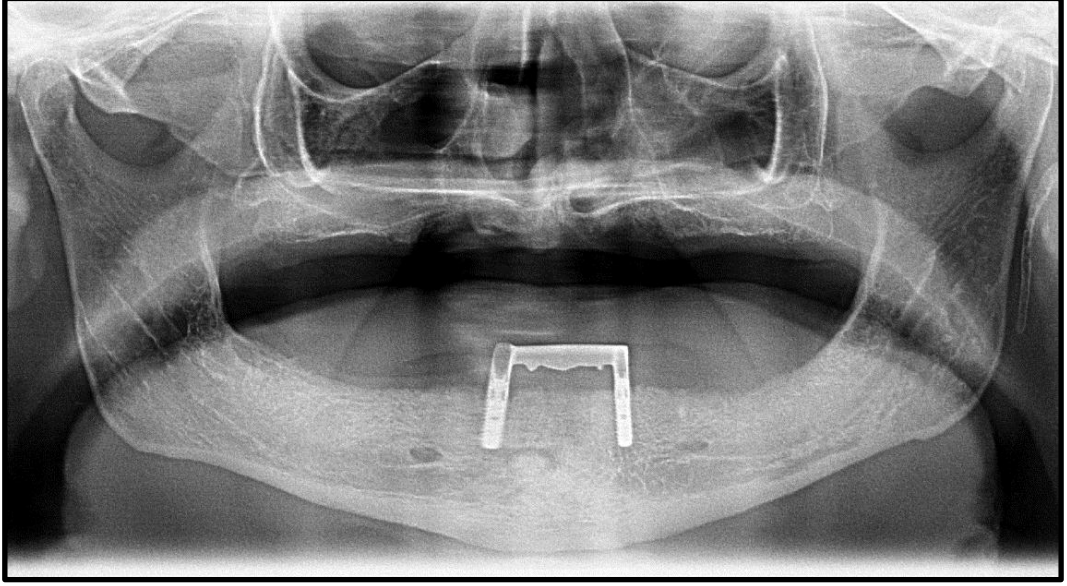
Resim 43: Alt-üst çene tam dişsiz hastanın tedavi sonrası görünümü



Resim 44: Tedavi sonrası hastanın panoramik radyografi görüntüsü



Resim 45: Alt-üst çene tam protezin 6.ay kontrol seansındaki görünümü



Resim 46: Kontrol seansında hastanın panoramik radyografi görüntüsü



Resim 47: Periodontal sond kullanılarak implant çevresi kemik kaybının ölçümü



Resim 48: Bar tutucu üzerinde oluşan diştaşı ve dental plağıın plastik küret yardımıyla uzaklaştırılması



Resim 49: Bar tutucu yüzeyinin polisaj patıyla temizlenmesi



Resim 50: Polisaj sonrası bar tutucu görünümü



Resim 51: Polisaj sonrası alt-üst çene tam protezlerin görünümü

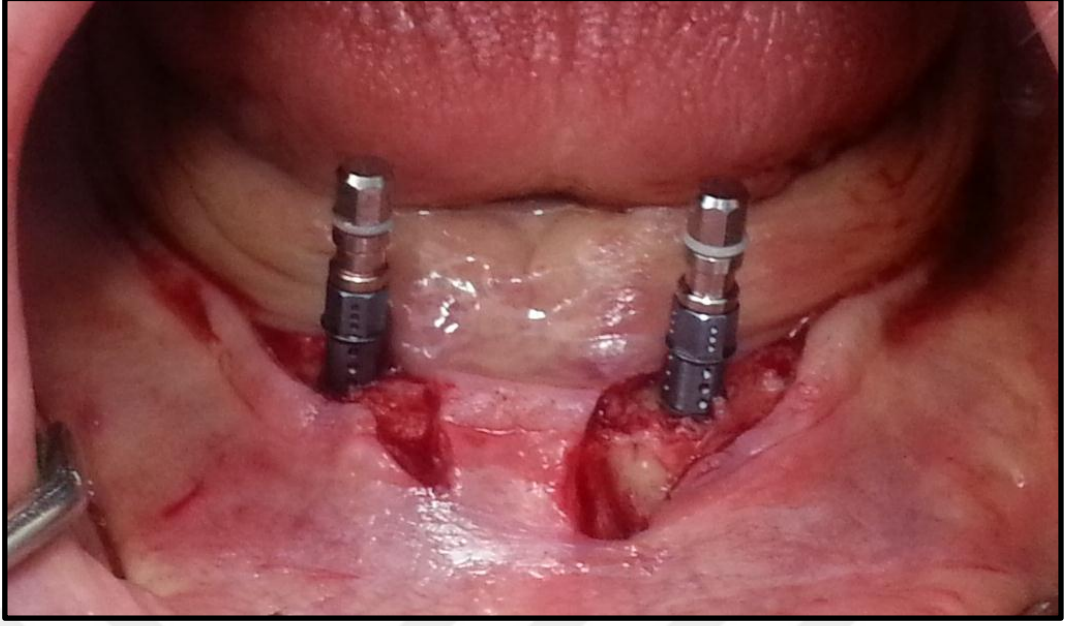
VAKA 2



Resim 52: Alt-üst çene tam dişsiz hastanın tedavi öncesi görünümü



Resim 53: Hastanın tedavi öncesi panoramik radyografisi



Resim 54: Cerrahi olarak implantların yerleşimi sonrası görünümü



Resim 55: Silikon esaslı ölçü malzemesi ile alınan ölçünün görünümü



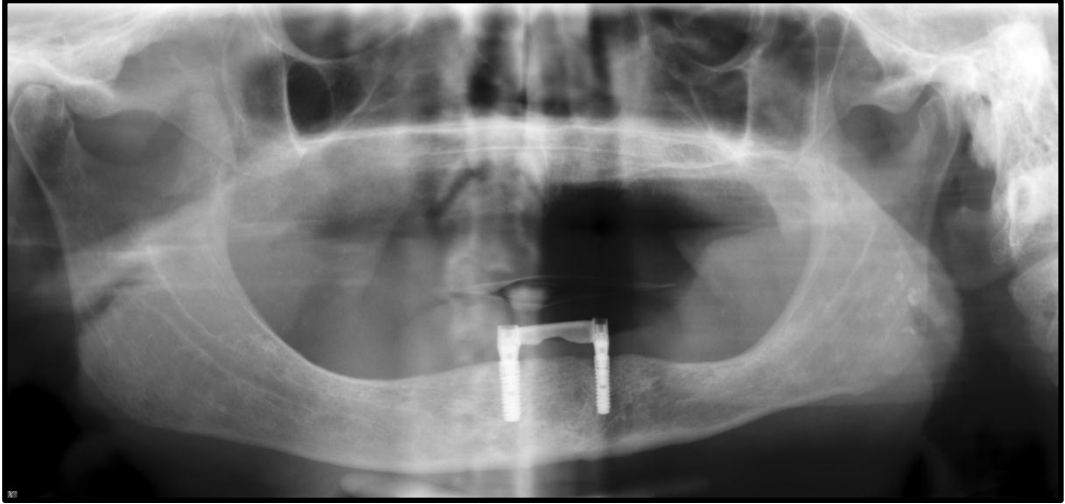
Resim 56: Ara parça yerleştirilerek CNC milling tekniği ile Ti Grade 5 materyalden üretilen bar tutucunun ağız içi görünümü



Resim 57: Bar tutucu üzerine yerleştirilen iskelet alt yapının görünümü



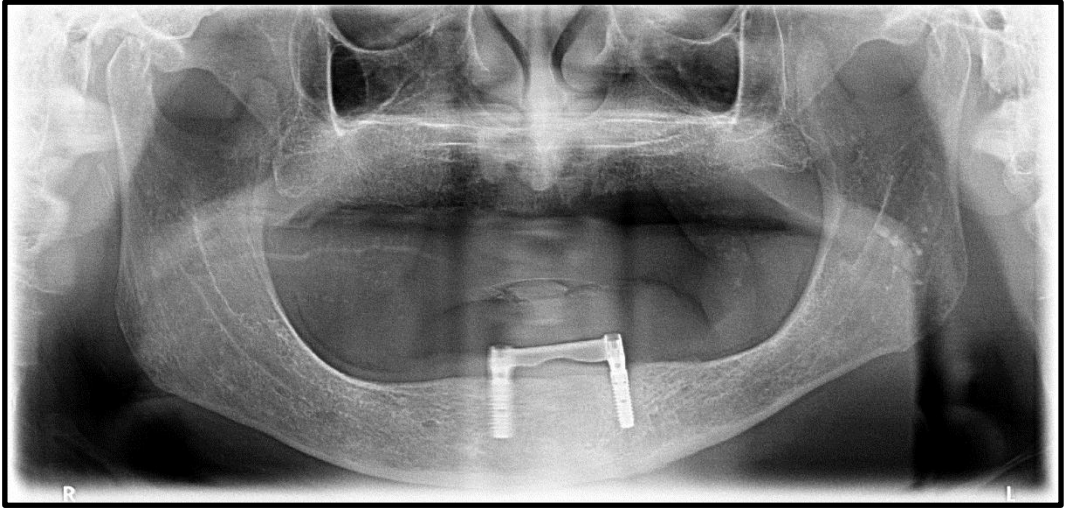
Resim 58: Alt-üst çene tam dişsiz hastanın tedavi sonrası görünümü



Resim 59: Tedavi sonrası hastanın panoramik radyografi görüntüsü



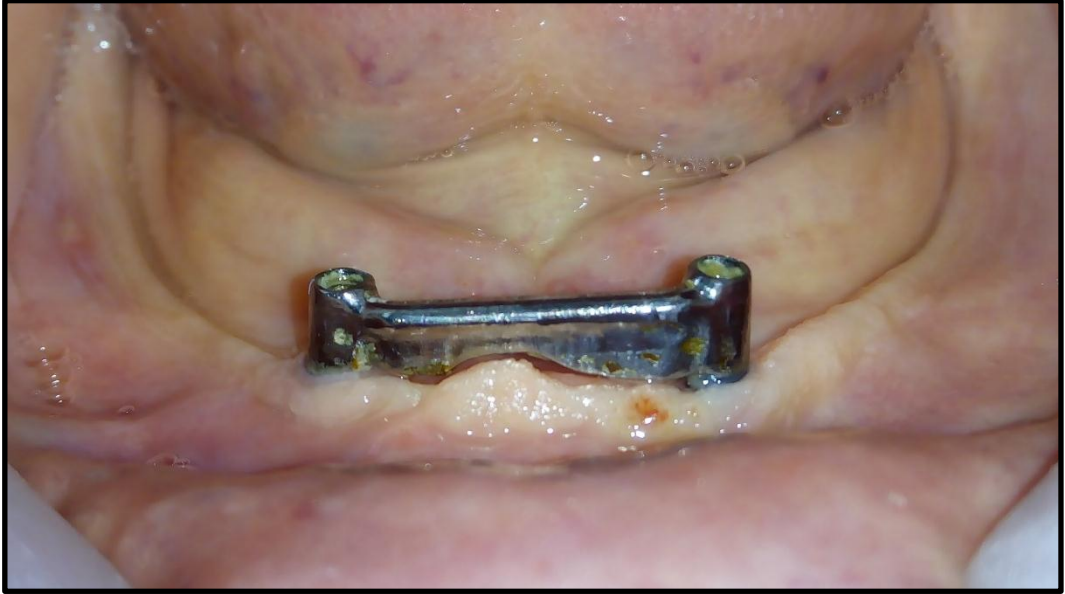
Resim 60: Alt-üst çene protezin 6. ay kontrol seansındaki görünümü



Resim 61: Kontrol seansında hastanın panoramik radyografi görüntüsü



Resim 62: Kontrol seansında bar tutucunun ağız içi görünümü

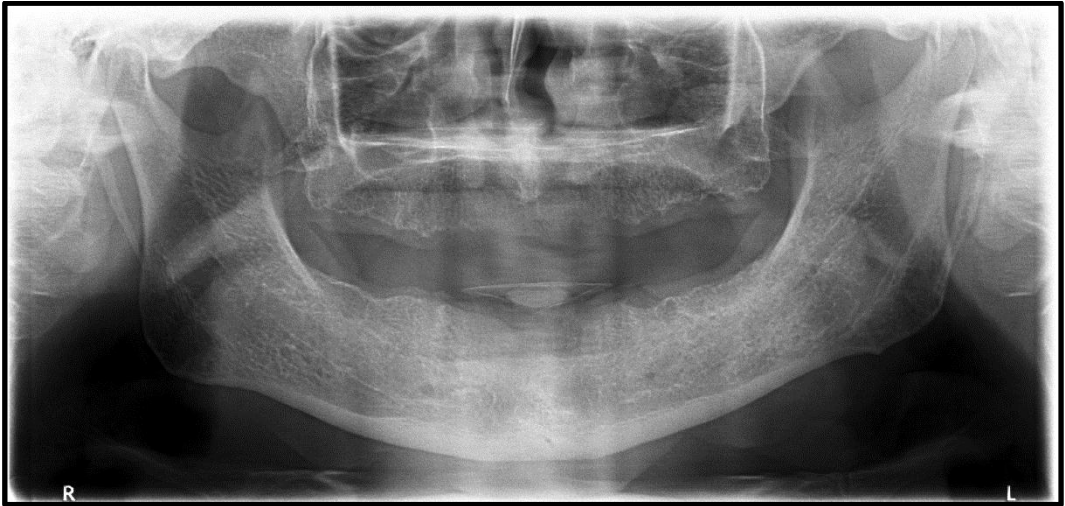


Resim 63: Bar tutucu yüzeyinin diştaşı temizliği ve polisaj sonrası görünümü

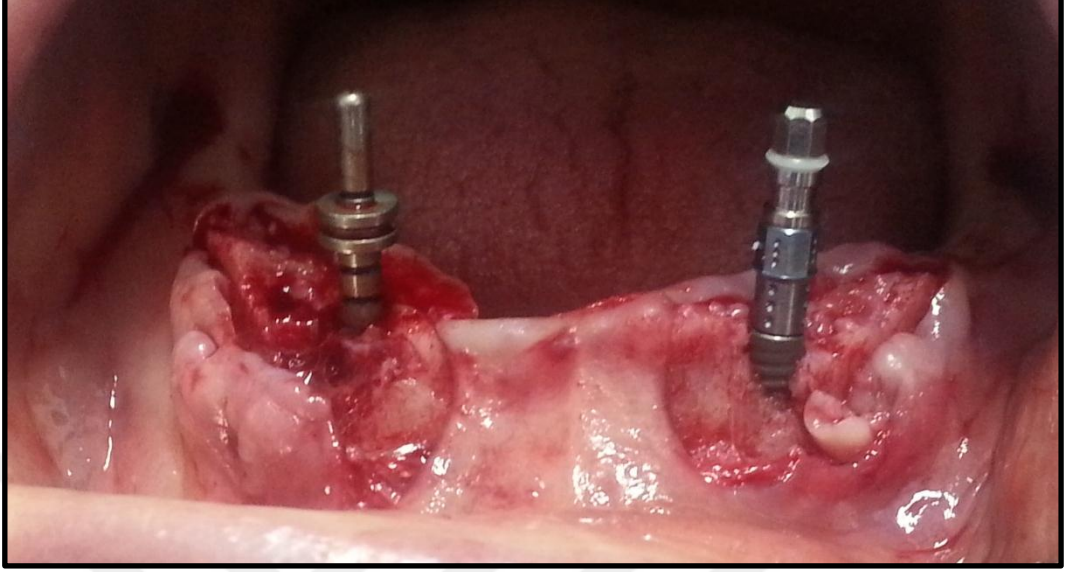
VAKA 3



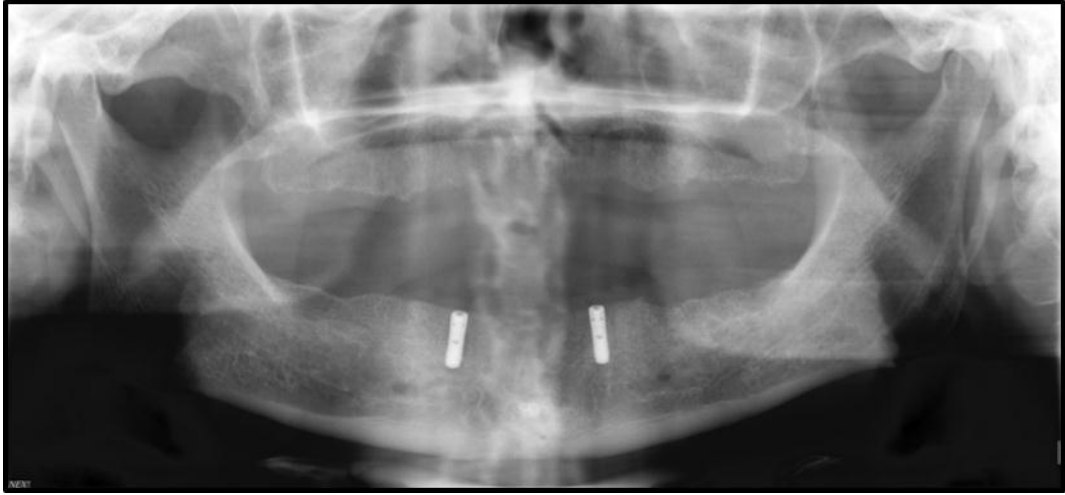
Resim 64: Alt-üst çene tam dişsiz hastanın tedavi öncesi görünümü



Resim 65: Tedavi öncesi hastanın panoramik radyografi görüntüsü



Resim 66: Cerrahi olarak implantların yerleşimi sonrası görünüm



Resim 67: İmplantların yerleşiminden 3 ay sonra hastadan alınan panoramik radyografi görüntüsü



Resim 68: Silikon esaslı ölçü malzemesi ile alınan alt çene ölçüsünün görünümü



Resim 69: Ara parça yerleştirilerek geleneksel döküm yöntemiyle Co-Cr materyalden hazırlanan bar tutucunun ağız içi görünümü



Resim 70: Bar tutucunun üzerine yerleştirilen iskelet alt yapının görünümü



Resim 71: Alt çene bar tutuculu overdenture protezin iç yüzeyinin görünümü



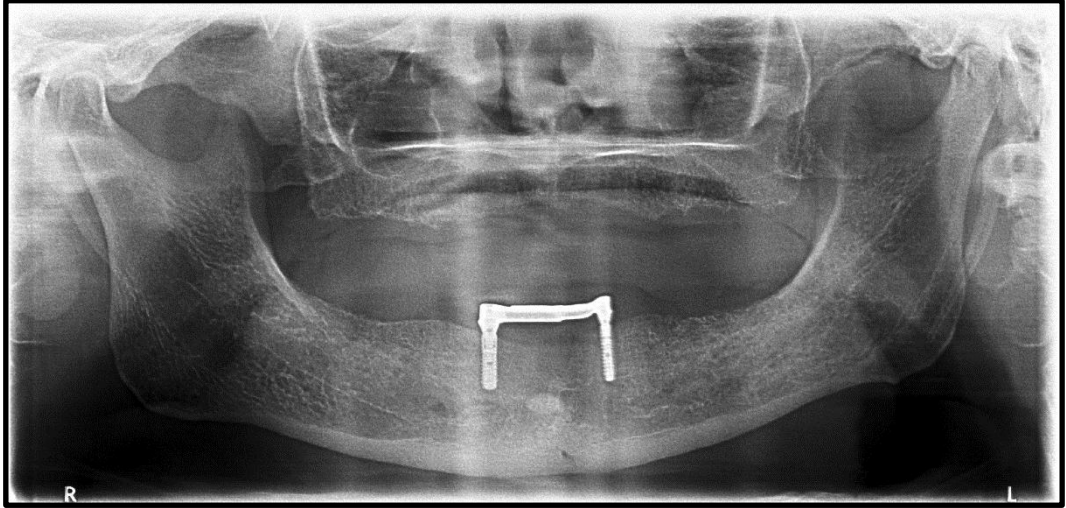
Resim 72: Alt-üst çene tam dişsiz hastanın tedavi sonrası görünümü



Resim 73: 6.ay kontrol seansında alt-üst çene tam protezlerin ağız içi görünümü



Resim 74: Kontrol seansında bar tutucunun ağız içi görünümü



Resim 75: Kontrol seansında hastanın panoramik radyografi görüntüsü



Resim 76: Bar tutucunun polisaj sonrası görünümü

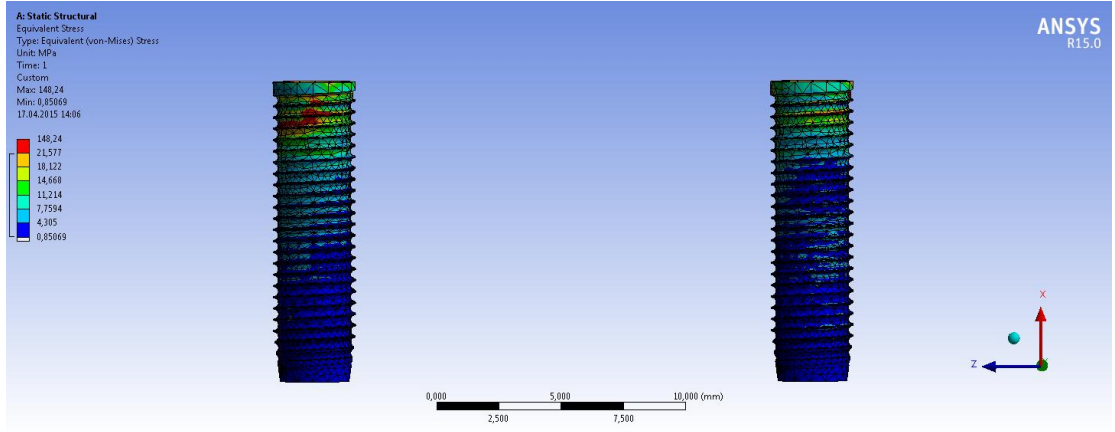
4 BULGULAR

4.1 İmplant Gövdesi ve Ara Parçada Oluşan Von Mises Gerilme Dağılımı

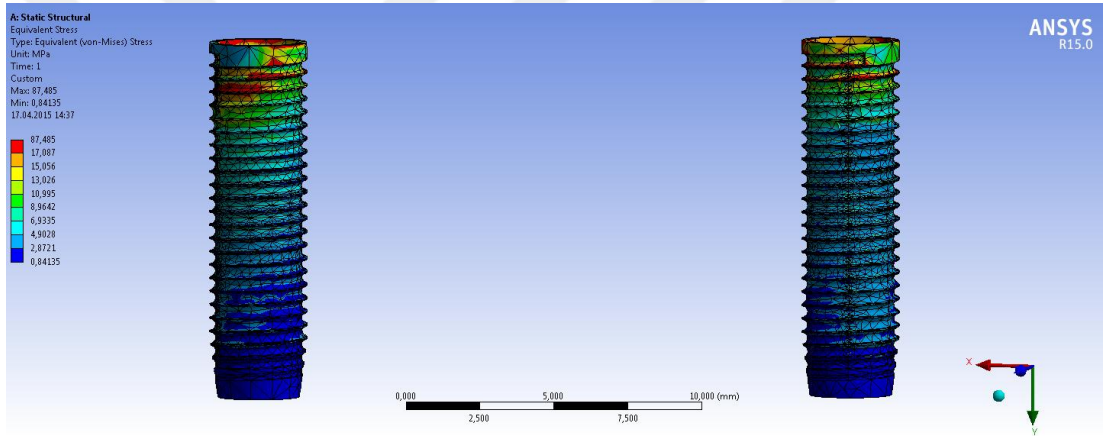
4.1.1 Vertikal Yükleme Bulguları

Çift taraflı 100 N büyüklüğünde vertikal yükleme sonucunda implantlarda oluşan Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek gerilme değerleri ara parça (Multi-base abutment) kullanılmadan CNC milling tekniğiyle hazırlanan Titanyum Grade 5 bar tutucunun kullanıldığı Model 1’ de (148,24 MPa) gözlenmiştir (Resim 77). İmplantlarda meydana gelen en düşük Von Mises gerilme değerleri ise ara parça üzerine yerleştirilen bar tutucu modellerinden Co-Cr alaşımının kullanıldığı Model 3’ de (86,86 MPa) tespit edilmiştir (Resim 79). Yükleme sonrasında oluşan Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, gerilmenin yüksek olduğu bölgeler kırmızı ile gösterilmiştir. Üç modelde de vertikal yükleme sonrasında oluşan gerilmenin, implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Uygulanan kuvvet sonucunda implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri titanyumun mukavemet değerleri aralığında olduğundan, üç modelde de implant üzerinde hasara neden olmamaktadır.

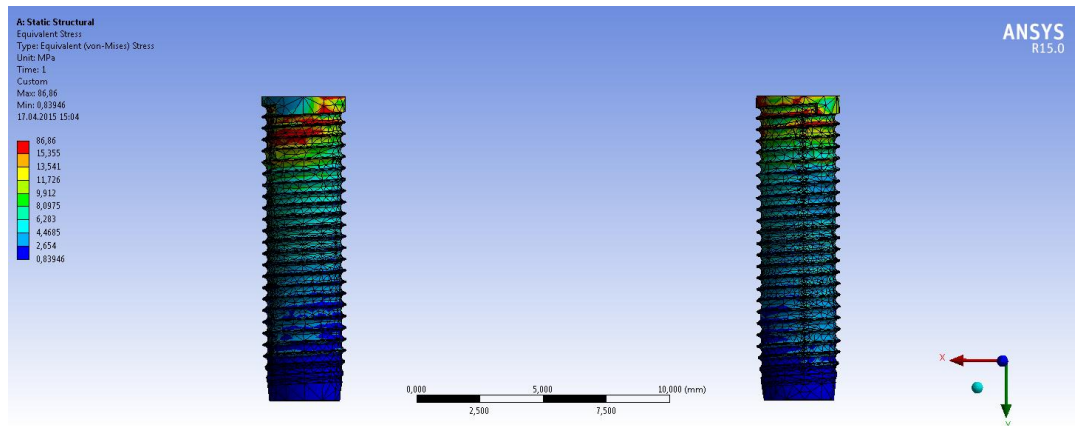
Model 2 (87,49 MPa) (Resim 78) ve Model 3 (86,86 MPa) (Resim 79) arasında implantlarda oluşan maksimum gerilme değerleri açısından önemli derecede bir farklılık gözlenmemiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda, bar tutucu materyalinin elastisite modülünün implantta meydana gelen gerilme değerleri ve dağılımı üzerine önemli bir etkisi olmadığı sonucu çıkarılmıştır. Ayrıca, ara parça kullanılan modellerde daha düşük gerilme değerlerinin tespit edilmesinin, bu parçaların gelen kuvveti absorbe ederek implanta iletilen kuvvet miktarını azaltmasıyla açıklanabileceği düşünülmüştür.



Resim 77: Vertikal yükleme sonucunda Model 1 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı

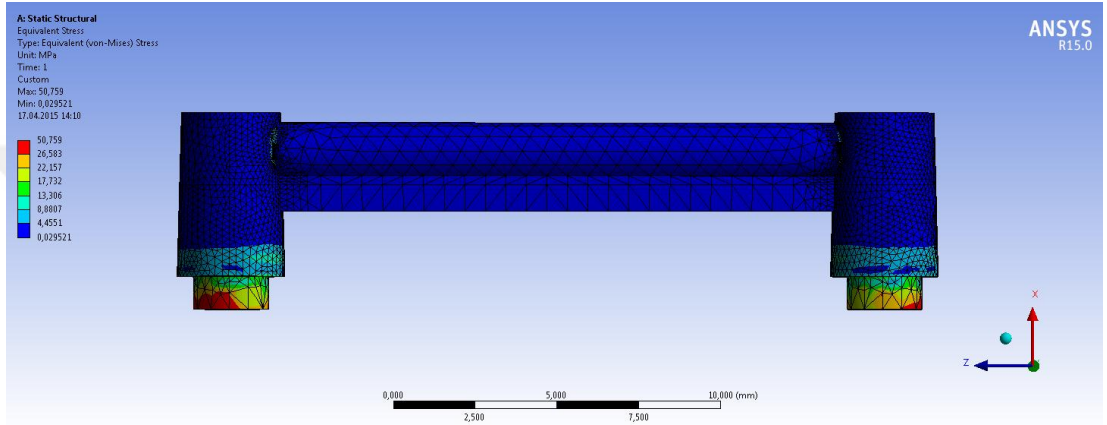


Resim 78: Vertikal yükleme sonucunda Model 2 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı

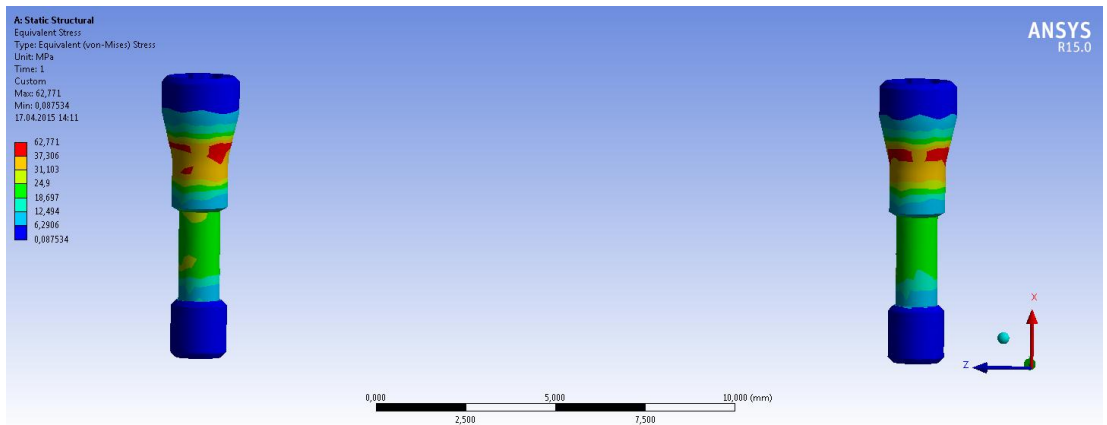


Resim 79: Vertikal yükleme sonucunda Model 3 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı

Vertikal yükleme sonucunda, Model 1' de bar tutucuda en yüksek gerilme değerleri barın implant içine yerleşen boyun bölümünde (50,76 MPa) (Resim 80) ve implant ile bar tutucunun bağlantısını sağlayan vidanın boyun bölgesinde (62,77 MPa) (Resim 81) gözlenmiştir. Bar tutucu ve vidada oluşan gerilme değerleri fizyolojik limitler içinde olduğundan hasara neden olmamıştır.

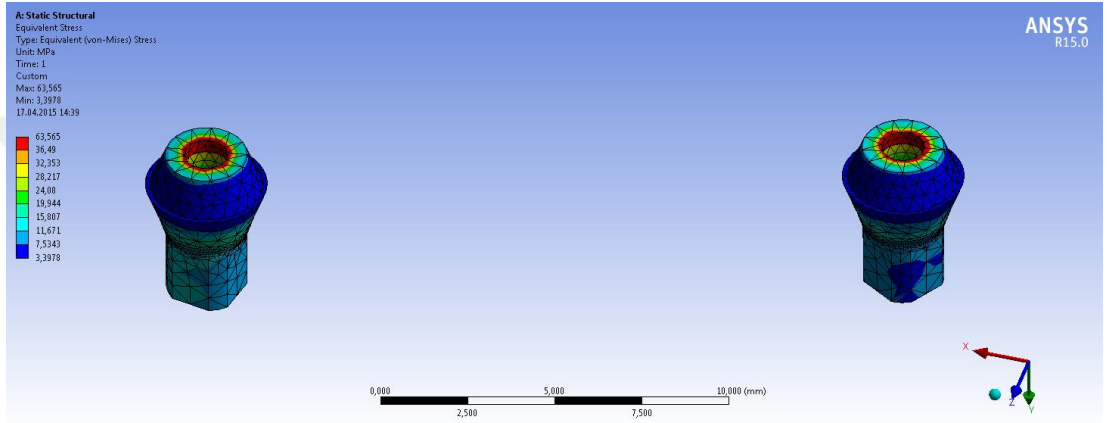


Resim 80: Vertikal yükleme sonucunda Model 1 bar tutucuda oluşan Von Mises gerilme dağılımı

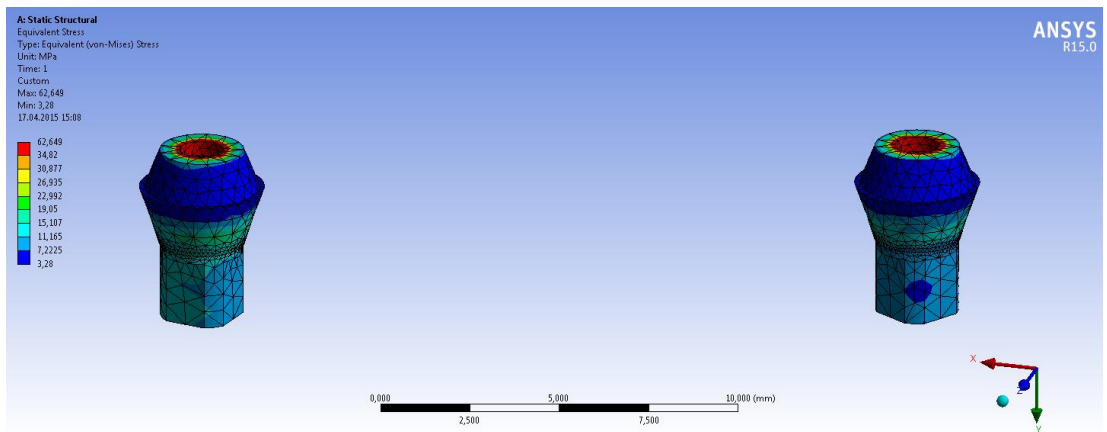


Resim 81: Vertikal yükleme sonucunda Model 1 vidada oluşan Von Mises gerilme dağılımı

Model 2 ve Model 3' de ara parçada oluşan en yüksek gerilme değerleri sırasıyla 63,56 MPa (Resim 82) ve 62,65 MPa (Resim 83) olmakla birlikte, iki modelde de gerilmenin ara parçanın giriş kısmında yoğunlaştığı görülmüştür. Modellerin ara parçalarında oluşan gerilme değerleri arasında önemli derecede farklılık bulunmamaktadır. Bu sonuçlar doğrultusunda; ara parçalarda oluşan gerilme değerlerinin kullanılan malzemenin elastisite modülünden önemli oranda etkilenmediği düşünülmektedir.

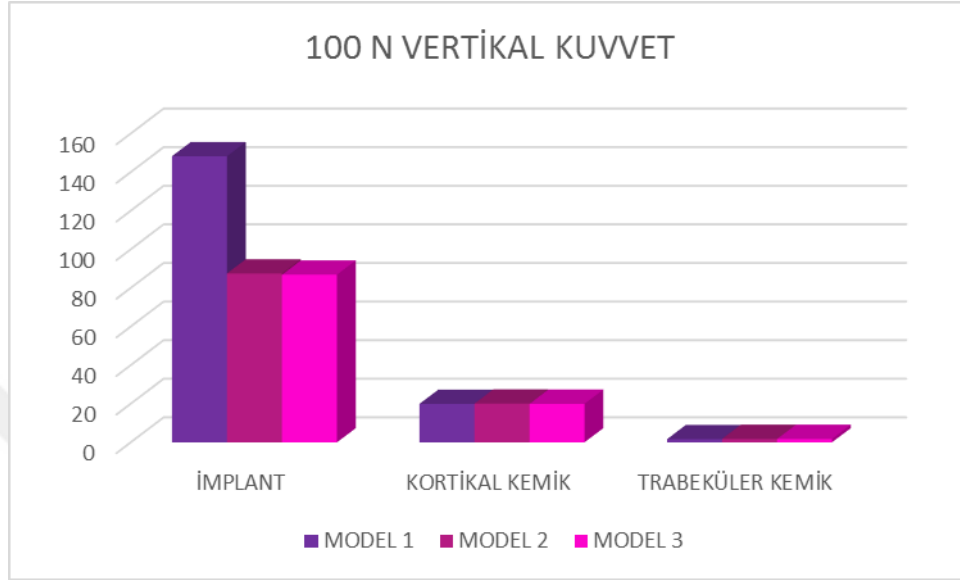


Resim 82: Vertikal yükleme sonucunda Model 2 ara parçada oluşan Von Mises gerilme dağılımı



Resim 83: Vertikal yükleme sonucunda Model 3 ara parçada oluşan Von Mises gerilme dağılımı

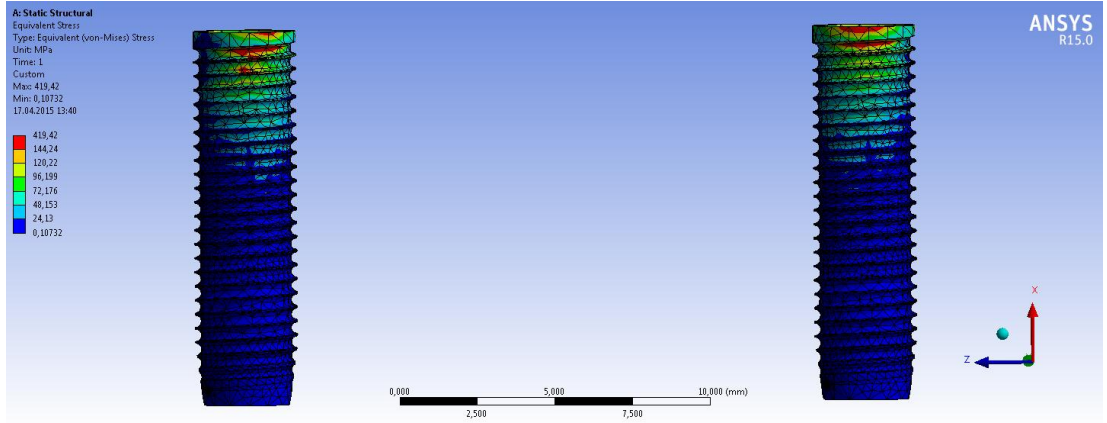
Vertikal yükleme sonucunda modellerde implant, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerilme değerleri Grafik 1’ de gösterilmiştir.



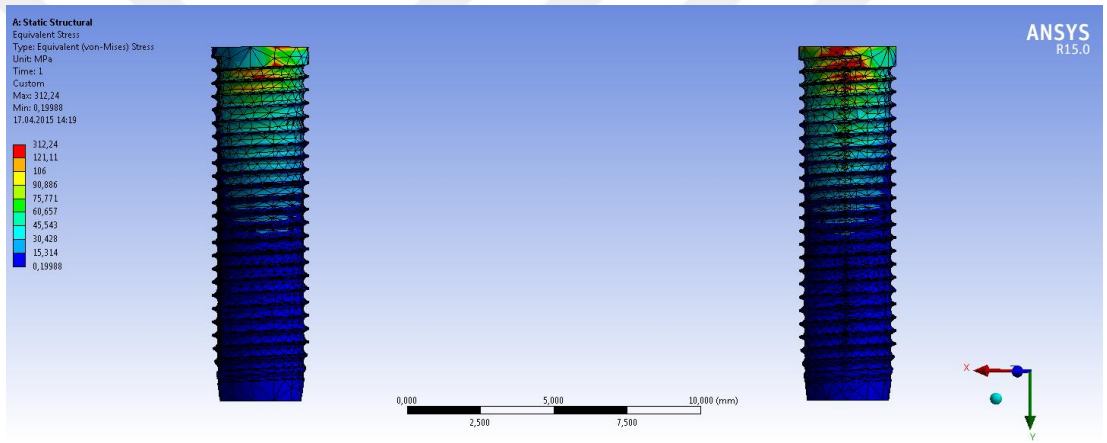
Grafik 1: Vertikal yükleme sonucunda implant ve kemik dokuda oluşan Von Mises gerilme değerleri

4.1.2 Horizontal Yükleme Bulguları

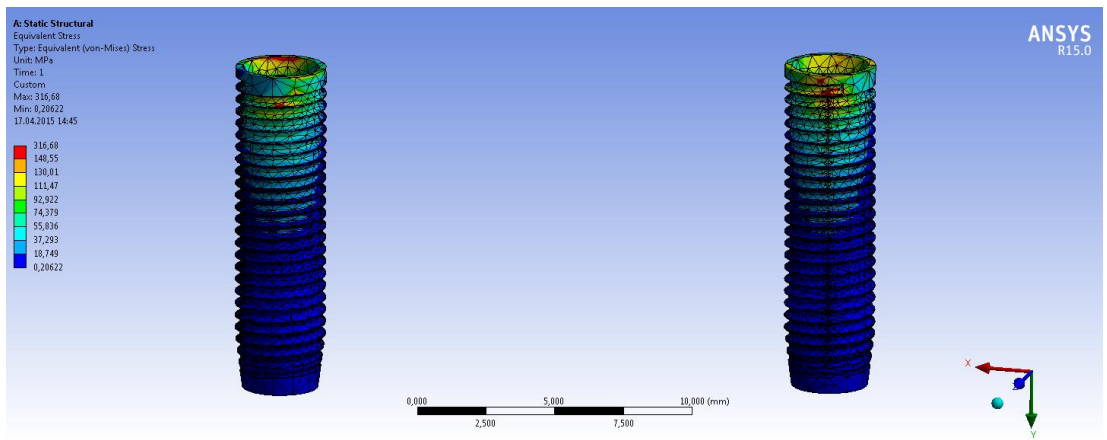
Çift taraflı bukko-lingual yönde 100 N büyüklüğünde horizontal yükleme sonucunda implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde, en yüksek gerilme değerinin ara parça kullanılmadan CNC milling tekniğiyle hazırlanan Ti Grade 5 bar tutucunun bulunduğu Model 1’ de (419,42 MPa) (Resim 84) gözlendiği, bunu sırasıyla Model 3 (316,68 MPa) (Resim 86) ve Model 2 (312,24 MPa) (Resim 85)’ nin takip ettiği görülmektedir. Yükleme sonrasında oluşan Von Mises gerilme alanları incelendiğinde, gerilmenin yüksek olduğu bölgeler kırmızı ile gösterilmektedir. Horizontal yükleme sonrası oluşan gerilmelerin üç modelde de implantın boyun bölgesinde olduğu gözlenmiştir. Üç modelde de implant üzerinde oluşan gerilme değerleri titanyumun akma dayanım değerleri aralığında olduğu için herhangi bir hasar görülmemiştir.



Resim 84: Horizontal yükleme sonucunda Model 1 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı

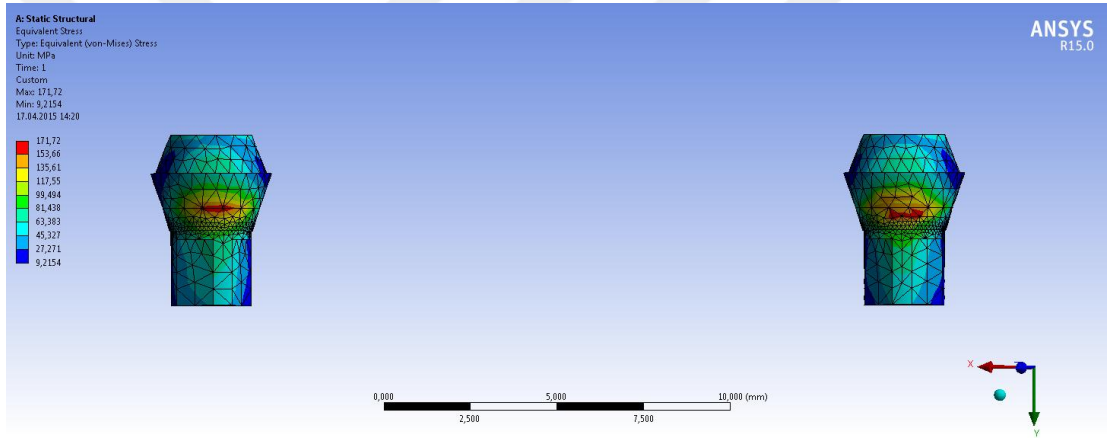


Resim 85: Horizontal yükleme sonucunda Model 2 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı

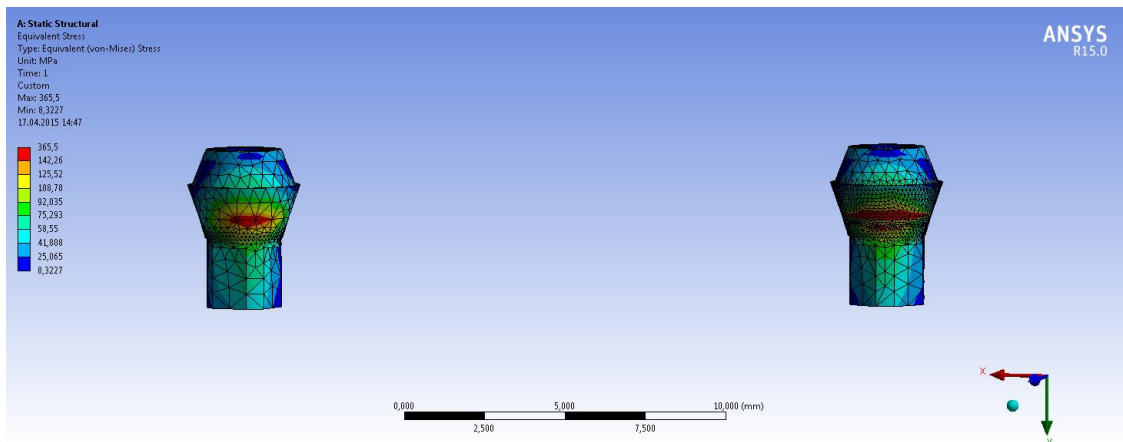


Resim 86: Horizontal yükleme sonucunda Model 3 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı

Horizontal kuvvetin bar tutucu üzerinde tek bir noktadan uygulanması nedeniyle bu bölgede yüksek gerilme değerleri kaydedilmiştir. Bu çalışmada, barın ayakları üzerinde oluşan bu aşırı noktasal gerilme değerleri gözardı edilmekle birlikte, yüklemenin bar tutucu üzerinde önemli etkisinin olmadığı belirlenmiştir. Horizontal yükleme sonucunda ara parçalarda oluşan gerilme değerleri Model 2’ de 171,72 MPa (Resim 87) ve Model 3’ de 365,5 MPa (Resim 88) olarak bulunmuştur. İki modelde de ara parçada oluşan gerilme boyun kısmında yoğunlaşmıştır. Bar tutucuda kullanılan malzeme cinsinin ara parçada oluşan gerilmeler üzerinde önemli oranda etkisinin olduğu ve elastisite modülü daha yüksek olan Co-Cr alaşımının da, oluşan gerilme değerlerini arttırdığı görülmüştür.

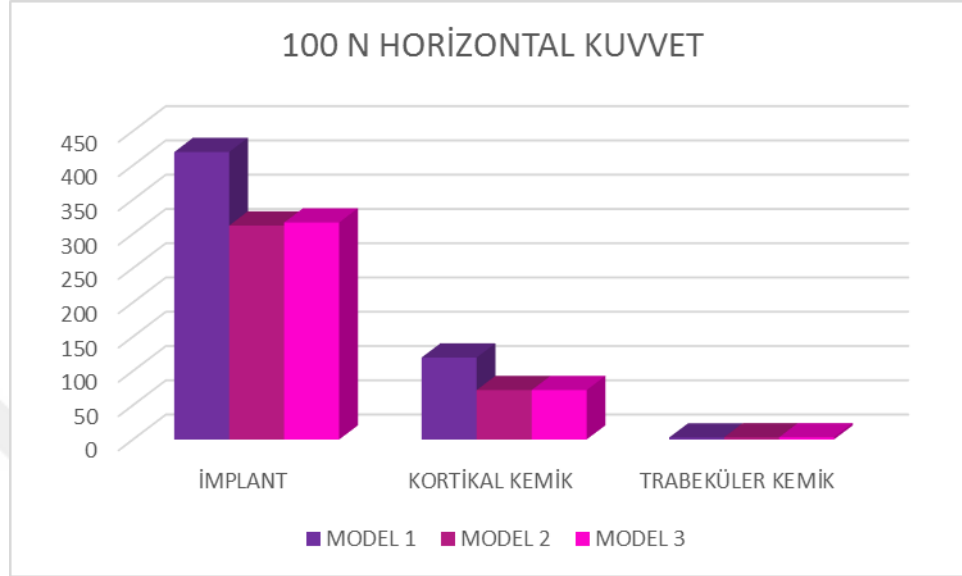


Resim 87: Horizontal yükleme sonucunda Model 2 ara parçada oluşan von Mises gerilme dağılımı



Resim 88: Horizontal yükleme sonucunda Model 3 ara parçada oluşan Von Mises gerilme dağılımı

Horizontal yükleme sonucunda modellerde implant, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerilme değerleri Grafik 2’ de gösterilmiştir.

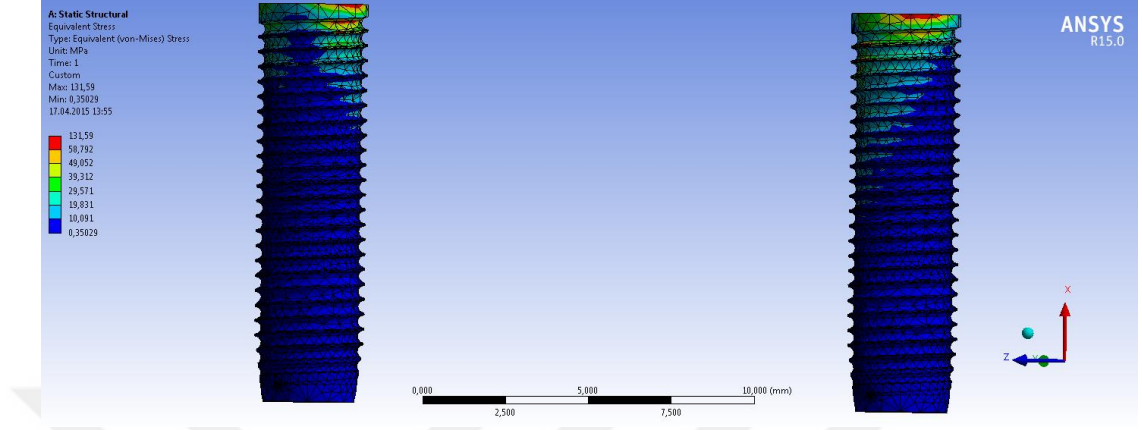


Grafik 2: Horizontal yükleme sonucunda implant ve kemik dokuda oluşan Von Mises gerilme değerleri

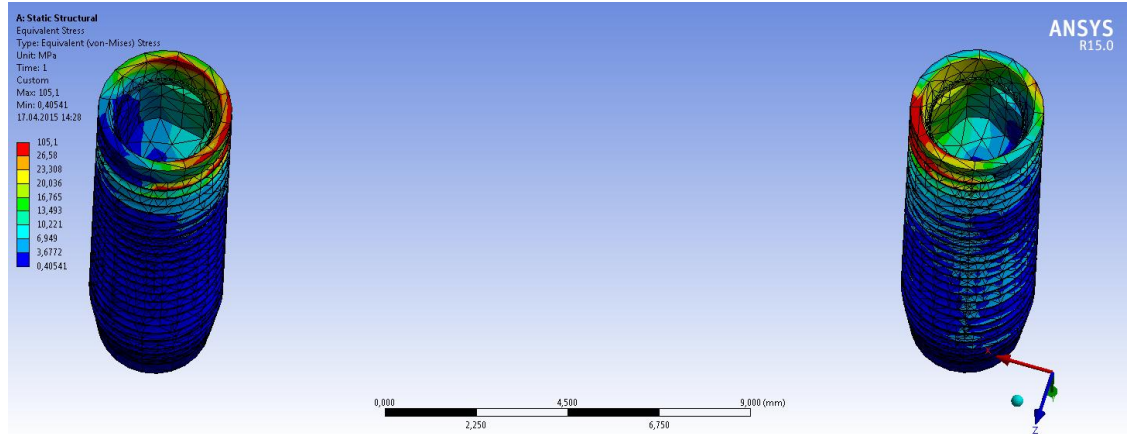
4.1.3 Oblik Yükleme Bulguları

45° açıyla 100 N büyüklüğünde oblik yükleme sonucunda implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde, en yüksek gerilme değerleri ara parça kullanılmadan CNC milling tekniğiyle hazırlanan Ti Grade 5 bar tutucunun bulunduğu Model 1’ de (131,59 MPa) (Resim 89) gözlenmiştir. İmplantlarda meydana gelen en düşük Von Mises gerilme değerleri ise ara parça üzerine yerleştirilen bar tutucu modellerinden Co-Cr alaşımının kullanıldığı Model 3’ de (87,66 MPa) (Resim 91) tespit edilmiştir. Bu sonuçlar, ara parça kullanılması ile gelen kuvvetin absorbe edilerek implantlara iletilen gerilme miktarının azalmasından kaynaklanmaktadır. Yükleme sonrasında oluşan Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, gerilmenin yüksek olduğu bölgeler kırmızı ile gösterilmiştir. Üç modelde de oblik yükleme sonrasında oluşan gerilmenin implantın boyun bölgesinde ve kuvvetin uygulandığı bölgenin karşı yüzeyinde olduğu görülmektedir. Oblik yönde yükleme sonucunda implantta

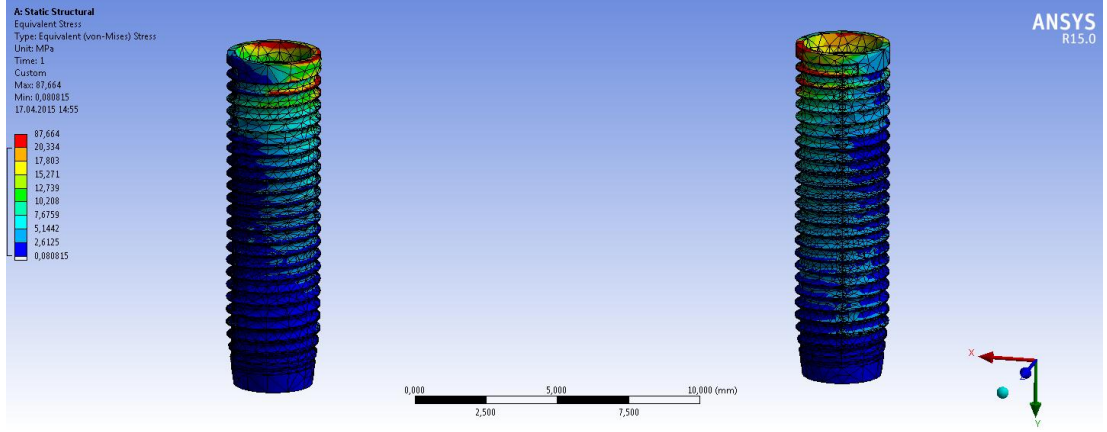
oluşan gerilme değerleri, üç model için de titanyumun mukavemet değerleri aralığındadır ve bu yüzden implantta hasara neden olmamaktadır.



Resim 89: Oblik yükleme sonucunda Model 1 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı

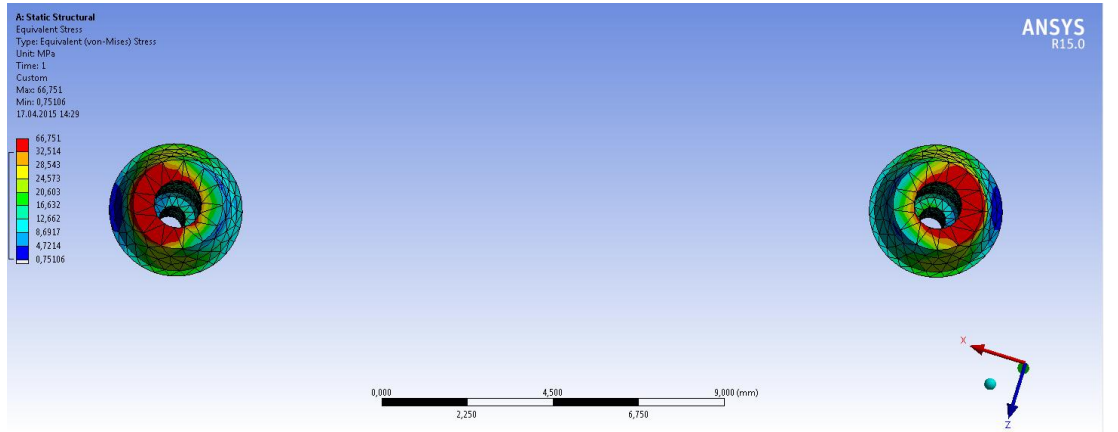


Resim 90: Oblik yükleme sonucunda Model 2 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı

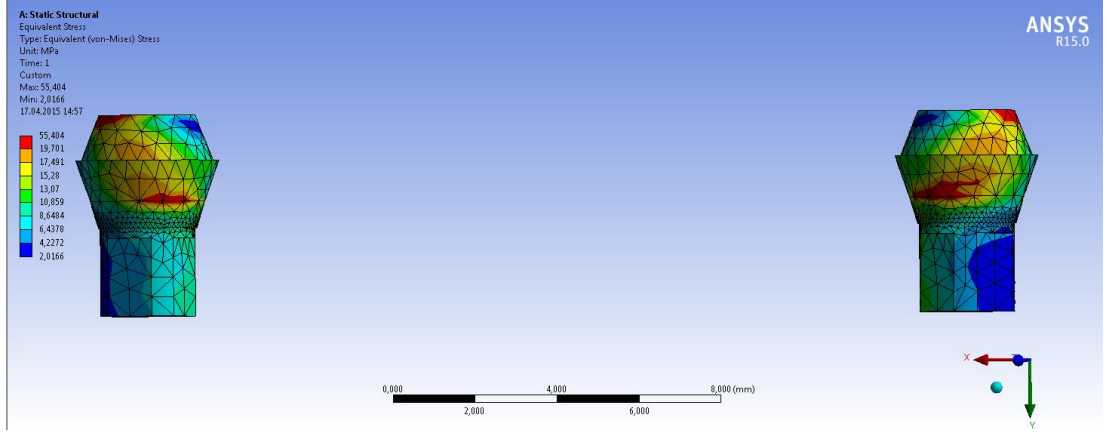


Resim 91: Oblik yükleme sonucunda Model 3 implantta oluşan Von Mises gerilme dağılımı

Yükleme sonrasında ara parça üzerinde oluşan gerilme değerleri Model 2’ de 66,75 MPa (Resim 92) ve Model 3’ de 55,4 MPa (Resim 93) olarak kaydedilmiştir. Her iki modelde de gerilmenin olduğu alanlar, ara parçanın boyun kısmı ve bar tutucu ayağının oturduğu yüzeyin distalinde gözlenmiştir.



Resim 92: Oblik yükleme sonucunda Model 2 ara parçada oluşan Von Mises gerilme dağılımının okluzal yüzden görünümü



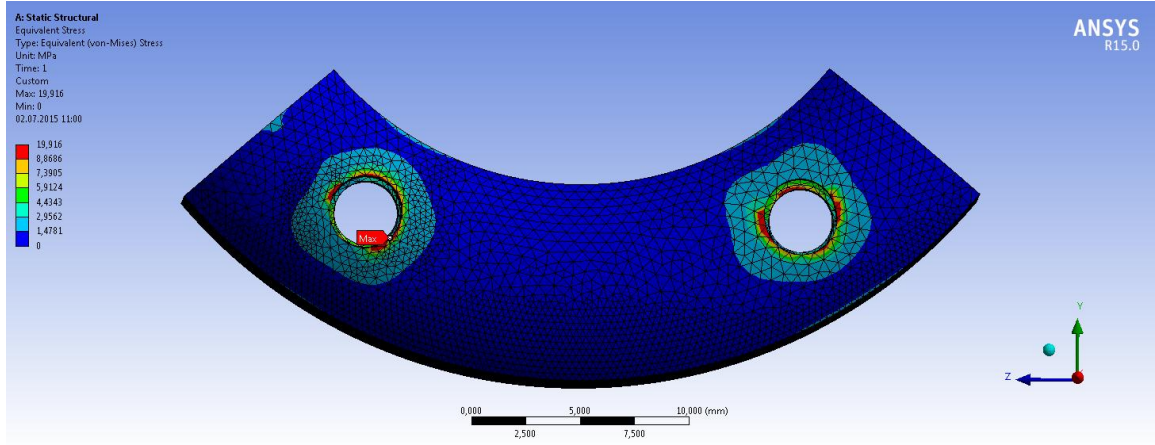
Resim 93: Oblik yükleme sonucunda Model 3 ara parçada oluşan Von Mises gerilme dağılımı

4.2 Kortikal Dokuda Oluşan Von Mises Gerilme Dağılımı

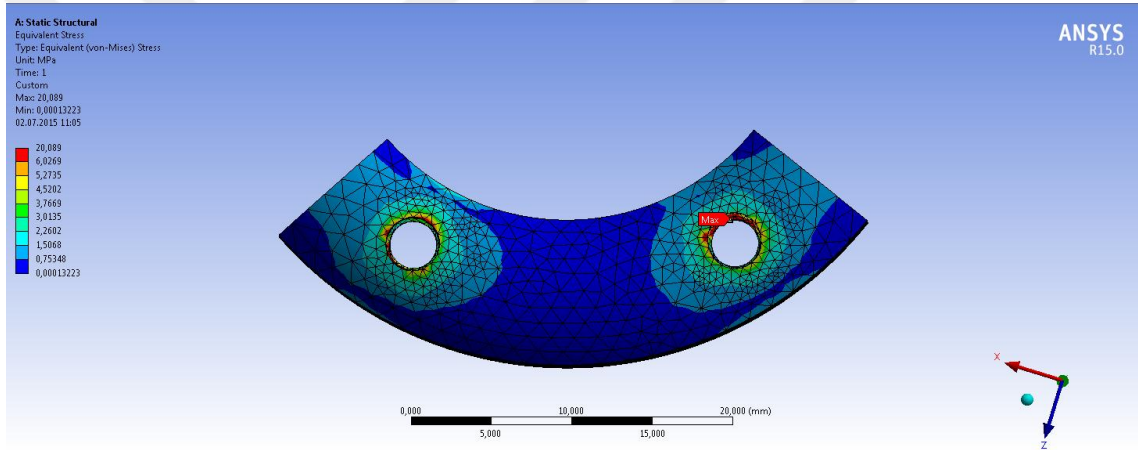
4.2.1 Vertikal Yükleme

Çift taraflı 100 N büyüklüğünde vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde, en yüksek gerilme değeri ara parça kullanılarak hazırlanan Ti Grade 5 bar tutucunun modellendiği Model 2' de (20,09 MPa) (Resim 95) görülmüşken, sırasıyla Model 3 (19,95 MPa) (Resim 96) ve Model 1 (19,92 MPa) (Resim 94)' de hesaplanan gerilme değerleri bunu takip etmektedir. Üç modelde de gerilme değerleri implantın boyun bölgesine komşu olan kortikal kemikte yoğunlaşmıştır.

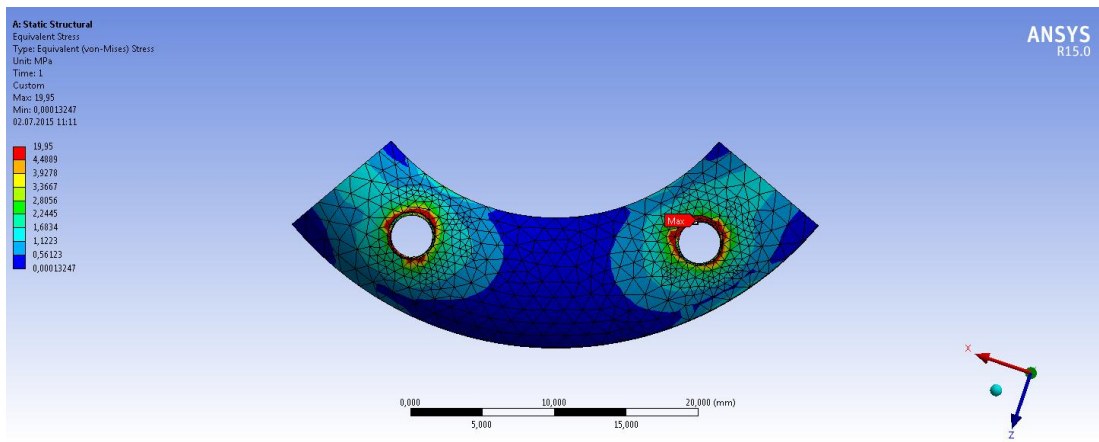
Vertikal yükleme sonucunda trabeküler kemikte oluşan maksimum Von Mises gerilme değerleri Model 1 (1,62 MPa), Model 2 (1,75 MPa) ve Model 3 (1,75 MPa) olacak şekilde bulunmuştur. Trabeküler kemiğin elastisite modülünün kortikal kemiğe göre daha düşük olması nedeniyle, trabeküler kemikte daha düşük gerilme değerleri elde edilmiştir.



Resim 94: Vertikal yükleme sonucunda Model 1 kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme dağılımı



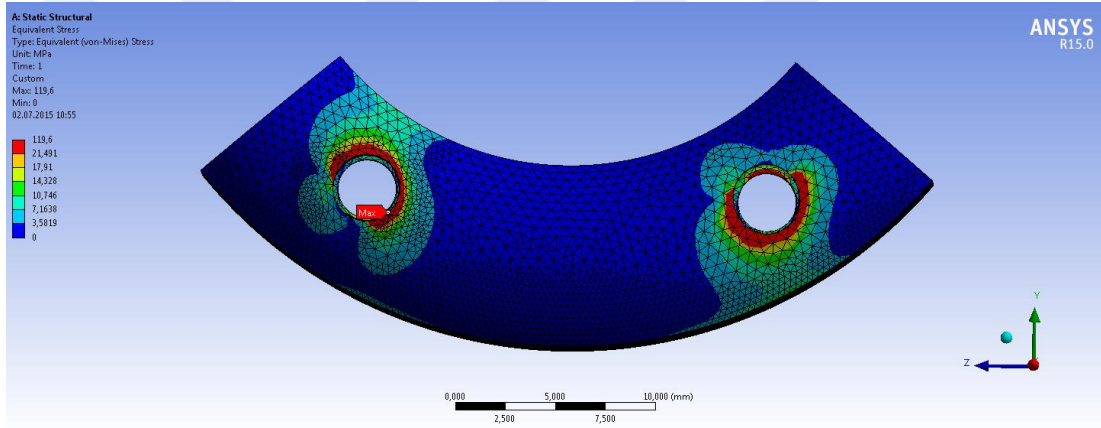
Resim 95: Vertikal yükleme sonucunda Model 2 kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme dağılımı



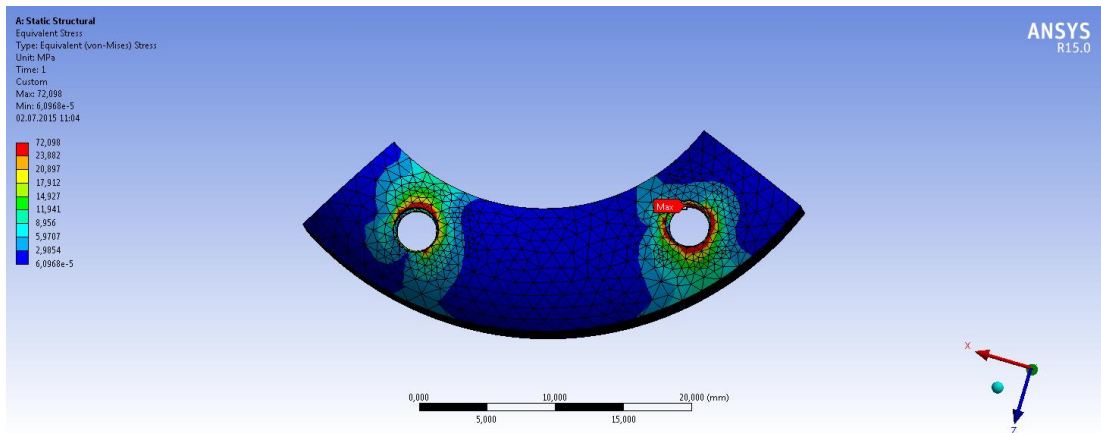
Resim 96: Vertikal yükleme sonucunda Model 3 kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme dağılımı

4.2.2 Horizontal Yükleme Bulguları

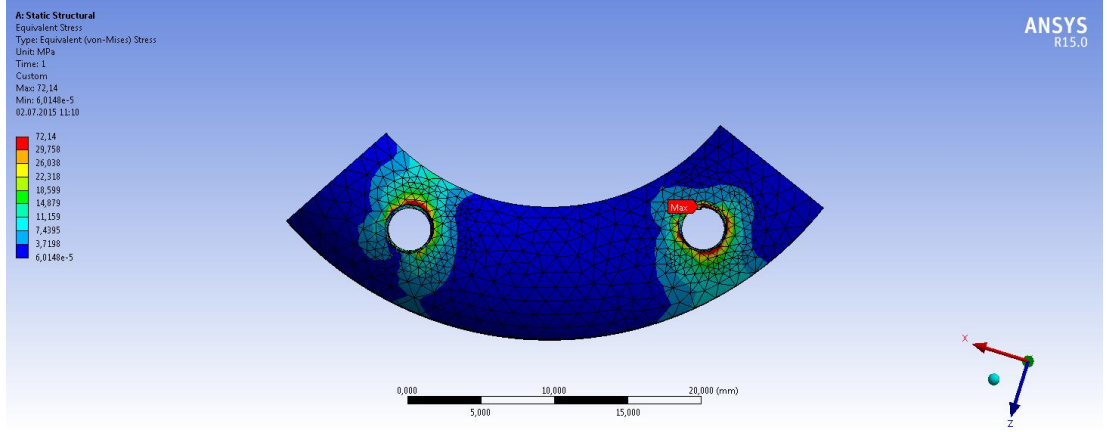
Çift taraflı 100 N büyüklüğünde horizontal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde, en yüksek gerilme değeri ara parça kullanılmadan hazırlanan Ti Grade 5 bar tutucunun simüle edildiği Model 1’ de (119,6 MPa) (Resim 97) görülmüşken, sırasıyla Model 3 (72,14 MPa) (Resim 99) ve Model 2 (72,1 MPa) (Resim 98)’ de hesaplanan gerilme değerleri bunu takip etmektedir. Üç modelde de gerilmeler implantın boyun bölgesine komşu olan kortikal kemik bölgesinde oluşmuştur. Model 2 ve Model 3’ de kortikal kemikte oluşan gerilme dağılımlarının birbirine yakın olması ve Model 1’ de en yüksek değerlerin tespit edilmesinin nedeni olarak kullanılan ara parçanın kemiğe iletilen gerilme miktarını azalttığı düşünülmüştür.



Resim 97: Horizontal yükleme sonucunda Model 1 kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme dağılımı



Resim 98: Horizontal yükleme sonucunda Model 2 kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme dağılımı

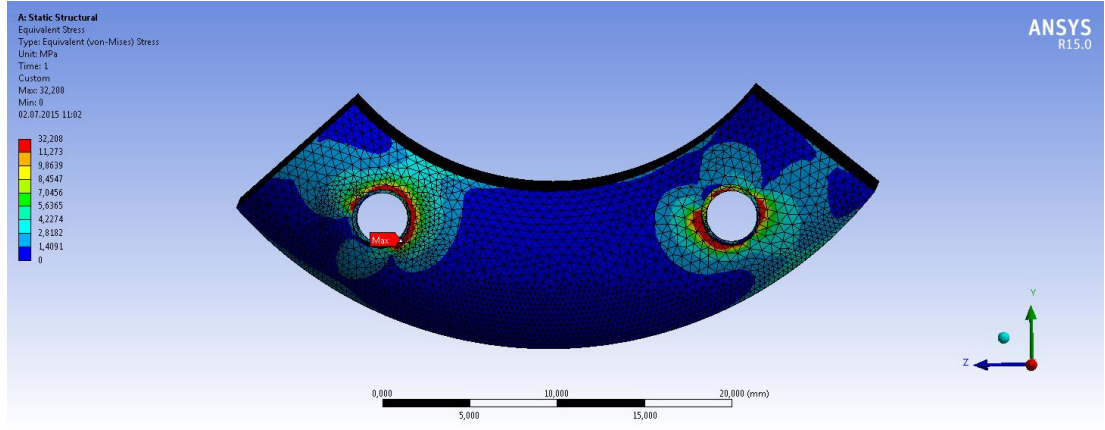


Resim 99: Horizontal yükleme sonucunda Model 3 kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme dağılımı

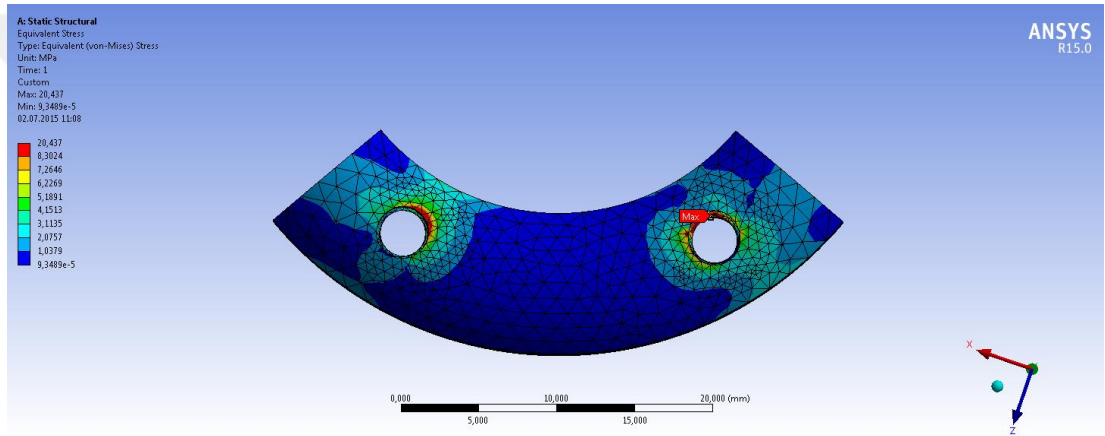
Horizontal yükleme sonucunda trabeküler kemikte oluşan maksimum Von Mises gerilme değerleri Model 1 (2,84 MPa), Model 2 (3,27 MPa) ve Model 3 (3,26 MPa) olacak şekilde kaydedilmiştir. Elastisite modülünün kortikal kemiğe göre daha düşük olması nedeniyle, trabeküler kemikte daha düşük gerilme değerleri elde edilmiştir.

4.2.3 Oblik Yükleme Bulguları

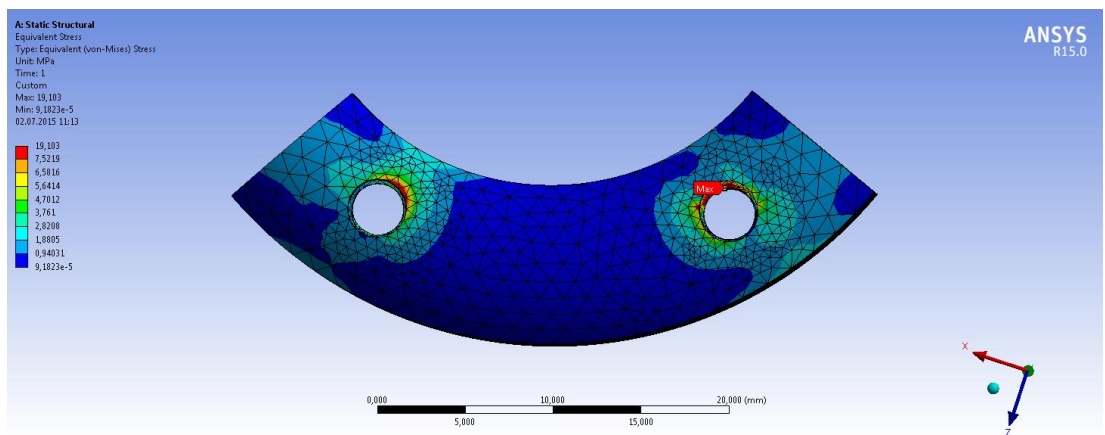
Çift taraflı 100 N büyüklüğünde oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde, en yüksek gerilme değeri ara parça kullanılmadan hazırlanan Ti Grade 5 bar tutucunun modellendiği Model 1' de (32,21 MPa) (Resim 100) gözlenirken, sırasıyla Model 2 (20,44 MPa) (Resim 101) ve Model 3 (19,10 MPa) (Resim 102)' de kaydedilen gerilme değerleri bunu takip etmektedir. Üç modelde de gerilmeler implantın boyun bölgesine komşu olan kortikal kemikte yoğunlaşmıştır.



Resim 100: Oblik yükleme sonucunda Model 1 kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme dağılımı



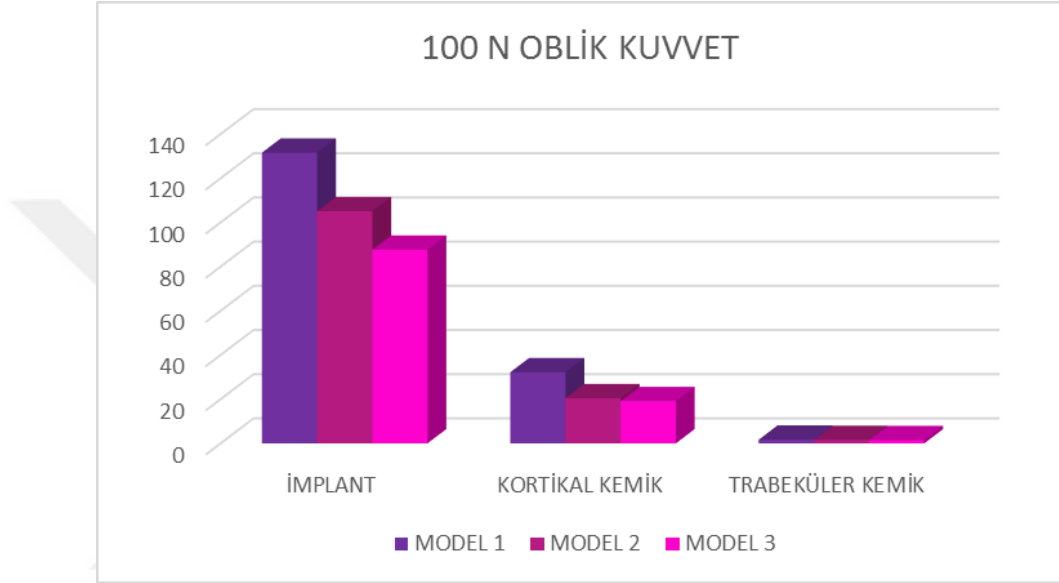
Resim 101: Oblik yükleme sonucunda Model 2 kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme dağılımı



Resim 102: Oblik yükleme sonucunda Model 3 kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilme dağılımı

Oblik yükleme sonucunda trabeküler kemikte oluşan maksimum Von Mises gerilme değerleri Model 1 (1,68 MPa), Model 2 (1,57 MPa) ve Model 3 (1,45 MPa) olacak şekilde kaydedilmiştir. Elastisite modülünün kortikal kemiğe göre daha düşük olması nedeniyle, trabeküler kemikte daha düşük gerilme değerleri elde edilmiştir.

Oblik yükleme sonucunda modellerde implant, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerilme değerleri Grafik 3’ de gösterilmiştir.



Grafik 3: Oblik yükleme sonucunda implant ve kemik dokuda oluşan Von Mises gerilme değerleri

Çalışma modellerinin herbirine horizontal, vertikal ve oblik yönde 100 N büyüklüğünde uygulanan kuvvet sonucunda implant, kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan maksimum gerilme değerleri Tablo 4’ de verilmiştir.

100 N				
Model	Kuvvet Doğrultusu	Stress Birikimi (MPa)		
		İmplant	Kortikal Kemik	Trabeküler Kemik
Model 1	Horizontal	419,42	119,60	2,84
	Vertikal	148,24	19,92	1,62
	Oblik	131,59	32,21	1,68
Model 2	Horizontal	312,24	72,10	3,27
	Vertikal	87,49	20,09	1,75
	Oblik	105,10	20,44	1,57
Model 3	Horizontal	316,68	72,14	3,26
	Vertikal	86,86	19,95	1,75
	Oblik	87,66	19,10	1,45

Tablo 4: Farklı yönlerde uygulanan 100 N büyüklüğünde kuvvet sonucunda implant ve kemik dokuda oluşan maksimum Von Mises gerilme değerleri

Çalışma modellerinin herbirine horizontal, vertikal ve oblik yönde 300 N büyüklüğünde uygulanan kuvvet sonucunda implant, kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan maksimum Von Mises gerilme değerleri Tablo 5’ de verilmiştir. Modellerin herbirine üç yönde uygulanan 100 N büyüklüğünde yükleme verileri ile doğru orantılı sonuçlar elde edilmiştir. İmplantta oluşan en yüksek gerilim horizontal yüklemede ve Model 1’ de gözlenmektedir. Ayrıca, implant çevresi kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerilme miktarı da horizontal yükleme sonucunda en yüksek değerleri göstermiştir. Horizontal yönde 300 N büyüklüğünde uygulanan kuvvet sonucunda üç modelde de titanyumun mukavemet değeri aralığını aştığı için implantta deformasyon görülebilmektedir.

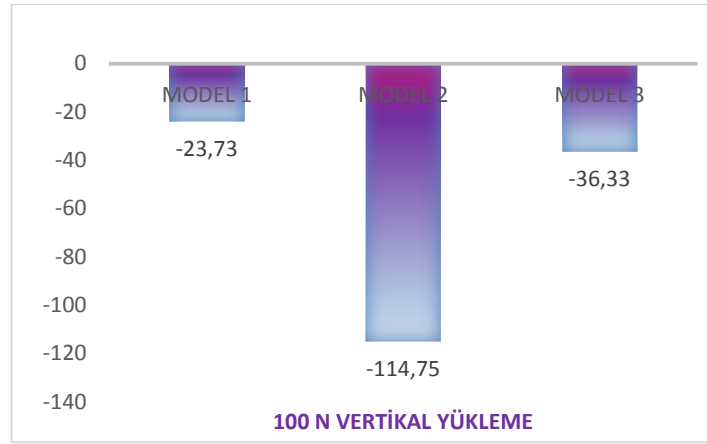
300 N				
Model	Kuvvet Doğrultusu	Stress Birikimi (MPa)		
		İmplant	Kortikal Kemik	Trabeküler Kemik
Model 1	Horizontal	1258,20	358,81	8,52
	Vertikal	444,71	59,75	4,86
	Oblik	394,76	96,63	5,05
Model 2	Horizontal	936,71	216,29	9,80
	Vertikal	262,46	60,27	5,26
	Oblik	315,31	61,31	4,71
Model 3	Horizontal	950,03	216,42	9,79
	Vertikal	260,58	59,85	5,24
	Oblik	262,99	57,31	4,36

Tablo 5: Farklı yönlerde uygulanan 300 N büyüklüğünde kuvvet sonucunda implant ve kemik dokuda oluşan maksimum gerilme değerleri

4.3 Kemik Dokuda Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları

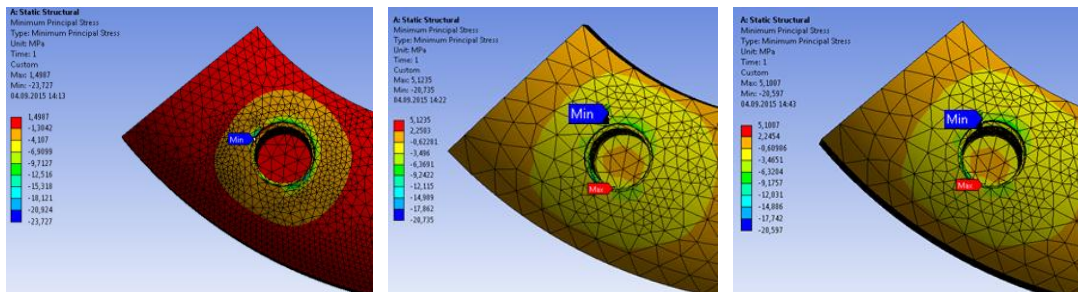
4.3.1 Vertikal Yükleme Bulguları

Tüm modellerde vertikal yükleme sonucunda kortikal kemik dokusunda meydana gelen minimum asal gerilme değerleri Grafik 4' de gösterilmektedir.



Grafik 4: Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen en düşük minimum asal gerilme değerleri

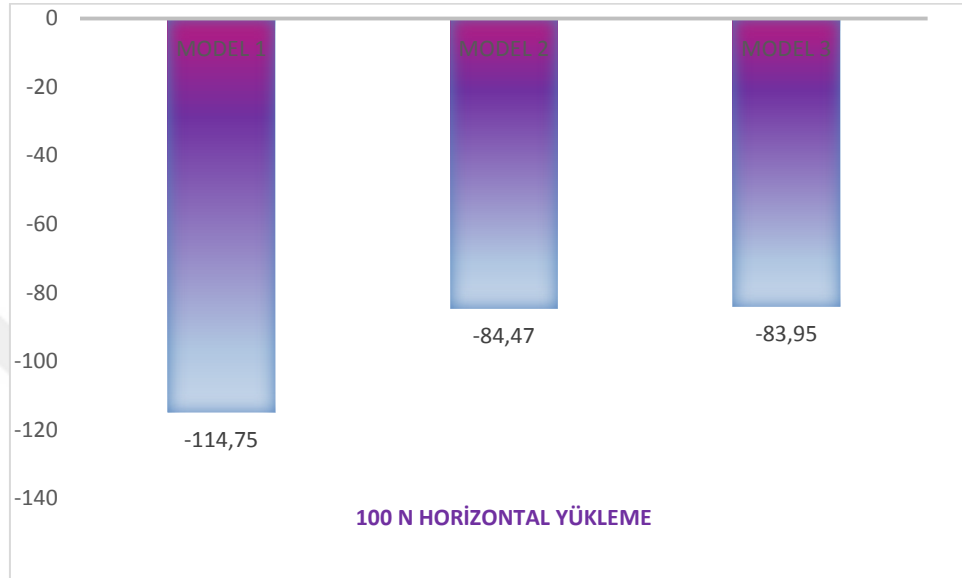
Sayısal olarak incelendiğinde en düşük minimum asal gerilme değeri Model 1’ de (-23,73 MPa) (Resim 103a) belirlenmiştir. Model 1’ de ara parça kullanılmadan Ti Grade 5 materyalden üretilen bar tutucunun kemikte mutlak değer olarak en yüksek minimum asal gerilme değerini gösterdiği ve bu nedenle kemik dokuda daha yüksek basma (sıkışma) gerilmesine neden olabileceği sonucuna varılmıştır. En yüksek basma gerilmesinin olduğu alanlar mavi renk ile gösterilmiştir. Model 2 (-20,74 MPa) (Resim 106b) ve Model 3 (-20,6 MPa) (Resim 106c)’ de kaydedilen minimum asal gerilme değerleri arasında belirgin bir farklılık gözlenmemiştir. Model 1’ de implantın boyun bölgesi etrafındaki kortikal kemik dokuda daha homojen gerilme dağılımı gözlenirken, Model 2 ve Model 3’ de basma geriliminin daha çok kortikal kemiğin boyun bölgesinin lingualinde yoğunlaştığı belirlenmiştir.



Resim 103a,b,c: Vertikal yükleme sonucunda modellerde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımının okluzalden görünümü

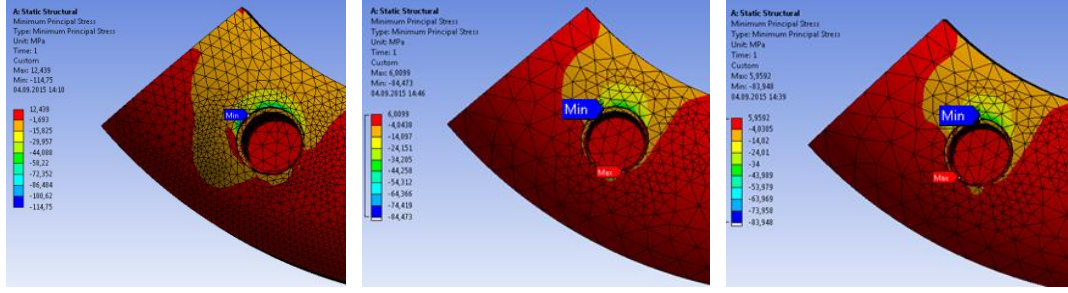
4.3.2 Horizontal Yükleme Bulguları

Tüm modellerde horizontal yükleme sonucunda kortikal kemik dokusunda meydana gelen minimum asal gerilme değerleri Grafik 5’ de gösterilmektedir.



Grafik 5: Horizontal yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen en düşük minimum asal gerilme değerleri

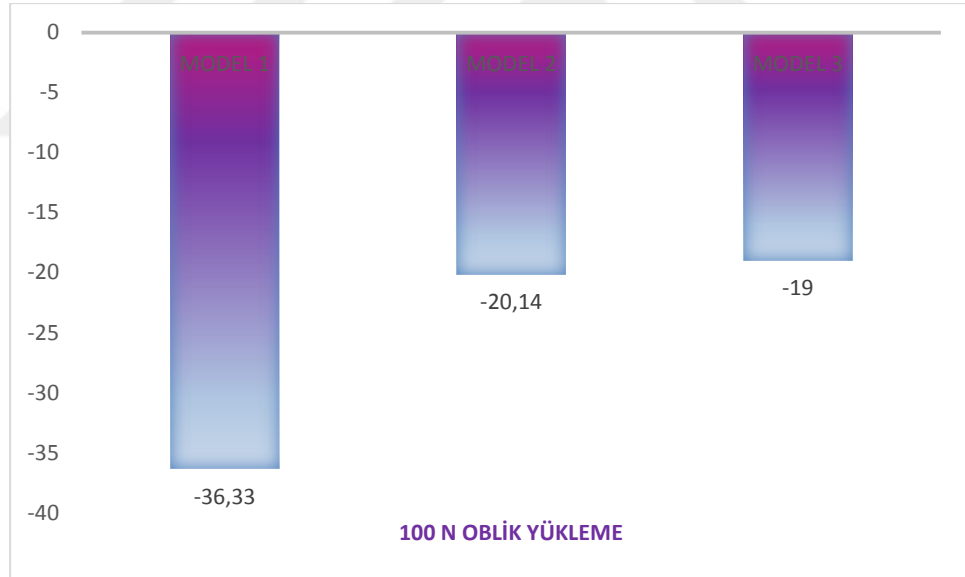
Sayısal olarak incelendiğinde en düşük minimum asal gerilme değeri Model 1’ de (-114,75 MPa) (Resim 104a) belirlenmiştir. Model 1’ de ara parça kullanılmadan Ti Grade 5 materyalden üretilen bar tutucunun kemikte mutlak değer olarak en yüksek minimum asal gerilme değerini gösterdiği ve bu nedenle kemik dokuda daha yüksek basma (sıkışma) gerilmesine neden olabileceği sonucuna varılmıştır. En yüksek basma gerilmelerin olduğu bölgeler mavi ile gösterilmektedir. Model 2 (-84,47 MPa) (Resim 107b) ve Model 3 (-83,95 MPa) (Resim 107c)’ de kaydedilen minimum asal gerilme değerleri arasında belirgin bir farklılık gözlenmemiştir. Üç modelde de basma geriliminin, implantın boyun bölgesine komşu kortikal kemik dokusunun lingualinde yoğunlaştığı belirlenmiştir.



Resim 104a,b,c: Horizontal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımının okluzalden görünümü

4.3.3 Oblik Yükleme Bulguları

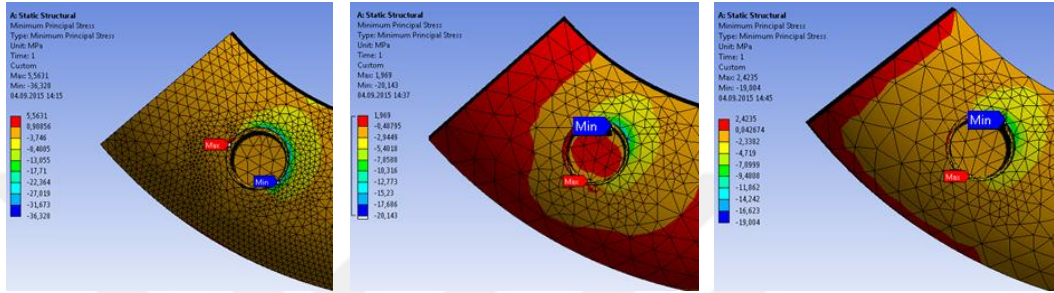
Tüm modellerde oblik yükleme sonucunda kortikal kemik dokusunda meydana gelen minimum asal gerilme değerleri Grafik 6’ da gösterilmektedir.



Grafik 6: Oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen en düşük minimum asal gerilme değerleri

Sayısal olarak incelendiğinde en düşük minimum asal gerilme değeri Model 1’ de (-36,33 MPa) (Resim 108a) belirlenmiştir. Model 1’ de ara parça kullanılmadan Ti Grade 5 materyalden üretilen bar tutucunun kemikte mutlak değer olarak en yüksek

minimum asal gerilme değerini gösterdiği ve bu nedenle kemik dokuda daha yüksek basma (sıkışma) gerilmesine neden olabileceği sonucuna varılmıştır. Model 2 (-20,14 MPa) (Resim 108b) ve Model 3 (-19,00 MPa) (Resim 108c)’ de kaydedilen minimum asal gerilme değerleri arasında belirgin bir farklılık gözlenmemiştir. Üç modelde de basma geriliminin daha çok kortikal kemiğin boyun bölgesinin lingualinde yoğunlaştığı belirlenmiştir.

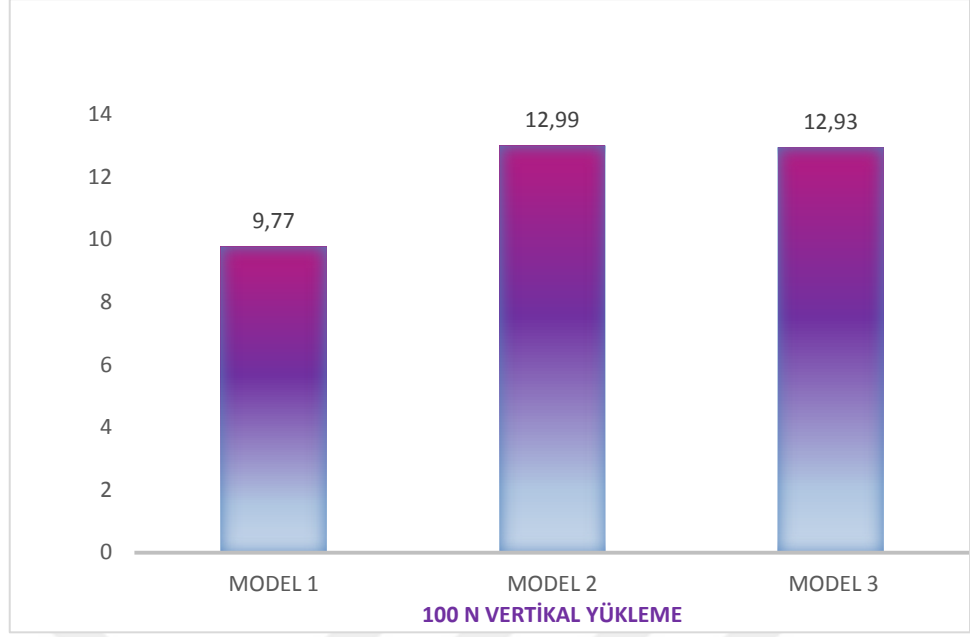


Resim 105a,b,c: Oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımının okluzal görünümü

4.4 Kemik Dokuda Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları

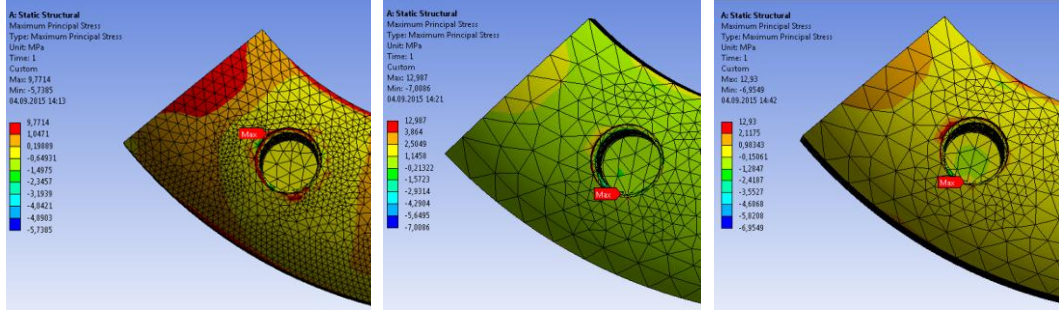
4.4.1 Vertikal Yükleme

Tüm modellerde vertikal yükleme sonucunda kortikal kemik dokusunda meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri Grafik 7’ de gösterilmektedir.



Grafik 7: Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilme değerleri

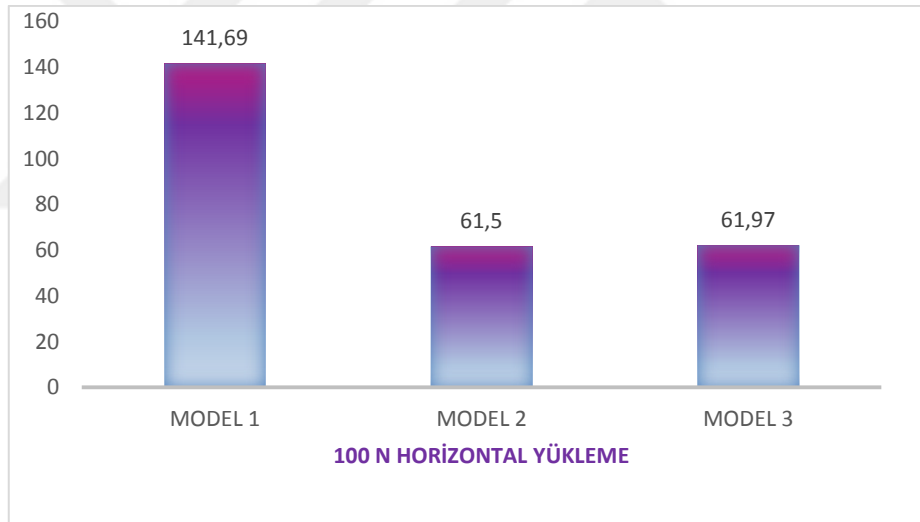
Vertikal yükleme altında kortikal kemik dokuda meydana gelen gerilme değerlerini sayısal olarak incelediğimizde en yüksek maksimum asal gerilme değerinin Model 2’ de olduğu görülmektedir. Ayrıca Model 2 (12,99 MPa) (Resim 109b) ve Model 3 (12,93 MPa) (Resim 109c) arasında en yüksek maksimum asal gerilme değerleri açısından belirgin fark olmamakla birlikte, en düşük maksimum asal gerilme değeri Model 1 (9,77 MPa) (Resim 109a)’ de kaydedilmiştir. En yüksek çekme gerilmesinin olduğu alanları kırmızı olarak gösterilmektedir. En yüksek maksimum asal gerilme değerleri Model 1’ de lingual bölgede elde edilirken, diğer modellerde bukkal bölgede yoğunlaştığı gözlenmiştir. Bu bölgelerin vertikal yüklemeler sonucunda çekme gerilmesine daha fazla maruz kaldığı düşünülmektedir.



Resim 106a,b,c: Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımının okluzal görünümü

4.4.2 Horizontal Yükleme

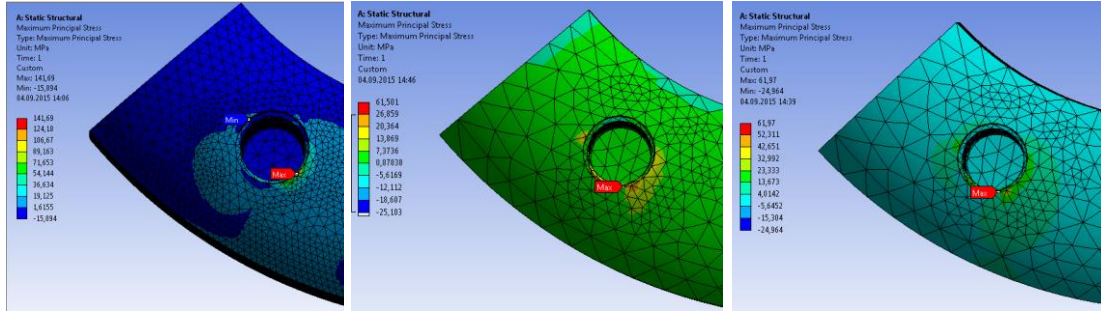
Tüm modellerde horizontal yükleme sonucunda kortikal kemik dokusunda meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri Grafik 8’ de gösterilmektedir.



Grafik 8: Horizontal yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilme değerleri

Horizontal yükleme altında kortikal kemik dokuda meydana gelen gerilme değerlerini sayısal olarak incelediğimizde en yüksek maksimum asal gerilme değerinin Model 1 (141,69 MPa) (Resim 110a)’ de ve kırmızı ile gösterilen bölgelerde olduğu görülmektedir. Ayrıca Model 2 (61,5 MPa) (Resim 110b) ve Model 3 (61,97 MPa) (Resim 110c) arasında en yüksek maksimum asal gerilme değerleri açısından belirgin fark olmadığı görülmüştür. En yüksek maksimum asal

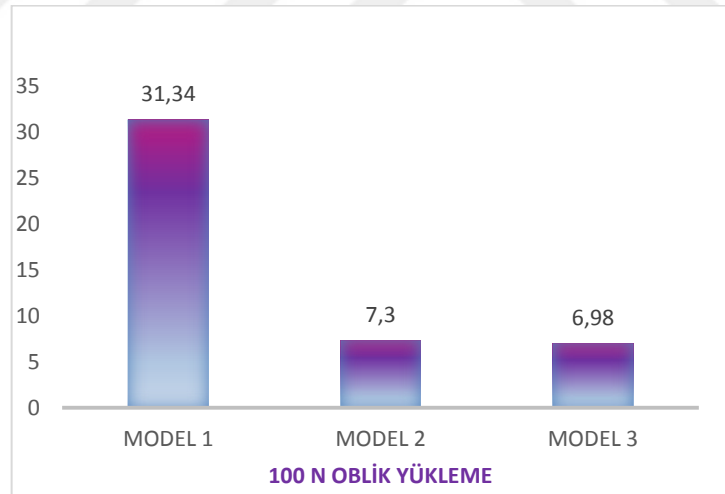
gerilme değerleri bukkal bölgeden elde edilirken, horizontal yüklemeler sonucunda çekme gerilmesine bukkal bölgenin daha fazla maruz kaldığı gözlenmiştir.



Resim 107a,b,c: Horizontal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımının okluzal görünümü

4.4.3 Oblik Yükleme

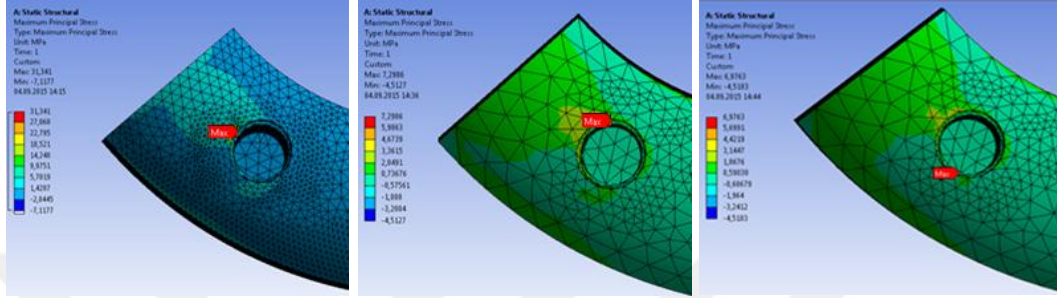
Tüm modellerde oblik yükleme sonucunda kortikal kemik dokusunda meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri Grafik 9’ da gösterilmektedir.



Grafik 9: Oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilme değerleri

Oblik yükleme altında kortikal kemik dokuda meydana gelen gerilme değerlerini sayısal olarak incelediğimizde en yüksek maksimum asal gerilme değerinin Model 1 (31,34 MPa) (Resim 111a)’ de olduğu görülmektedir. Ayrıca Model 2 (7,3 MPa) (Resim 111b) ve Model 3 (6,98 MPa) (Resim 111c) arasında en

yüksek maksimum asal gerilme değerleri açısından belirgin fark görülmemiştir. En yüksek maksimum asal gerilme değerleri Model 3’ de bukkal bölgeden elde edilirken, diğer modellerde kuvvetin uygulandığı distal bölgede yoğunlaşmıştır. Vertikal yükleme sonucunda bu bölgelerin çekme gerilmesine daha fazla maruz kaldığı gözlenmiştir.



Resim 108a,b,c: Oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımının okluzal görünümü

100 N büyüklüğünde horizontal, vertikal ve oblik yönlerde uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 6’ da gösterilmektedir.

100 N			
Model	Kuvvet Doğrultusu	Asal Gerilmeler(MPa)	
		Maksimum Asal Gerilme	Minimum Asal Gerilme
Model 1	Horizontal	141,69	-114,75
	Vertikal	9,77	-23,73
	Oblik	31,34	-36,33
Model 2	Horizontal	61,50	-84,47
	Vertikal	12,99	-20,74
	Oblik	7,30	-20,14
Model 3	Horizontal	61,97	-83,95
	Vertikal	12,93	-20,60
	Oblik	6,98	-19,00

Tablo 6: Farklı yönlerde 100 N büyüklüğünde uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri

5 TARTIŞMA

Son yıllarda diş hekimliği alanındaki teknolojik gelişmelerle birlikte tam dişsizlik olgularında implant üstü protetik tedavi uygulamaları yaygınlaşmaktadır. İmplantın uzun dönem başarısı, gelen yüklerin destek dokulara uygun şekilde aktarılmasına bağlıdır. İmplanttan destek dokulara yük dağılımı; gelen kuvvetin büyüklüğü ve yönü, implantların sayı, uzunluk, çap ve yüzey özelliği, kemik-implant ara yüzeyi, kemiğin kalitesi ve yapılan protezin tipine bağlı olarak değişmektedir. Bu nedenle implant üstü protez planlanan tam dişsizlik olgularında, implant ile kemik bağlantısının biyomekanik özelliklerinin dikkatle incelenmesi gerekmektedir (178,229,230).

İmplant destekli overdenture tarzı tam protez uygulamalarında bar-klips, ball, O-ring ve magnet ataçman gibi çeşitli tutucu tasarımları kullanılmaktadır (111). Tutucu çeşidi seçiminde; mevcut kemiğin hacmi, implant sayısı, implantların yerleşimi ve tahmini protez hareketleri etkili olmaktadır (178). Bu tutucu sistemlerinin, mandibular overdenture protezlerdeki gerilme dağılımı üzerine etkileri birçok çalışmada karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Tabata ve ark. iki implant destekli bar-klips ve O-ring tutuculu alt çene overdenture protezlerde gerilme dağılımını iki boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanarak karşılaştırmış ve O-ring ataçmanın bar-klips sistemine göre daha yüksek gerilme dağılımı gösterdiğini vurgulamışlardır. Çalışmanın sonuçları doğrultusunda, bar-klips tutucu sisteminin implant etrafındaki kemik dokusunda oluşan gerilme dağılımı açısından başarılı olduğu belirtilmiştir (231).

Assunção ve ark. iki boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanarak geleneksel tam protez, iki implantın bar tutucu ile splintlendiği ve splintlenmediği ball tutuculu overdenture protezleri karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. Birinci azı dişi bölgesinden 100 N büyüklüğünde vertikal kuvvet uygulanan geleneksel tam protezde implant çevresi kemikte 10,1 MPa, bar tutuculu overdenture protezde 51,0 MPa ve ball tutuculu overdenture protezde 52,6 MPa gerilme değerleri elde edilmiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda, tutucu sistemi kullanımının gerilme değerlerini arttırdığı, ayrıca alt çene overdenture protezlerde ball tutuculara göre bar-klips tutucu sistemi ile birbirine bağlanan implantların çevresindeki dokularda gerilme dağılımının daha düşük değerler gösterdiği belirtilmiştir. Bununla birlikte, kortikal kemiğin elastisite

modülünün trabeküler kemiğe göre daha yüksek olması nedeniyle, kortikal kemikte daha yüksek gerilme değerleri elde edilmiştir. İmplant destekli overdenture protezlerin ikisinde de kortikal kemikte oluşan *minimum asal gerilme* değerinin kuvvetin uygulandığı taraftaki implantın çevresinde, trabeküler kemikte ise implantların apikalinde gözlemlendiği belirtilmiştir. Kortikal ve trabeküler kemikte kaydedilen *minimum asal gerilme* değerinin bar tutucu kullanılan modelde daha az olduğu vurgulanmıştır (232). Çalışmamızda, benzer olarak kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerilme değerleri elde edilen bu sonuçlarla uyumludur.

Mericske-Stern ve ark. alt çene overdenture protezlerde iki implant ile desteklenen ve birbirine yuvarlak ve U kesitli bar ile bağlanan veya tek teleskop şeklindeki tasarımların gerilme dağılımlarını in vivo olarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçları doğrultusunda, bar tutucuların özellikle statik yüklemelerde ve maksimum çiğneme kuvveti uygulamalarında en başarılı yük dağılımını gösterdiği belirtilmiştir (233).

Menicucci ve ark. üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullandıkları çalışmada, iki implant destekli bar-klips ve ball tutuculu alt çene overdenture protezlerde implant çevresindeki kemikte gerilme dağılımını ve dişsiz kretin distalinde oluşan etki-tepki kuvvetini karşılaştırmışlardır. Birinci molar diş bölgesinden 35 N büyüklüğünde kuvvet uygulanan modellerde, kuvvet uygulanmayan taraftaki dişsiz kretin distalinde oluşan tepki kuvvetinin, ball tutucu kullanılan modelde bar tutucuya göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca; diğer çalışmalardan farklı olarak, implant etrafındaki kemik dokusunda oluşan gerilme dağılımının ball tutucu sistemlerinde daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır (234). Bu çalışmaların ışığında, ball ve bar tutucu sistemlerin hangisinin daha iyi bir kuvvet iletimi sağladığı konusunda kesin bir görüş birliği yoktur.

Bilhan ve ark. 2, 3 ve 4 implant yerleştirilen üç boyutlu alt çene modellerine uygulanan ball ve bar tutucu sistemlerin, çiğneme kuvvetleri altında gerilme dağılımlarını üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Hazırlanan modellere ön bölge, tek taraf ve çift taraflı olmak üzere çiğneme kuvvetini simüle eden 100 N büyüklüğünde vertikal kuvvetler uygulanmıştır. İmplant etrafında oluşan gerilmelerin azalması için; implant sayısının artırılması ve implantların splintlendiği ataçman türlerinin kullanımı önerilmiştir. Özellikle düşük

kemik kalitesi olan ve küçük boyutlarda implantların kullanıldığı olgularda bar tutucu seçiminin gerilme değerlerini önemli oranda azalttığı vurgulanmıştır. Bunun yanında, kemik kalitesi iyi olan ve ideal boyutlarda implantların yerleştirildiği alt çene tam dişsizlik olgularında ise, ball ataçman sisteminin uygun ve güvenilir bir tedavi seçeneği olabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca, overdenture protezlerde en uygun gerilme dağılımının çift taraflı yüklemede gözlemlendiği ve hastalara çift taraflı çiğnemenin önerilmesi gerektiği savunulmuştur (235).

Meijer ve ark. hazırladıkları üç boyutlu alt çene modelinin interforaminal bölgesine yerleştirilen iki implantın bar tutucuyla bağlandığı ve ayrı ataçman şeklinde uygulandığı durumlarda gerilme dağılımını karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında, vertikal okluzal yüklerin düşük gerilme değerleri gösterdiği modellerde, yüksek asal gerilmelerin oblik okluzal yüklerde meydana geldiğini ve en yüksek asal gerilmenin implantın boyun bölgesi etrafındaki kemik dokuda görüldüğünü belirtmişlerdir. Ayrıca; bar tutuculu modelde 7,4 MPa- 16,2 MPa, ayrı ataçmanlı modelde de 6,5 MPa-16,5 MPa olacak şekilde minimum ve maksimum asal gerilmeler arasında önemli derecede farklılık bulunmamıştır (236). Aynı araştırmacılar başka bir çalışmada, iki implantın bağlandığı bar tutucu sisteminin implant etrafındaki kemik dokusunda yüksek değerlerde basma ve çekme gerilimi dağılımına neden olduğu sonucuna varmışlardır. Bu sonuçlar doğrultusunda, implantların birbirine bağlanmaması veya bar-klips sistemi kullanılacaksa ön bölgeye ilave implantların yerleştirilmesi gerektiği savunulmuştur (237).

Çelik ve ark. implant sayısının ve tutucu sisteminin alt çene overdenture protezlerdeki yük dağılımı üzerine etkilerini fotoelastik gerilme analizi yöntemi kullanarak değerlendirmişlerdir. Alt çene interforaminal bölgeye yerleştirilen iki veya dört implant üstüne uygulanan ERA (kron dışı rezilyent ataçman), bar-klips ataçman, barın distaline yerleştirilen ball tutucu ve barın distaline yerleştirilen kron dışı rijit ataçman (Easy Slot) olmak üzere dört farklı tutucu sistemini karşılaştırmışlardır. Sağ birinci molar dişin merkezi fossasından uygulanan 133 N büyüklüğünde kuvvet sonucunda oluşan gerilmeler gözlenmiş ve polariskop ile fotoğraflanmıştır. En yüksek gerilme değerleri bar tutucunun distaline kron dışı rijit ataçman eklenen modelde gözlenmişken, en düşük gerilme değerleri ise implantların birbirine bağlanmadığı ERA ataçman grubunda belirlenmiştir. Ayrıca, bar-klips sisteminin implantlar arasında iyi bir gerilme dağılımı sağladığı ve implant sayısının,

implantlar etrafında meydana gelen gerilme değerleri üzerinde önemli ölçüde bir etkisi olmadığı vurgulanmıştır (238).

Çalışmamızda implantların birbirine tek ünite şeklinde bağlandığı ve bu şekilde gelen yükün sistem içinde daha iyi dağıtılabildiği bar tutucu sistemi kullanılmıştır. Bar tutucu sistemleri vertikal ve oblik yöndeki yer değiştirme kuvvetlerini engellemektedir. Tek bir parça gibi davrandığından daha retantif olup, stabilitesi ayrı kullanılan ataçmanlara kıyasla çok daha iyidir (231,234). Bar- klips ataçman sistemini etkileyen biyomekanik faktörler; implant sayısı, bar uzunluğu ve kullanılan materyalin özellikleridir (223). İki implantı sabitleyen bar tutucu sistemlerinin şekil farklılıkları da gerilme dağılımını etkilemektedir. Enine kesiti yuvarlak olan Hader bar gibi stres kırıcı ataçmanlar, implantlar etrafında daha iyi bir gerilme dağılımı sağlaması nedeniyle, Dolder bar gibi rijit oval bar tutucu sistemlerine tercih edilmektedir (213,239). Hader bar tutucu sisteminde, tek bir rotasyon eksenini etrafında menteşe hareketi gerçekleşmektedir. Splintleme işlemi ile implantların bağımsız hareketini engellemesine rağmen, kemik-implant arayüzündeki gerilim-gerinim dağılımını olumlu yönde etkilemektedir (231). Ancak; başarısızlığa neden olan gerilmenin rijit implant gövdesi, implantın boyun bölgesi veya Hader bar tutucu ataçmanından hangisinde daha çok yoğunlaştığı hala tam olarak belirlenememiştir (213,239). Çalışmamızda bu avantajları nedeniyle, Hader bar tutucu sistemi tercih edilmiş ve farklı üretim teknikleri ile farklı materyaller kullanılarak hazırlanan Hader bar tutucu çeşitleri gerilme dağılımı açısından karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Bar ataçmanın tercih edildiği implant üstü overdenture protezlerde, çeşitli faktörlerin gerilme dağılımı üzerine etkilerinin incelendiği çalışmalar mevcuttur. Hussein ve ark. alt çene modellerindeki gerilme dağılımlarını üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, iki implant üstüne Hader bar tutucu ve Hader bar tutuculara ilaveten distallerine yerleştirilen ERA ataçmanları karşılaştırmışlardır. Her modele azı diş bölgesinden 200 N vertikal kuvvet uygulanmış ve implant-kemik ara yüzündeki gerilmeler analiz edilmiştir. Çalışmanın sonuçları doğrultusunda, Hader bar-klips sisteminin, distaline ERA ataçman eklenen sisteme göre daha iyi bir gerilim-gerinim dağılımı gösterdiği bulunmuştur. Ayrıca, Hader bar-klips sisteminin distaline ERA ataçman ilave edilmesinin, özellikle yükleme yapılmayan taraftaki implant-kemik ara yüzünde aşırı gerilmelere neden olduğu belirtilmiştir (240).

Kumar ve ark. Hader bar tutucu ile desteklenen alt çene overdenture protezlerde bar tutucunun stiffener kalınlığının gerilme dağılımı üzerine etkisini üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. Alt çene interforaminal bölgeye 3,75 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda iki implant, aralarında 20 mm mesafe olacak şekilde yerleştirilmiş ve implantlar üzerine 1 mm, 2mm ve 3 mm' lik stiffener kalınlığı olan Hader bar tutucular modele edilmiştir. Üç boyutlu alt çene modellerinde abutment üzerine 35 N vertikal, 10 N horizontal ve 70 N oblik kuvvetler uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçları doğrultusunda en yüksek gerilmenin; 1 mm ve 2 mm stiffener kalınlığı olan modellerde implantın boyun bölgesinde, 3 mm stiffener kalınlığı olan modelde ise bar tutucuda gözlemlendiği belirtilmiştir. Gerilme dağılımının en iyi 3 mm' lik modelde gerçekleştiği ve bu nedenle implant başarısızlığının görülme olasılığının da düşük olacağı belirtilmiştir. Ayrıca, bütün modellerde destek kemik dokuda en yüksek gerilme değerlerinin implantın boyun bölgesinde gözlemlendiği vurgulanmıştır (213).

Rismanchian ve ark. alt çene bar tutuculu overdenture protezlerde, bar tutucu ile mukoza arasındaki mesafenin gerilme dağılımı üzerine etkisini araştırmışlardır. Kanin dişler bölgesine yerleştirilen iki implant üstü bar tutucuların mukoza ile arasındaki mesafe 0, 1, 2 ve 3 mm olacak şekilde alt çene modelleri hazırlanmıştır. Sol birinci azı diş bölgesinden 0,1 N ile 50 N arasında artacak şekilde vertikal kuvvet uygulanmış ve gerilme dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmiştir. 1 ve 2 mm mesafe olacak şekilde hazırlanan modellerde, implantlarda oluşan gerilme değerlerinin düşük olduğu ve bu değerleri sırasıyla 3 mm ile mesafe olmayan modellerin takip ettiği gözlemlenmiştir. Alt çene overdenture protezlerde Dolder bar tutucu kullanılan sistemlerde uygun gerilme dağılımları için tutucu ile mukoza arasında 1 veya 2 mm mesafe sağlanmasının gerektiği vurgulanmıştır (241). Bu araştırmanın sonuçlarını destekleyecek şekilde, çalışmamızda kullanılan Hader bar tutucunun mukoza ile arasındaki mesafe 1 mm olarak belirlenmiştir.

Pigozzo ve ark. alt çene iki implant üstü bar tutuculu overdenture protezlerde implantların paralel veya açılı yerleştirilmesinin gerilme dağılımı üzerine etkisini fotoelastik gerilme analizi yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Kullanılan fotoelastik yöntemde, kemik dokusunu simüle eden fotoelastik rezinin gerçek dokuyla farklılıklar içermesi ve çiğneme kuvvetlerinin birden fazla yönde gerçekleşiyor

olmasına rağmen çalışmada sadece vertikal yönde kuvvet uygulanmasının sonuçlarda gerçekten sapmalara neden olduğu belirtilmiştir. İmplantların paralel yerleştirildiği modelde gerilmenin en çok implantın apeksinde yoğunlaştığı, 10° açılı yerleştirildiği modelde ise implant yüzeyinin mezial ve distalinde yüksek gerilme değerleri gözlemlendiği belirlenmiştir. Paralel yerleştirilen modelde, gelen kuvvetlerin implantın uzun aksı boyunca kemiğe uygun bir şekilde iletildiği vurgulanmıştır (242). Çalışmamızda, bu sonuçlarla benzerlik gösterecek şekilde alt çene interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar, kuvveti uzun aksı boyunca kemiğe iletebilmesi amacıyla paralel olarak yerleştirilmiştir.

Spazzin ve ark. horizontal uyumsuzluk ve vertikal kemik kaybının simüle edildiği alt çene modellerinde, iki implant üstü bar tutuculu overdenture protezlerdeki tutucu kesitinin gerilme dağılımı üzerine etkisini üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanarak değerlendirmişlerdir. Yuvarlak, oval ve Hader bar şeklinde olmak üzere üç farklı kesitte Co-Cr alaşımından hazırlanan bar tutucunun, interforaminal bölgeye yerleştirilen iki implant üstüne uygulandığı üç boyutlu alt çene modelleri hazırlanmıştır. Bar tutucu kesitinin etkisini; üç farklı horizontal uyumsuzluk değerinin (10 µm, 50 µm, 100 µm) simüle edildiği modellerde ve standardize edilen (50 µm) horizontal uyumsuzluk değerinde, 1,4 mm vertikal kemik kaybının olduğu ve olmadığı modellerde incelenmiştir. Analizler sonucunda; Hader bar tutucunun, diğer tutucu çeşitleriyle karşılaştırıldığında sistem üzerinde en yüksek statik gerilmeleri gösterdiği belirtilmiştir. Bu çalışmada, horizontal uyumsuzluk değerlerindeki artışla birlikte gerilme değerlerinde de doğru orantılı olarak belirgin bir artış gözlenmiştir. Ayrıca, kemik kaybının gerilme değerlerini ve implant etrafındaki kemik dokudaki gerinimi arttırdığı vurgulanmıştır. Horizontal uyumsuzluk ve kemik kaybının mevcut olduğu durumda en düşük gerilme değeri, yuvarlak kesitli bar tutucuda tespit edilmiş ve biyomekanik özellikleri geliştirmek için bar tutucu dizaynının basitleştirilmesi gerektiği savunulmuştur (243).

Santos ve ark. enine kesitleri farklı olan bar alt yapı ve farklı klips materyallerinin alt çene overdenture protezlerdeki gerilme dağılımı üzerine etkilerini üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanarak araştırmışlardır. Yuvarlak, oval veya Hader bar şeklinde enine kesiti olan farklı bar alt yapılar, altın veya plastik klips materyalleri ile 100 µm vertikal uyumsuzluk bulunan veya bulunmayan toplam

12 katı model oluşturulmuştur. Hazırlanan modellere 100 MPa büyüklüğünde kuvvet sağ birinci molar bölgesinden uygulanmıştır. Bu yükleme sonucunda, protetik parçalarda oluşan Von Mises gerilmeleri ve kemik dokuda görülen mikro-gerinim değerleri analiz edilmiştir. Çalışmanın sonuçları doğrultusunda, klips ve vidada oluşan en düşük gerilme değerleri ve implant çevresi kemikte oluşan en düşük mikro-gerinimin yuvarlak kesitli bar alt yapıda kaydedildiği, buna rağmen bar alt yapıda oluşan en düşük gerilme değerlerinin ise Hader bar tutucuda gözlemlendiği belirtilmiştir. Ayrıca, bütün alt yapı modellerinde altın klipsle kıyaslandığında plastik klipslerin oluşan gerilme miktarını azalttığı gözlemlenmiştir. Çalışmanın sonucunda, klips materyali ve bar alt yapının enine kesitinin, vertikal uyumsuzluğu olan overdenture protezlerde gerilme dağılımı üzerinde etkilerinin olduğu vurgulanmıştır (244).

İmplant üstü tam protezlerin metal alt yapılarının üretiminde; döküm, prefabrike parçaların lazer kullanılarak lehimlenmesi, CAD/CAM ve CNC milling yöntemi gibi çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (130,131,132). Geleneksel kayıp mum döküm tekniğiyle üretilen bar tutucularda; implant ile bar tutucu arasında oluşan uyumsuzluk; ölçü malzemesi, alçı, mum, revetman ve metal alaşımlar gibi döküm işleminde kullanılan materyallerdeki hacimsel ve lineer genleşme/büzülme gibi değişikliklere bağlı olarak meydana gelmektedir. CNC milling cihazında tek parça titanyum blokların kazınmasıyla elde edilen bar tutucularda geleneksel döküm yöntemlerinde karşılaşılan bu distorsiyon kontrol altına alınabilmektedir (139,245).

İmplant üstü overdenture protezlerde hastaya, cerrahi girişime ya da implant firmasına bağlı olarak ortaya çıkan bazı problemleri çözme amacıyla, ara parça kullanılmadan direkt bar tutucu üretiminde CNC milling yönteminden faydalanılmaktadır. İmplant cerrahisi sırasında fazla derine yerleştirilen implantlarda ve implant firmasına ait uygun boyutlarda dişeti yüksekliğine sahip ara parçanın bulunmadığı durumlarda ya da ara parçanın tolere edemeyeceği açıda konumlanan implantların üstüne direkt milling yöntemi kullanılmaktadır. Ayrıca uygulanan implantın markasının bilinemediği durumlarda da bilgisayar ortamına aktarılan modeller üzerinde yazılımlar kullanılarak hastaya özel bar tutucu üretimi ara parça olmaksızın direkt yapılabilmektedir. CNC milling tekniğini, geleneksel üretim teknikleriyle kıyaslayan bir çalışmada alt yapıyla implant arasında çok daha iyi bir uyum sağlandığı belirtilmiştir (246,247).

Bar tutucu üretimine bağlı oluşan sistemin parçaları arasındaki uyumsuzluk bakteriyel invazyona, bununla birlikte periimplantitis ve krestal kemik kaybına neden olmaktadır (247, 248). Çalışmamızda da bu durumlar göz önüne alınarak yaşanabilecek sorunlara karşı bar uygulama yöntemlerindeki çeşitlilik değerlendirilmiştir. Bu nedenle, yapılacak bireysel barların implantla uyumu son derece önemlidir. Çalışmamızda yer alan klinik vakalarda bar alt yapıların uyumu radyografi ile kontrol edilmiştir.

Mevcut literatürde, döküm ve CNC milling yöntemleri gibi farklı üretim teknikleriyle hazırlanan bar tutucu sistemlerin mekanik dayanımlarının karşılaştırıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu nedenle; çalışmamızda alt çene implant üstü overdenture protezler için farklı üretim tekniği ve farklı materyaller kullanılarak hazırlanan bar tutucu sistemlerinin implant, bar tutucu, vida ve kemik üzerindeki gerilme dağılımlarının incelenmesi amaçlanmıştır.

Bazı çalışmalarda, bar tutucu sistemlerinde kullanılan farklı materyaller ve üretim teknikleri nedeniyle oluşan uyumsuzlukların gerilme dağılımı üzerine etkileri değerlendirilmiştir. Bu araştırmalardan birinde, Spazzin ve ark. bar altyapılardaki horizontal uyumsuzlukların ve kullanılan materyallerin bar tutuculu overdenture protezlerdeki gerilme dağılımı üzerine etkilerini üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanarak incelemişlerdir. Dairesel kesitli altın alaşımdan iki implant üzerine modele edilen bar tutucuda farklı horizontal uyumsuzluk değerlerinin etkisi karşılaştırılmıştır. Horizontal uyumsuzluğun barın alt bölgesi, vida boynu, implantın servikal ile orta üçlüsü ve implantın çevresindeki kortikal kemikte gerilmelerin yoğunlaşmasına neden olduğu ve uyumsuzluktaki artışın bu yapılardaki gerilme değerlerini önemli oranda arttırdığı gözlenmiştir. Tip 4 altın alaşımı, Ag-Pd alaşımı, saf Ti ve Co-Cr alaşımı gibi farklı materyallerin etkisinin de incelendiği çalışmada, gerilmelerin yine aynı bölgelerde yoğunlaştığı belirtilmiştir. Ayrıca, bar materyali sertliğinin kortikal kemik ve bar altyapıda gerilmelerin artmasına sebep olurken, vida ve implanttaki gerilme değerleri üzerinde önemli bir etki göstermediği gözlenmiştir. Bar altyapıda düşük gerilme değerleri görülmesine neden olan altın alaşımlarının; kortikal kemik, vida ve implant gibi sistemin diğer üyelerinde gerilme miktarında önemli derecede azalmaya neden olmadığı görülmüştür (217). Natali ve ark.'nın yaptıkları benzer bir çalışmanın bulguları bu sonuçlarla farklılık göstermektedir.

Araştırmada, bar alt yapının rezilyensinin implant çevresi kemik dokuya iletilen gerilme değerlerini azalttığı savunulmuştur (249).

Abreu ve ark. bar tutuculu alt çene overdenture protezlerde kullanılan farklı bar materyali çeşitlerindeki vertikal uyumsuzluğun gerilme dağılımı üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemini kullanmışlardır. İnterforaminal bölgeye yerleştirilen 3,75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda iki implant üzerine 100 μm ' luk vertikal uyumsuzluğa sahip olan dört farklı materyalden bar tutucunun (altın alaşımı, Ag-Pd alaşımı, saf Ti ve Co-Cr alaşımı) kullanıldığı üç boyutlu modeller hazırlanmıştır. Sonuç olarak; bütün modellerde implantın boyun bölgesi etrafındaki kortikal kemikte ve apikal bölgesindeki spongioz kemikte gerilmelerin yoğunlaştığı görülmüştür. Ayrıca; bar materyalinin elastisite modülünün artmasıyla bar altyapı, implant ve vidalarda oluşan gerilme değerlerinde artış görüldüğü vurgulanmıştır. Bar tutucu materyali sertliğinin; implant etrafındaki kemikte oluşan gerilmeler üzerinde önemli derecede etkisinin bulunmadığı, bunun yanında sistemin mekanik parçaları üzerindeki gerilme değerlerini önemli oranda etkilediği belirtilmiştir (250). Çalışmamız, materyal sertliğinin implant çevresi kemikte oluşan gerilmeler üzerinde önemli etkisinin bulunmaması şeklindeki sonuçları ile bu araştırmayla benzerlik göstermekle birlikte, sistemin mekanik parçalarında oluşan gerilme miktarı üzerinde de önemli bir etkisi olmadığı yönündeki sonucu ile farklılaşmaktadır. Elde edilen bu sonuçların, Abreu ve ark. çalışmamızdan farklı olarak bar tutucunun üretimi esnasında oluşabilecek implant ile birleşimindeki vertikal uyumsuzluğu simüle etmesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda Model' 2 de Grade 5 Titanyum ve Model 3' de Co-Cr alaşımları olmak üzere iki farklı materyalden hazırlanan bar tutucu sistemlerinin gerilme üzerindeki etkisi karşılaştırılmıştır. Vertikal ve horizontal yönde 100 N büyüklüğünde uygulanan kuvvetler sonucunda implant, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan Von Mises gerilme değerleri arasında önemli oranda bir farklılık görülmemekle birlikte, oblik yönde yükleme yapılması implant üzerinde Model 2 (105,1 MPa)' de Model 3 (87,66 MPa)' den daha yüksek olacak şekilde sonuçlar vermiştir. Elastisite modülünün artmasıyla oblik yönde kuvvet uygulanan bar tutucu sisteminde implant üzerinde oluşan gerilme değerlerinin azaldığı, bunun yanında

kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerilmeler üzerinde önemli derecede etkisinin bulunmadığı tespit edilmiştir.

İmplant destekli protezler üzerine gelen vertikal ve/veya horizontal kuvvetler, implant ve implant çevresi kemik dokusuna iletilerek gerilmeler meydana getirir (47). Düşük gerilme değerleri kemikte atrofiye neden olmakla birlikte, implantlara gelen aşırı yüklemeler marjinal kemik rezorpsiyonu, kemik kaybı, baskı nekrozu ve sonuç olarak osseointegrasyonda başarısızlıkla sonuçlanmaktadır (251). Bu nedenle; tutucu tasarımının kemik ve implant üzerindeki gerilme dağılımına etkisi çeşitli gerilme analiz yöntemleri kullanılarak araştırılmıştır. Bunlar arasında en çok kullanılan yöntemler; sonlu elemanlar analiz yöntemi, fotoelastik yöntem ve strain-gauge yöntemidir (178,229,230).

İmplant biyomekaniğinin incelendiği birçok araştırmada, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yönteminin diğer yöntemlere göre gerçeğe daha yakın sonuçlar gösterdiği belirtilmiştir (180,252-254).

Sonlu elemanlar analizi yönteminde implant, üst yapı ve kemikte meydana gelen gerilmelerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri hesaplanabilmekte, ayrıca malzeme özelliklerinin doğru verildiği takdirde kemik, implant ve protezin simülasyonları mümkün oldukça gerçeğe yakın sağlanabilmektedir. Bu avantajları nedeniyle çalışmamızda da analiz yöntemi olarak sonlu elemanlar analizi yöntemi tercih edilmiştir (254,255).

Dental implant-kemik bağlantısı gibi karmaşık geometrilere sahip modellerin incelendiği çalışmalarda, gerilme analizinin yapılabilmesi için sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi gibi sayısal metodların kullanılması gerekmektedir. Bu yöntemde, incelenecek bölge çok sayıda küçük ve basit elemanlara ayrılarak karmaşık mekanik problemlerin çözülmesi gerçekleştirir. Analizi yapılacak olan bölgenin küçük elemanlara ayrılması için bir ağ gereklidir ve bu ağ sayesinde elemanlar, düğümler ve sınır koşulları birleştirilerek sayısal bir model elde edilir (178). Bu sayede dokuların ya da materyallerin matematiksel modelleri bilgisayar ortamına aktarılabilir. Detaylar gerçeğe birebir uymasa da çeşitli limitasyonlara rağmen bu yöntem, in-vivo çalışmalara göre oldukça avantajlıdır. Matematiksel modeller tamamen bilgisayar ortamında hazırlandığı için araştırmacı tarafından modelin geometrisi, yükleme tipi ve sınır koşulları gibi parametreler değiştirilebilir.

Ayrıca; in vivo çalışmalarda sağlanması mümkün olmayan tekrarlanabilirlik özelliği bu yöntemin en büyük avantajlarından biridir (255).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi iki veya üç boyutlu olacak şekilde kullanılabilir. Çeşitli çalışmalar sonucunda; iki boyutlu yerine üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yönteminin kullanılmasının gerçeğe yakın sonuçlara ulaşmada daha faydalı olduğu bildirilmektedir (254,255). Meijer ve ark. iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemlerini üç farklı model üzerinde karşılaştırmışlardır. Bu çalışma sonucunda, iki boyutlu analizin modellerin hazırlanması ve hesaplamalar açısından zaman kazandırdığı halde üç boyutlu analiz yönteminin tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (256). İsmail ve ark. iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemlerini karşılaştırdıkları çalışmada, üç boyutlu modellerde hem geometri hem de yükleme açısından gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmiştir. İki boyutlu analiz yönteminin ise gerilme dağılımlarını detaylı olarak yansıtamadığı, sadece asal gerilme dağılımlarının incelenmesi istenen durumlarda yeterli olabileceği belirtilmiştir (257). Bu yüzden çalışmamızda, implant ve çevresindeki kemik dokusunda oluşan gerilimlerin incelenmesinde daha detaylı bir yöntem olan üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi tercih edilmiştir. Ancak, sonlu elemanlar analizi yönteminin klinik koşullara uyarlanmasında çeşitli limitasyonlar söz konusudur. Örneğin, bu yöntemde doğal yapıların taklit edilebilmesi amacıyla ağız içinde değişiklik gösteren faktörler sabit olarak kabul edilmektedir (5,178,254). Ayrıca, çalışmamızda kabul edilen implant ile kemik yüzeyi arasındaki %100' lük osteointegrasyon klinik olarak her zaman gerçekleşmemektedir. Doğal dokuları simüle eden matematiksel model homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir, ancak bunlar doğal dokularda değişkenlik gösterebilmektedir.

Meijer ve ark. üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yaptıkları çalışmalarında, gerçeğe uygun yükleme ve sınırlama koşulları ile modele edilen yalnızca interforaminal bölgenin kullanıldığı modellerin, tüm mandibula modellemeleriyle benzer sonuçlar yansıttığını belirtmiştir (256). Bu nedenle, çalışmamızda sadece interforaminal bölgeyi simüle eden üç boyutlu alt çene modelleri kullanılmıştır. Aynı araştırmacılar üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi kullandıkları başka bir çalışmada, gerçeğe yakın sonuçlar elde edebilmek için; daha ayrıntılı çalışma modelleri hazırlanmasını, modeli oluşturan eleman ve düğüm sayılarının fazla olması

gerektiğini savunmuşlardır (251). Bu görüş doğrultusunda gerçeğe yakın analiz sonuçları elde edebilmek amacıyla, çalışma modellerimiz ortalama 825425-1015711 arası düğüm ve 534756-683345 arası elemandan oluşacak şekilde hazırlanmıştır.

Sonlu elemanlar analizi yönteminde, dental implantlara gelen aksiyel ve horizontal yükleri tek başına değerlendirmek yeterli olmamakta, bununla birlikte kombine yüklerin de dikkate alınması gerekmektedir. Çünkü, kortikal kemikte en yüksek lokalize gerilmeye neden olan kombine yükler, okluzal kuvvetleri daha iyi temsil etmektedir. Bu nedenle, kombine olan oblik yönde kuvvetlerin uygulanması daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesini sağlar (178,254). Bazı araştırmacılar tarafından, ortalama çiğneme kuvvetinin hareketli protez kullanan bireyler için 100 N ile 140 N arasında olduğu belirtilmiştir (223,259). Çalışmamızda da ortalama çiğneme kuvvetini simüle edecek şekilde 100 N ve kanin dişler bölgesindeki maksimum çiğneme kuvvetini simüle edecek şekilde 300 N büyüklüğünde vertikal, horizontal ve oblik yönlerde kuvvetler uygulanmıştır. Üç model için de implant, kortikal ve trabeküler kemikte en yüksek Von Mises gerilme değerleri horizontal yönde uygulanan kuvvet sonucunda kaydedilmiştir. Vertikal ve oblik yönde uygulanan kuvvet sonucunda oluşan gerilme değerleri bunu takip etmektedir. 100 N büyüklüğünde üç yönde uygulanan kuvvetler sonucu oluşan gerilme değerleri titanyumun mukavemet değerleri aralığındadır, bu yüzden implant üzerinde deformasyona neden olmamaktadır.

6 SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçları özetleyecek olursak;

1. Üç farklı yönde 100 N kuvvet yüklemesi sonucunda implantlarda oluşan en yüksek Von Mises gerilme değerleri, ara parça kullanılmadan Ti Grade 5 materyalden üretilen bar tutucuda kaydedilmiştir, ancak bu değer implantın mukavemet değerleri aralığında olduğundan herhangi bir hasar görülmemektedir.
2. Vertikal, horizontal ve oblik yönlerde 100 N büyüklüğünde uygulanan kuvvetler sonucunda implantlarda oluşan gerilmeler implant boynu çevresinde yoğunlaşmaktadır.
3. Horizontal yükleme sonucunda bütün modellerde, hem implant hem de kemik dokuda kaydedilen gerilme değerleri vertikal ve oblik yüklemelere göre daha yüksektir.
4. Üç farklı yönde 100 N büyüklüğünde uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan asal gerilme değerleri, kortikal kemiğin sıkışma ve gerilme dayanımının altında bulunmaktadır.
5. Bütün modellerde üç farklı yönde uygulanan kuvvetler sonucunda trabeküler kemikte oluşan gerilme miktarları, kortikal kemiğe kıyasla oldukça düşük değerler göstermektedir.
6. İmplant destekli overdenture protezlerde bar tutucu uygulamalarında ara parça kullanımı, gelen kuvveti absorbe ederek implant ve kemiğe iletilen gerilme miktarını azaltmaktadır.
7. Bar tutucu materyalinin elastisite modülünün, gelen kuvvetler sonucunda implant ve kemik dokuda oluşan gerilme değerleri üzerinde önemli bir etkisi bulunmamaktadır.
8. Vertikal, horizontal ve oblik yüklemeler sonucunda, ara parçanın kullanıldığı Co-Cr materyalden üretilen bar tutucuda implant, kortikal kemik ve trabeküler kemik üzerinde oluşan gerilmeler Ti Grade 5 materyalden üretilen bar tutucuda kaydedilen değerlere yakın veya daha düşük olarak tespit edilmiştir. Bu durum, implant firmasının orijinal ara parçasının kullanımı ile ilişkilendirilmektedir.
9. 300 N büyüklüğünde horizontal yönde kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda en yüksek gerilmeler meydana gelmektedir. Ayrıca, bu

değerler bütün modeller için titanyumun mukavemet değerinin üzerindedir ve deformasyona neden olabileceği düşünülmektedir.

Yaptığımız gerilme analizi testlerinin klinikteki yansımaları görmek amacıyla az sayıda hastayla yaptığımız kısa dönemli gözlemlerimizi özetlemek gerekirse; üç farklı bar tutucu sisteminin 6 aylık periyotlarla yapılan klinik ve radyografik muayenelerinde herhangi bir başarısızlıkla karşılaşılma ve hasta memnuniyeti ile ilgili olumlu geri dönüşler alınmıştır.

Alt çene iki implant üstü bar tutuculu overdenture protezlerde implant firmasının ara parçayı temin edebildiği ve dişeti yüksekliğinin standart boyutlara uyduğu durumlarda ara parça kullanılarak bar yapımı tercih edilebilir. Ancak kesin yargılar için daha çok sayıda ve daha uzun süreli hasta uygulamalarına gereksinim vardır.

7 KAYNAKLAR

1. Misch CE. Dental Implant Prosthetics. 2nd ed. St Louis: Mosby; 2005.
2. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent* 2001;85:141-7.
3. Misch CE. Dental İmplant Protezler. Nobel Tıp Kitabevleri. 2009;1-455.
4. Davis DM, Zarb GA, Chao YL. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part I. The effect of varying the number of supporting abutments *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:197-201.
5. Epstein DD, Epstein PL, Cohen BI, Pagnillo MK. Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent* 1999;82:579-84.
6. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denturebearing area. Part I: In vivo verification of stereolithographic model. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:617-23.
7. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(4):601-2.
8. Stricker A, Gutwald R, Schmeizeisen R, Gellrich NG. Immediate loading of 2 interforaminal dental implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results after 24 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:868-72.
9. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent* 2004;92:328-36.
10. Batenburg RHK, Meijer HJA, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:539-45.
11. Jemt T, Book K, Karlsson S. Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:301-8.
12. Davodi A, Nishimura R, Beumer J. An implant supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and hader clip retention as a restorative

option for the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent* 1997;78:212-7.

13. Jemt T, Back T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont* 1999;12:209-15.
14. Hulterstrom M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:475-80.
15. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:91-100.
16. Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: a 2-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:199-206.
17. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:448-55.
18. Carr AB, Stewart RB. Full-arch implant framework casting accuracy: preliminary in vitro observation for in vivo testing. *J Prosthodont* 1993;2:2-8.
19. Linke BA, Nicholls JI, Faucher RR. Distortion analysis of stone casts made from impression materials. *J Prosthet Dent* 1985;54:794-802.
20. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993;69:503-9.
21. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:216-22.
22. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:331-6.
23. Strong SM. Improved Fit with a CAD/CAM Titanium Bar Overdenture An efficient, cost-effective approach for long-term success. *Inside Dentistry* 2013;9:46-54.
24. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri Ltd; 2000.
25. Misch CE. The Core-Vent implant system in Endosteal dental implants. St Louis: Mosby; 1991.
26. Dalkız M. Pratik Dişhekimliği İmplantolojisi. İstanbul: Vestiyer Yayın Grubu; 2009.

27. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;60:75-84.
28. Ring ME. A thousand years of dental implants: A definitive history- Part 2. *Compend Contin Educ Dent* 1995; 16:1060-9.
29. Schroder A. A Brief History of Implantology. In; Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. (2.eds). *Oral Implantology* Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York;1996,60-63.
30. Misch CE, Bidez MW. A scientific rationale for dental implant design, In Misch CE, editor. *Contemporary implant dentistry*, ed 2. St Louis: Mosby Co; 2005.
31. Spiekermann H. *Implantology, Color Atlas of Medicine*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 1995.
32. Greenfield EJ. Implantation of artificial crowns and bridges abutments. 1913. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29(4):232-7.
33. Strock AE. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus. *Amer. J. Orthodont Oral Surg* 1939;25:467-72.
34. Dahl GSA. Om mojliggheten for inplantation i kaken av metallskelet som bas eller retention for fasta eller avtagbara proteser, *Odont T* 1943;51:440–6.
35. Goldberg NI, Gershkoff A. Implant lower dentures. *Dent Digest* 1949;55: 490–4.
36. Linkow IL, Chercheve R. *Theories and techniques of oral implantology vol 1*. St Louis: Mosby Co; 1970.
37. Linkow IL. *Implant dentistry today: a multidisciplinary approach vol 1*. St Louis: Mosby Co; 1990.
38. Branemark P, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue Integrated Prosthesis- Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1985:1-7.
39. Derome J. A Bit of History and Dental Histology Today, *Promot Dent* 1973;20:12-8.
40. Alberkson T, Zarb GA. *The Bränemark Osseointegrated Implant*. Chicago: Quintessence Pub Co; 1989.
41. Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J*

- Plast Reconstr Surg 1969; 3: 81–100.
42. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In Branemark PI, editor: Tissue-Integrated Prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Pub Co; 1985:11-76.
 43. Misch CE. Mandibular Implant Overdenture Design and Fabrication. In: Dental Implant Prosthetics, Misch CE, St Louis: Mosby Co; 2005: 228-264.
 44. Spiekermann H, Donalt K, Hassel T. Color atlas of dental medicine implantology. Ed: Rateitschak KH. Newyork; 1995.
 45. Harris BW. A new technique for the subperiosteal implant. J Am Dent Assoc 1990;121(3):422-4.
 46. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. J Clin Periodontol 1991;18(16): 474-81.
 47. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983;49:843-8.
 48. Brandt Hans H. Einleitung. In; Brandt Hans H (eds). Einführung in die Implantologie München; Wien; Baltimore; 1996: 1-13.
 49. Hahn JA. The Blade Implant. J Am Dent Assoc 1990;121:394-402.
 50. Linkow L. Clinical evaluation of the porous designed endosseous implants. J Oral Implantol Transplant Surg 1966;12:35-44.
 51. Albrektsson T, Zarb D, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1(1):11-25.
 52. Lubar RL, Katın RA. Implant systems incorporating the hollowbasket concept. J Am Dent Assoc 1990;121(3):384-92.
 53. Engelman MJ. Osteointegrasyonda Klinik Endikasyon ve Planlama. Quintessence Yayıncılık; 2008.
 54. Eriksson C, Lausmaa J, Nygren H. Interactions between human whole blood and modified TiO₂-surfaces: influence of surface topography and oxide thickness on leukocyte adhesion and activation. Biomaterials 2001;22(14):1987-96.
 55. Albrektsson T. Direct Bone Anchorage of Dental Implants. J Prosthet Dent 1983;50: 255-61.
 56. Keller JC, Young FA, Natiella JR. Quantitative bone remodelling resulting from the use of porous dental implants. J Biomed Mater Res 1987;21(3):

305-19.

57. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design-effect on bone remodelling. *J BioMed Mater Res* 1991;25:467-83.
58. Beutner R, Michael J, Schwenzer B, Scharnweber D. Biological nano-functionalization of titanium-based biomaterial surfaces: a flexible toolbox. *J R Soc Interface* 2010;7:93-105.
59. Barros RR, Novaes AB Jr, Papalexiou V, Souza SL, Taba M Jr, Palioto DB, et al. Effect of biofunctionalized implant surface on osseointegration: a histomorphometric study in dogs. *Braz Dent J* 2009;20:91-98.
60. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of titanium surface: torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Impl Res.* 1997;8:442-7.
61. Novaes AB Jr, Papalexiou V, Grisi MF, Souza SS, Taba M Jr, Kajiwarra JK. Influence of implant microstructure on the osseointegration of immediate implants placed in periodontally infected sites. A histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:34-43.
62. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J Jr, Dean DD, Cochran DL, Boyan BD. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res* 1995;29(3):389-401.
63. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25(7):889-902.
64. Bartee B K. Extraction site reconstruction for alveolar ridge preservation. Part 1: rationale and materials selection. *J Oral Implantol* 2001;27(4): 187-93.
65. Keyf F, Anil N. Temperature rise at the external surface of the root during post-space preparation with various reamer systems. *J Marmara University Dental Faculty* 1998;3:744-9.
66. Cook SD, Kay JF, Thomas KA, Jarcho M. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxylapatite-coated titanium for dental implant applications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:15-22.
67. Jansen JA, Wolke JGC, Swann S, van der Waerden JPCM, de Groot K.

- Application of magnetron sputtering for producing ceramic coatings on implant materials. Clin Oral Impl Res 1993;4:28-34.
68. Koeneman J, Lemons J, Ducheyne P, Lacefield W, Magee F, Calahan T et al. Workshop on characterization of calcium phosphate materials. Journal of Applied Biomaterials 1990;1:79-90.
 69. Vercaigne S, Wolke JGC, Naert I, Jansen JA. Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. Clin Oral Impl Res 1998;9:261-71.
 70. Cooper LF, Zhou Y, Takebe J, Guo J, Abron A, Holmen A ve ark. Fluoride modification effects on osteoblast behavior and bone formation at TiO₂ grit-blasted c.p. titanium endosseous implants. Biomaterials 2006;27(6):926-36.
 71. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1-review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. Int J Prosthodont 2004;17(5):536-43.
 72. Weinlander M. Surface preparation of endosseous implants. in Watzek G. Endosseous implants: Scientific and clinical aspects. Quintessence Pub Inc. Co; 1996.
 73. Leize EM, Hemmerle J, Leize M. Characterization, at the bone crystal level, of the titaniumcoating/bone interfacial zone. Clin Oral Impl Res 2000;11:279-88.
 74. Palmer R. Ti-Unite Dental Implant Surface may be Superior to Machined Surface in Replacement of Failed Implants. J of Evidence Based Dental Practice 2007;7(1):8-9.
 75. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. J Prosthet Dent 1972;27:120-32.
 76. In Cohen B, Hunter J. Pathologist. Journal of the Royal Society of Medicine 1993;86:587-92.
 77. Misch CE. Dental İmplant Protezler. Nobel Tıp Kitapevleri; 2009, p:1-211,452-455.
 78. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. J Prosthet Dent 2001;86(2):119-25.
 79. Likeman PR, Watt DM. Morphological changes in the maxillary denture bearing area. A follow-up 14-17 years after tooth extraction. Br Dent J

1974;136:500-3.

80. Mercier P, Bellavance F. Effect of artificial tooth material on mandibular residual ridge resorption. *J Can Dent Assoc* 2002;68(6):346-50.
81. Neufeld JO. Changes in the trabecular pattern of the mandible following the loss of teeth. *J Prosthet Dent* 1958;8:685-97.
82. Enlow DH, Bianco HI, Eklund S. The remodeling of the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 1976; 36:685-93.
83. Hayakawa I. Total Protezlerin Temel İlkeleri Pratiği Protezlerin Zihinde Canlandırılması. Quintessence Yayıncılık; 2007:13-16.
84. Bueno-Samper A, Hernández-Aliaga M, Calvo-Guirado JL. The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;15(2):375-8.
85. DeBoer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. *J Prosthet Dent* 1993;69(4):386-90.
86. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *J Prosthet Dent* 1997;78(1):28-33.
87. Stevens PJ, Fredrickson EJ, Gress ML. *Implant prosthodontics: clinical and laboratory procedures*. 2nd ed. London: Mosby; 2000.
88. Ettinger RL. Diet, nutrition, masticatory ability in groups of elderly edentulous patients. *Aust Dent J* 1973;18:12-9.
89. Mericke-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Impl Res* 2000;11:108-25.
90. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2002;15:575-81.
91. Van Kampen FM, Van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res* 2004;83:708-11.
92. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent* 2001;85:141-7.
93. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17:401-10.

94. Quirynen M, Alsaadi G, Pauwels M, Haffajee A, van Steenberghe D, Naert I. Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. *Clin Oral Implants Res* 2005;16: 277-87.
95. Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE et al. Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study. *Int J Prosthodont* 1997;10:345-54.
96. Wismeijer D, Vermeeren JIJF, Van Waas MAJ. A 6,5 year evaluation of patient satisfaction and prosthetic aftercare in patient treatment using overdenture supported by ITI-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(6):744-9.
97. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: A longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(2):253-62.
98. Pasciuta M, Grossman Y, Finger IM. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2005;93(2):116-20.
99. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: A literature review. *Implant Dent* 2006;15(1): 24-34.
100. Leung T, Preiskel HW. Retention profiles of stud-type precision attachments. *Int J Prosthodont* 1991;4(2):175-9.
101. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(3):369-76.
102. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. *J Can Dent Assoc* 2007;73:679-82.
103. Winkler S, Piermatti J, Rothman A, Siamos G. An overview of the O-ring implant overdenture attachment: clinical reports. *J Oral Implantol* 2002;28(2):82-6.
104. Schneider AL, Kurtzman GM. Restoration of divergent free-standing implants in the maxilla. *J Oral Implantol* 2002;28(3):113-6.
105. Shafie HR. Clinical and Laboratory manual of Implant Overdentures. Oxford:

Blackwell Publishing Professionel; 2007.

106. Porter JA Jr, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(5):651-62.
107. Landa LS, Cho SC, Froum SJ, Elian N, Tarnow DP. A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001;13:151-7.
108. Preiskel HW. *Magnetic Applications in Clinical Dentistry*. New Magnetic Applications in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Pub Co Inc; 2004: 22-27.
109. Mizutani H, Rutkunas V. Preparations of Abutments for Magnetically Retained Overdentures. In: Ai M, Shiau YY, editors. *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub Co Inc; 2004:70-74.
110. Özekin F. Overdenture Uygulamalarında Kullanılan Farklı Tutucuların Mekanik Olarak İncelenmesi. (Doktora Tezi). Ankara: Ankara Üniversitesi, 1988.
111. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 128-34.
112. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 2004;13:221-6.
113. Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont* 2005;18: 99-105.
114. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:176-85.
115. Mericske-Stern R, Oetterli M, Kiener P, Mericske E. A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:678-86.
116. Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:108-25.
117. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective

- randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 1999;26:195-202.
118. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent* 2001;86:468-73.
 119. Walton JN. A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. *Int J Prosthodont* 2003;16:255-60.
 120. Mericske-Stern R. Prosthodontic management of maxillary and mandibular overdentures. In: *Implant Overdentures: The Standard of Care for Edentulous Patients*, 1st Ed: GE Carlsson, JS Feine. IL: Quintessence Publishing; 2003.
 121. Svetlize CA, Bodereau EF. Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int* 2004;35(6):443-8.
 122. Mericske-Stern R, Assal P, Buegerin W. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. *Clinical Oral Implants Res* 1996;7:378-86.
 123. Horiuchi M, Wigiarto R, Matsumoto N. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue *The Int J Prost* 1996; 9(4):394-9.
 124. Abd El-Dayem, MA, Assad AS, Eldin Sanad ME, Mahmoud Mogahed SA. Comparison of prefabricated and custom-made bars used for implant-retained mandibular complete overdentures. *Implant Dent* 2009;18:501-11.
 125. R Mericske-Stern. Prosthetic considerations. *Australian Dental Journal* 2008; 53(1): 49–59.
 126. Krennmair G, Weinländer M, Krainhöfner M, Piehslinger E. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or telescopic crown attachments: a 3-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2006;19(2):164-70.
 127. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration And Occlusal Rehabilitation*. 2nd ed, Osaka: Quintessence Pub Co Ltd; 1990.
 128. Naert I, De Clercq M, Theuniers G, Schepers E. Overdentures supported by osseointegrated fixtures for the edentulous mandible: a 2.5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3(3):191-6.
 129. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet*

- Dent 1991;65(5):671-80.
130. Wirz J, Jäger K. Pin anchored implant supported hybrid prostheses. Quintessenz 1991;42(12):2007-14.
 131. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. J Prosthet Dent 1996;76:187–93.
 132. Liu J, Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M. Joint strength of laser-welded titanium. Dent Mater 2002;18:143–8.
 133. Baba N, Watanabe I, Liu J, Atsuta M. Mechanical strength of laser-welded cobalt-chromium alloy. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2004; 69: 121–4.
 134. Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. Int J Prosthodont 1997;10:19–27.
 135. Hellden LB, Ericson G, Olsson CO. The Cresco bridge and implant concept: presentation of a technology for fabrication of abutment-free, passively fitting superstructures. Int J Periodontics Restorative Dent 2005; 25:89–94.
 136. Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study. J Prosthodont 2011;20(4):267-74.
 137. Guichet D, Caputo A, Choi H, et al: Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. Int J Oral Maxillofac Implant 2000;15:239-46.
 138. Tan K, Rubenstein J, Nicholls J, et al: Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. Int J Prosthodont 1993;6:346-63.
 139. Örtorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. Int J Prosthodont 2003;16:194–200.
 140. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. J Prosthet Dent 2003; 89:256–60.
 141. Byrne G. Soldering in prosthodontics—an overview, part I. J Prosthodont 2011;20:233-43.
 142. Monteiro DR, Goiato MC, Fiho HG. Passivity in implant-supported

- prosthesis. *J Craniofac Surg* 2010;21:2026-69.
143. Bianchini MA, Souza JG, Souza DC. Are sectioning and soldering of short-span implant-supported prostheses necessary procedures?. *Acta Odontol Latinoam* 2011;24:21-8.
 144. De Aguiar FA Jr, Tioosi R, Rodrigues RC. An alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. *J Prosthodont* 2009;18:230–4.
 145. De Sousa SA, De Arruda Nobilo MA, Henriques GEP: Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Rehabil* 2008;35:123-7.
 146. Ortorp A, Jemt T. Clinical experience of CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 3-year interim report. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):104-9.
 147. Calderini A, Maiorana C, Garlini G, et al: A simplified method to assess precision of fit between framework and supporting implants: a preliminary study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:831-8.
 148. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988;117:715-20.
 149. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:22-32.
 150. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for allceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92:557-62.
 151. Kucey BK, Fraser DC. The Procera abutment--the fifth generation abutment for dental implants. *J Can Dent Assoc* 2000;66:445-9.
 152. Voitik AJ. CT data and its CAD and CAM utility in implant planning: part I. *J Oral Implantol* 2002;28:302-3.
 153. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chair side computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int* 1989;20:329-39.
 154. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44-56.
 155. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993;51:59-64.
 156. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergmann B. Accuracy of machine

- milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 1996;76:187-93.
157. Jemt T, Linde'n B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1992;12:177–84.
 158. Rubenstein JE. Stereo laser-welded titanium implant frameworks. Clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. *J Prosthet Dent* 1995;74:284–93.
 159. Helldén L, Ericson G, Elliot A, et al. A prospective 5-year multicenter study of the Cresco implantology concept. *Int J Prosthodont* 2003;16:554–62.
 160. Ortorp A, Jemt T, Back T, Jalevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 2003;16:194–200.
 161. Ortorp A, Linde'n B, Jemt T. Clinical experiences of laser welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible. A 5-year follow up study. *Int J Prosthodont* 1999;12:65–72.
 162. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:706-8.
 163. Cowin SC. Bone mechanics Florida. CRC Pres; 1991.
 164. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999;13:99-119.
 165. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry 2nd ed. Philadelphia, Pa, USA: Mosby Year Book-Inc; 1999.
 166. Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları. İzmir: Ege Üniversitesi Ege Yüksekokulu Basımevi;2002: 1-158.
 167. Nanda RS, Tosun Y. Biomechanicsin Orthodontics: Principles and Practice. '1st ed.', Chicago: Quintessence Publishing Co Inc; 2010.
 168. Çilingir AA. Geleneksel ve implant destekli alt tam protezlerde alt çeneye gelen gerilmelerin deneysel ve sayısal yöntemlerle analizi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Total Protez ABD. Doktora Tezi. İstanbul; 2005.
 169. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials: Properties and manipulation. 8 th ed. St. Louis: Mosby Co; 2004.

170. Mah RT, McEvoy SP, Hatcher DC, Faulkner MG. Engineering principles and modeling strategies. In: McNeill C. Science and practice of occlusion. Illinois: Quintessence Publishing Co Inc; 1997:153–65.
171. Sağesen LEM. İçi Boş Silindir (Hollow Cylinder) İmplant Destekli Overdenture’larda İki Üst Yapı Türünün Kemikteki Gerilme Dağılımına Etkileri (Doktora Tezi). Ankara: Gazi Üniversitesi; 2000.
172. Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:51-7.
173. İnan M. Cisimlerin mukavemeti 6. Baskı. İstanbul: İTÜ Vakfı, 1988: 12-342.
174. Güngör MA, Dündar M, Artunç C. Dişhekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri. EÜ Diş Hek Fak Dergisi 2005;26(2):107-16.
175. Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara:2003: 94-904.
176. Kılıçarslan MA, Zaimoğlu A, Eskitaşçıoğlu G. Üst santral keser dişin fonksiyonel kuvvetler altındaki durumunun sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. Ankara Üniv Dis Hek Fak Derg 1999; 26(1): 61-9.
177. Hancı M, Bozdağ E, Arpacı A. Biyomekanik. İstanbul: Logos yayıncılık; 2000:10-55.
178. Geng J, Tan KBC, Liu G. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the Literature. J Prosthet Dent 2001;85, 585-98.
179. Güngör MA, Artunç C, Sonugelen M, Toparlı M. The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis. J Oral Rehabil 2002;29:1069-75.
180. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont 2002;15:115-21.
181. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing, Co.Inc, Chapter 1;1987.
182. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant retained overdentures. J Prosthet Dent 2000; 84: 327-34.

183. İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation effect of the diameter, length and number of implants supporting three unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30:41-6.
184. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant supported prostheses: review. *J Dent* 2002;30:271-82.
185. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund OS. Evaluation of strain at the terminal abutment site of fixed mandibular implant prosthesis during cantilever loading. *J Prosthodont* 1993;2:93-102.
186. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005;32:193-205.
187. Van der Bilt A, Van Kampen FMC, Cune MS. Masticatory function with mandibular implant-supported overdentures fitted with different attachment types. *Eur J Oral Sci* 2006;114:191-6.
188. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976;55:772-7.
189. Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial, *Clin Oral Impl Res* 2010;21:115–21.
190. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil* 1988;15:615-24.
191. Özpınar B, Aksoy S. Akrilik ve seramik kron uygulanmış dişlere gelen kuvvetlerin oluşturduğu gerilmelerin sonlu elemanlar analizi (FEA) yöntemi ile incelenmesi. *EÜ Diş Hek Fak Dergisi* 1995;16:29-39.
192. Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant. *Implantologist* 1983-84;3:24-9.
193. Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. II. Effect of implant root-length variation and pseudo periodontal ligament incorporation. *Implantologist* 1983-84;3:58-62.
194. Mohammed H, Atmaram GH, Schoen FJ. Dental implant design: a critical review. *J Oral Implantol* 1979;8:393-410.
195. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three-dimensional finite element

- analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982;61:25-9.
196. Meroueh KA, Watanabe F, Mentag PJ. Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant. *J Oral Implantol* 1987;13:215-38.
 197. Koriath TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997;8:90-104.
 198. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:407-18.
 199. Meroueh KA, Watanabe F, Mentag PJ. Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant. *J Oral Implantol* 1987;13:215-38.
 200. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990;21:563-7.
 201. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 1996;27:11-7.
 202. Koriath TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997;8:90-104.
 203. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:407-18.
 204. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671-6.
 205. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. Finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:457-65.
 206. Meijer GJ, Starmans FJM, de Putter C, van Blitterswijk CA. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil*

- 1995;22:105-11.
207. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated three-dimensional finite element modeling of bone: a new method. *J Biomed Eng* 1990;12:389-97.
 208. Cahoon P, Hannam AG. Interactive modeling environment for craniofacial reconstruction. Visual data exploration and analysis. *SPIE Proc* 1994;2178:206-15.
 209. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *West China J Stomatol* 1999;17:1-6.
 210. Teixeira ER, Sato Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998;25:299-303.
 211. Zhang JK, Chen ZQ. The study of effects of changes of the elastic modulus of the materials substitute to human hard tissues on the mechanical state in the implant-bone interface by three-dimensional anisotropic finite element analysis. *West China J Stomatol* 1998;16: 274-8.
 212. Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent* 1998;7:355-68.
 213. Satheesh Kumar P, Satheesh KK, John J, Patil G, Patel R. Force transfer and stress distribution in an implant-supported overdenture retained with a hader bar attachment: a finite element analysis. *ISRN Dentistry* Volume 2013.
 214. Ebadian B, Farzin M, Talebi S, Khodaeian N. Evaluation of stress distribution of implant-retained mandibular overdenture with different vertical restorative spaces: A finite element analysis. *Dent Res J (Isfahan)*. 2012;9(6):741-7.
 215. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 2008;30(2):218-25.
 216. Spazzin AO, Abreu RT, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Evaluation of stress distribution in overdenture-retaining bar with different levels of vertical misfit. *J Prosthodont* 2011;20(4):280-5

217. Spazzin AO, Dos Santos MB, Sobrinho LC, Consani RL, Mesquita MF. Effects of horizontal misfit and bar framework material on the stress distribution of an overdenture-retaining bar system: a 3D finite element analysis. *J Prosthodont* 2011;20(7):517-22.
218. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76:165–169.
219. Barão VA, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible--a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech* 2013;46(7):1312-20.
220. www. straumann.us. Product Catalog 2012.
221. Mericske-Stern R, Hofmann J, Wedig A, Geering AH. In vivo measurements of maximal occlusal force and minimal pressure threshold on overdentures supported by implants or natural roots: a comparative study, Part1. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:641–9.
222. Bilhan SA, Baykasoglu C, Bilhan H, Kutay O, Mugan A. Effect of attachment types and number of implants supporting mandibular overdentures on stress distribution: a computed tomography-based 3D finite element analysis. *J Biomech* 2015;48(1):130-7.
223. Prakash V, D'Souza M, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009;20(1):31-6.
224. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis, *J Prosthet Dent* 1996;76:158–64.
225. Mustafa Evren Gültepe. Alt Çene Tam Dişsiz Vakalarda Farklı İmplant Üstü Protetik Tasarımların İmplant Altyapılara Kuvvet İletimi Açısından Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2011.
226. Göçer B. Dişsel İmplant Sistemlerinin Gerilme Analizi. Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliği Bölümü. Bitirme Tezi. İzmir 2010.
227. Lutton PP, Ben-Nissan B. Status of biomaterials for orthopaedic and dental

- applications. *Mat Tech* 1998;12.
228. Kemal Çoğalan. Alt Çene Tam Dişsizlik Olgularında Anterior Bölgeye Yerleştirilen İmplantlar Üzerine Farklı Protez Tasarımlarının İn Vitro Olarak Kuvvet Dağılımı Yönünden İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2011.
229. 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.
230. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-70.
231. Tabata LF, Assunção WG, Barão VA, Gomes EA. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg* 2010;21:696-702.
232. Assunção WG, Tabata LF, Barão VAR. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil* 2008;35:766-74.
233. Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(4):387-96.
234. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, et al: Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:369-76.
235. Arat Bilhan S, Baykasoglu C, Bilhan H, Kutay O, Mugan A. Effect of attachment types and number of implants supporting mandibular overdentures on stress distribution: a computed tomography-based 3D finite element analysis. *J Biomech*. 2015;48(1):130-7.
236. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* 1993;38:491-6.
237. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of

- the superstructure. *J Oral Rehabil* 1994;21:47-56.
238. Celik G, Uludag B. Effect of the number of supporting implants on mandibular photoelastic models with different implant-retained overdenture designs. *J Prosthodont*. 2014;23(5):374-80.
 239. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implantsupported overdentures: clinical considerations. *J Prosthet Dent* 1998;79(1):66–73.
 240. Hussein MO. Stress-strain distribution at bone-implant interface of two splinted overdenture systems using 3D finite element analysis. *J Adv Prosthodont* 2013;5(3):333-40.
 241. Rismanchian M, Dakhilalian M, Bajoghli F, Ghasemi E, Sadr-Eshkevari P. Implant-retained mandibular bar-supported overlay dentures: a finite element stress analysis of four different bar heights. *J Oral Implantol* 2012;38(2):133-9.
 242. Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N, Souza GF, Ichi AL. Photoelastic stress analysis in mandibular bone surrounding bar-clip overdenture implants. *Braz Oral Res*. 2014;28.
 243. Spazzin AO, Costa AR, Correr AB, Consani RL, Correr-Sobrinho L, dos Santos MB. Effect of bar cross-section geometry on stress distribution in overdenture-retaining system simulating horizontal misfit and bone loss. *J Biomech* 2013;46(12):2039-44.
 244. dos Santos MB, Bacchi A, Correr-Sobrinho L, Consani RL. The influence of clip material and cross sections of the bar framework associated with vertical misfit on stress distribution in implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont*. 2014 J;27(1):26-32.
 245. Helldén L, Ericson G, Elliot A, et al. A prospective 5-year multicenter study of the Cresco implantology concept. *Int J Prosthodont* 2003; 16:554–62.
 246. Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. *International Journal of Prosthodontics* 2007;20:125–31.
 247. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Yates DM, Izutani N, Enkling N, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dent Mater*. 2013;29(9):945-53.
 248. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A.

- Microbial leakage through the implant–abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clinical Oral Implants Research* 2010;21:328–35.
249. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AG. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mater* 2006;22:388-395.
 250. Abreu RT, Spazzin AO, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Influence of Material of Overdenture-Retaining Bar with Vertical Misfit on Three-Dimensional Stress Distribution. *J Prosthodont* 2010;19(6):425-31.
 251. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 1996;23:757–63.
 252. Mericske-Stern R, Geering AH, Burgin WB, Graf H. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(2):185-94.
 253. 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.
 254. DeTolla D.H., Andreana S., Patra A., Buhite R., Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000; 26: 77-81.
 255. Menicucci G, Mosolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Impl Res* 2002; 13: 334-41.
 256. Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 147-57.
 257. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral and Maxillofacial Implants* 1990;4:25-31.
 258. Epstein DD, Epstein PL, Cohen BI, Pagnillo MK. Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent* 1999;82:579-84.
 259. Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prosthesis. *J Oral Rehabil* 2000; 27(12): 1073-6.

ÖZGEÇMİŞ

11.02.1986 tarihinde Çorlu/Tekirdağ’ da doğdum. 2004 yılında Çorlu Mehmet Akif Ersoy Anadolu Lisesi’nden mezun oldum. 2004 yılında başladığım Süleyman Demirel Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2009 yılında mezun oldum. 2010 yılında Ege Üniveristesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora programına başladım. Yabancı dilim İngilizcedir.

Elektronik posta adresi: dt.gozde_yerli@windowslive.com

