

GİZEM NUR ÖZTÜRK

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2019



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

(DOKTORA TEZİ)

**İMLANTÜSTÜ PROTEZLERDE FARKLI MATERYAL
VE TEKNİKLERLE HAZIRLANMIŞ PROTEZ ALT
YAPILARININ PASİF UYUMLARININ SONLU
ELEMANTLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

GİZEM NUR ÖZTÜRK

**DANIŞMAN
PROF. DR. B. GÜLSEN BAYRAKTAR**

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

İSTANBUL-2019

TEZ ONAYI**DOKTORA TEZİ ONAYI**

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Doktora Programında Doktora öğrencisi Gizem Nur Öztürk tarafından Prof. Dr. B. Gülsen Bayraktar'ın danışmanlığında hazırlanan "İmplantüstü Protezlerde Farklı Materyal ve Tekniklerle Hazırlanmış Protez Alt Yapılarının Pasif Uyumlarının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi " başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 11/07/2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Gülümser Evlioğlu

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği

Fakültesi Protetik Diş Tedavisi

Anabilim Dalı

**Jüri-Danışman**

Prof. Dr. B. Gülsen Bayraktar

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği

Fakültesi Protetik Diş Tedavisi

Anabilim Dalı

**Jüri**

Prof. Dr. Tonguç Sülün

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği

Fakültesi Protetik Diş Tedavisi

Anabilim Dalı

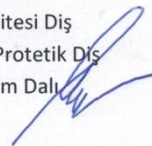
**Jüri**

Prof. Dr. Pınar Kursoğlu

Yeditepe Üniversitesi Diş

Hekimliği Fakültesi Protetik Diş

Tedavisi Anabilim Dalı

**Jüri**

Prof. Dr. Arda Deniz Yalçınkaya

Boğaziçi Üniversitesi Elektrik

Elektronik Mühendislik Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim

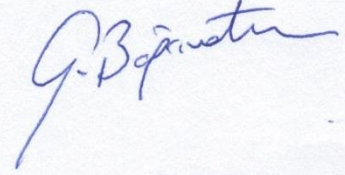
Dalı



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Gizem Nur Öztürk



İTHAF

Canım kızım **Elvin**'e ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince benden sabrını, zamanını, bilimsel ve mesleki bilgilerini hiçbir zaman esirgemeyen danışmanım **Sayın Prof. Dr. Gülsen Bayraktar'a** çok kıymetli katkıları, yardımları, önerileri ve desteğinden ötürü,

Doktora çalışmam boyunca verdikleri fikirleri, FEM analizlerindeki çalışmaları, titizlikleri ve akademik çalışmaları ile bana öncülük etmeleri nedenleri ile Boğaziçi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi öğretim üyeleri **Sayın Prof. Dr. Arda Deniz Yalçinkaya ve Ar. Gör. Berk Çamlı'ya**,

Doktora eğitimimde emeği geçen kürsümüzün değerli öğretim üyeleri **Prof. Dr. Tayfun Bilgin, Prof. Dr. Fatma Ünalın, Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol, Prof. Dr. Olcay Şakar, Prof. Dr. Tonguç Sülün, Prof. Dr. Onur Geçkili, Prof. Dr. Canan Bural** ve Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi **Prof. Dr. Altuğ Çilingir'e**,

Doktora eğitimimin her aşamasında destek ve yardımlarını benden esirgemeyen sevgili arkadaşlarım **Dr. Çağatay Dayan, Fatih Ayçiçek, Ayfer Atamer, Dr. Esra Bilgili, Büşra Kayacıoğlu, Aslı Yılmaz** ve diğer doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde en büyük emeğe sahip olan, varlıkları ile güçlendiğim, kendi hayatlarını çocuklarına adanmış sevgili **annem** ve **babama**, çok kıymetli **ağabeyime**,

Doktora eğitimim ve çalışmalarım süresince bana olan desteğinden ötürü eşim **Özgür' e** teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xvi
ÖZET	xviii
ABSTRACT.....	xx
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. İmplant Üstü Protez Sistemlerinin Tanımlanması.....	4
2.2. İmplantların Tarihsel Gelişimi.....	4
2.3. Kemik Sınıflandırması.....	5
2.4. İmplant Üstü Sabit Protezler.....	7
2.4.1. İmplant Üstü Simante Sabit Protezler.....	8
2.4.1.1. İmplant Üstü Simante Sabit Protezlerin Avantajları.....	8
2.4.1.2. İmplant Üstü Simante Sabit Protezlerin Dezavantajları.....	8
2.4.2. İmplant Üstü Oklüzal Vidalı Sabit Protezler (Multi-unit sistemler).....	8
2.4.2.1. İmplant Üstü Oklüzal Vidalı Sabit Protezlerin Avantajları.....	9
2.4.2.2. İmplant Üstü Oklüzal Vidalı Sabit Protezlerin Dezavantajları.....	9
2.5. İmplant Biyomekaniği.....	10
2.5.1. Pier Abutment (Intermediate abutment, ara abutment).....	12
2.5.2. İmplantlara Gelen Yükler.....	13
2.6. Pasif Uyum.....	15
2.6.1. Pasif Uyumun Ölçülmesi.....	16
2.6.2. Klinikte Pasif Uyum Değerlendirme Yöntemleri.....	17
2.6.2.1. Parmak Basıncı Testi.....	17
2.6.2.2. Göz ile Değerlendirme.....	17

2.6.2.3. Dokunma Hissi ile Değerlendirme.....	17
2.6.2.4. Periapikal Röntgenler ile Değerlendirme.....	18
2.6.2.5. Sheffield veya Tek Vida Testi.....	18
2.6.2.6. Basınç Tespit Edici Ajan ve Diğer Materyallerin Kullanımı	18
2.6.2.7. Vida Direnci Testi.....	18
2.6.3. Laboratuvarda Pasif Uyumun Ölçülmesi.....	19
2.6.3.1. Strain Gauge Analizi.....	20
2.6.3.2. Fotoelastik Analiz.....	20
2.6.3.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)	21
2.7. Sonlu Elemanlar Analizinde Kavramlar.....	22
2.7.1. Sınır Şartları (Boundary Conditions).....	22
2.7.2. Eleman (Element).....	23
2.7.3. Düğüm (Node).....	23
2.7.4. Mesh (Ağ) Oluşturulması.....	23
2.7.5. Katı Modelleme.....	24
2.7.6. Statik Modelleme.....	25
2.7.7. Dinamik Modelleme.....	25
2.7.8. Malzeme Modeli.....	25
2.7.9. Lineer Elastik Cisim.....	25
2.7.10. İzotropik Cisim.....	26
2.7.11. Homojen Cisim.....	26
2.7.12. Kuvvet.....	26
2.7.13. Gerilme.....	26
2.7.14. Asal Gerilme.....	27
2.7.15. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress).....	27
2.7.16. Gerinim (Strain).....	28
2.7.17. Elastiklik Modülü (Young's Modul).....	28
2.7.18. Poisson Oranı (Poisson's Ratio).....	28
2.8. Modelleme Çeşitleri.....	29
2.9. SESA Yönteminin Aşamaları.....	29
2.9.1. SESA Yönteminin Dezavantajları.....	30
2.10. Diş Hekimliğinde SESA kullanımı.....	30
2.11. Metaller ve Metal Alaşımları.....	31

2.11.1. Metal Alaşımlarının Terminolojisi.....	31
2.11.2. Metal Alaşımlarının Sınıflandırılması.....	33
2.11.2.1. Soy Metal Alaşımları.....	33
2.11.2.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları.....	38
2.12. CAD/CAM Teknolojileri.....	41
2.12.1. 3 Boyutlu Tasarımların Transferi.....	42
2.13. Zirkonya.....	43
2.13.1. Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanımı.....	43
2.13.2. Zirkonyanın İmplant Üstü Protezlerde Kullanımı.....	44
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	47
4. BULGULAR.....	65
5. TARTIŞMA.....	103
KAYNAKLAR.....	123
ÖZGEÇMİŞ.....	139

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Maksimum Isırma Kuvveti Değerleri	14
Tablo 2-2: Amerikan Diş Hekimliği Birliği'nin (ADA) ve Identallooy 1991 yılında diş hekimliğinde kullanılan alaşımlar için geliştirdiği sınıflandırma sistemi.....	33
Tablo 3-1: Kontrol ve deney gruplarının materyal ve simgeleri	48
Tablo 3-2:Çalışmamızda yer alan materyallerin elastik modülüsleri ve Poisson Oranları	63
Tablo 3-3: Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman sayıları ve serbestlik dereceleri	64
Tablo 4-1: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)	65
Tablo 4-2: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında protez alt yapı üyelerinde görülen maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)	69
Tablo 4-3: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında protez alt yapı üyelerinde görülen maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)	73
Tablo 4-4: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında protez alt yapı üyelerinde görülen maksimum Von Mises stress değerleri (MPa).....	77
Tablo 4-5:Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).....	81
Tablo 4-6: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).....	83
Tablo 4-7: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında konnektörlerde oluşan Maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)	85
Tablo 4-8: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).....	87
Tablo 4-9: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında protez vidasında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).....	89
Tablo 4-10: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında protez vidasında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).....	92
Tablo 4-11: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında protez vidasında oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	95

Tablo 4-12: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvet uygulandığında protez vidasında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).....	99
--	----



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Lekholm ve Zarb kemik hacmi sınıflandırması	6
Şekil 2-2: Lekholm ve Zarb kemik tipi sınıflandırması.....	6
Şekil 2-3: Misch kemik tipi sınıflandırması	7
Şekil 2-4: İmplant üstü oklüzal vidalı protez görünümü	9
Şekil 2-5: İmplantlarda çizgisel ve kavisli yerleşim.....	12
Şekil 3-1: Modellerin çizim işlemi öncesi boyutsal ölçümlerinin yapıldığı mikroskobun görünümü (Nikon Measuring Microscope SC 3E1, JAPAN).....	49
Şekil 3-2: Mandibulaya ait BT verisinin 3D Slicer programında incelenmesi görüntüsü	50
Şekil 3-3: Dış yüzeyde kortikal ve iç yüzeyde spongiyöz kemik olarak oluşturulan mandibular kemik modeli	51
Şekil 3-4: Modellemesi yapılan implantın görünümü	52
Şekil 3-5: Sonlu elemanlar analizi için hazırlanan 3D implant modeli	53
Şekil 3-6: Modellemesi yapılan oklüzal vidalı abutment görünümü.....	53
Şekil 3-7: Sonlu elemanlar analizi için hazırlanan 3D oklüzal vidalı abutment modeli.	54
Şekil 3-8: Modellemesi yapılan protez vidası görünümü	55
Şekil 3-9: Sonlu elemanlar analizi için oluşturulan 3D vida modeli	55
Şekil 3-10: Çizgisel olarak yerleştirilmiş implantlar ve oklüzal vidalı abutmentlerin 3D tarama öncesi görünümü.....	56
Şekil 3-11: Kavisli olarak yerleştirilmiş implantlar ve oklüzal vidalı abutmentlerin 3D tarama öncesi görünümü.....	57
Şekil 3-12: 3D laboratuvar tarayıcısı görünümü.....	58
Şekil 3-13: Çizgisel yerleştirilmiş implantlar için oluşturulan 3D protez alt yapı modeli	58
Şekil 3-14: Kavisli yerleştirilmiş implantlar için oluşturulan 3D protez alt yapı modeli	59
Şekil 3-15: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda birleştirilen geometrik yapıların 3D sagittal kesit bilgisayar görünümü	60
Şekil 3-16: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda birleştirilen protez alt yapıların 3D modeli bilgisayar görünümü	61

Şekil 3-17: Çizgisel yerleştirilmiş implantlar ve 3D protez alt yapı modeli (Model I) bilgisayar görünümü	61
Şekil 3-18: Kavisli yerleştirilmiş implantlar ve 3D protez alt yapı modeli (Model II) bilgisayar görünümü	62
Şekil 4-1: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında Z1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	66
Şekil 4-2: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında C1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	66
Şekil 4-3: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında P1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	67
Şekil 4-4: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında T1 grubunun alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	67
Şekil 4-5: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması	68
Şekil 4-6: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında Z1 grubunda protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres dağılımının görüntüsü (MPa)	70
Şekil 4-7: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında C1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	70
Şekil 4-8: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında P1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	71
Şekil 4-9: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında T1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	71

Şekil 4-10: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması	72
Şekil 4-11: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında Z2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	74
Şekil 4-12: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında C2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	74
Şekil 4-13: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında P2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	75
Şekil 4-14: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında T2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	75
Şekil 4-15: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması	76
Şekil 4-16: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında Z2 grubunun alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	78
Şekil 4-17: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında C2 grubunun alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	78
Şekil 4-18: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında P2 grubunun alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	79
Şekil 4-19: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında T2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	79
Şekil 4-20: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması.....	80

Şekil 4-21: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırması.....	82
Şekil 4-22: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırması.....	84
Şekil 4-23: Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırması.....	86
Şekil 4-24: Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması.....	88
Şekil 4-25: Vertikal kuvvetler uygulandığında Z1 ve C1 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	90
Şekil 4-26: Vertikal kuvvetler uygulandığında P1 ve T1 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	90
Şekil 4-27: Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa) karşılaştırması.....	91
Şekil 4-28: Oblik kuvvetler uygulandığında Z1 ve C1 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	93
Şekil 4-29: Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvet uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa) karşılaştırması.....	94
Şekil 4-30: Vertikal kuvvetler uygulandığında Z2 ve C2 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	96
Şekil 4-31: Vertikal kuvvetler uygulandığında P2 ve T2 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	97
Şekil 4-32: Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa) karşılaştırması.....	98
Şekil 4-33: Oblik kuvvetler uygulandığında Z2 ve C2 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	100

Şekil 4-34: Oblik kuvvetler uygulandığında P2 ve T2 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa)	101
Şekil 4-35: Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa) karşılaştırması.	102



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

FEA: Finite Element Analysis.

CAD-CAM: Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim.

FPDs: Fixed partial dentures.

3D: 3 Boyutlu.

BT: Bilgisayarlı tomografi.

F: Kuvvet.

m: Kütle.

a: İvme.

S: Stres.

Kgf: Kilogram kuvvet.

N: Newton.

No: Numara.

A: Alan.

Pa: Pascal.

MPa: Megapaskal.

µm: Mikrometre.

E: Elastik modülü.

T→M: Tetragonal→Monoklinik.

Au: Altın.

Pt: Platin.

Ti: Titanyum.

Ag: Gümüş.

Pd: Palladyum.

Cr: Krom.

C: Karbon.

Co: Kobalt.

Zr: Zirkonya.

Ni: Nikel.

Cu: Bakır.

Sn: Kalay.

Al: Alüminyum.

Ru: Rutenyum.

Ir: İridyum.

Os: Osmiyum.

Rh: Rodyum.

Be: Berilyum.

V: Vanadyum.

Stl: Stereolithography.

Y: İtriyum.

Ga: Galyum.

In: İndiyum.

Mb: Molibden.

B: Boron.

ÖZET

Öztürk G.N. İmplantüstü Protezlerde Farklı Materyal ve Tekniklerle Hazırlanmış Protez Alt Yapılarının Pasif Uyumlarının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2019.

Bu tez çalışmasında; 5 no.lu pier abutmentı olan çizgisel ve kavisli yerleştirilmiş implantlar üzerinde zirkonya, krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımından oluşturulan oklüzal vidalı protez alt yapılarına vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında; 3, 5 ve 7 no.lu üyelerde, konnektörlerde ve protez vidasında oluşan stres değerlerini ve dağılımlarını karşılaştırılmalı olarak incelemek amaçlanmıştır. Çizgisel (Model I) ve kavisli (Model II) yerleştirilmiş implantlar için bilgisayar programında 2 adet sonlu elemanlar analiz modeli oluşturularak 3, 5 ve 7 no.lu dişleri temsil eden implantlar üzerine protez alt yapı materyalleri; 1. Zirkonya [ZrO_2 , (Z1,Z2)], 2. Krom-kobalt alaşımı [Cr-Co, (C1,C2)], 3. Palladyum-gümüş alaşımı [Pd-Ag, (P1,P2)], 4. Titanyum alaşımından [Ti-6Al-4V, (T1,T2)] hazırlanmış olarak programa aktarılmıştır (COMSOL Multiphysics 4.2, UK). Her üyenin bukkal tüberkülüne 100 N vertikal ve 200 N oblik kuvvetler uygulanmıştır. Hem vertikal hem de oblik kuvvet uygulamalarında; kavisli yerleştirilmiş implantlar ile karşılaştırıldığında, çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarının üyelerinde, konnektörlerinde ve protez vidalarında daha yüksek değerlerde maksimum Von Mises stres değerleri olduğu saptanmıştır. Kavisli yerleştirilmiş implantlarda protez alt yapılarına hem vertikal hem de oblik kuvvetler uygulandığında 3 ve 5 no.lu üyelerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri azalmasına rağmen, sadece 7 no.lu üyede oluşan streslerde artma belirlenmiştir. Elastik modülüsü krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımı protez alt yapılarına göre daha yüksek olan zirkonya protez alt yapılarının üyelerinde ve konnektörlerinde yüksek, protez vidasında ise daha az maksimum Von Mises stres değerleri olduğu belirlenmiştir. Protez vidalarında belirlenen en yüksek maksimum Von Mises stres değeri palladyum-gümüş alaşımı protez alt yapının vidasında saptanmıştır. Hem çizgisel hem de kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarında tüm alt yapı materyallerinde; protez alt yapılarının üyelerinde, konnektörlerinde ve protez vidalarında oluşan stresler pier abutment olan 5 no.lu üyede yoğunlaşmıştır. 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesinde bulunan implant üstü oklüzal vidalı protezlerin alt yapı üretiminde; elastik modülüsü zirkonyaya göre daha az olan ve protez vidasında palladyum-gümüş alaşımlarından daha az stres değerleri oluşturmaları nedeniyle CAD/CAM ile üretilen krom-kobalt alaşımı veya titanyum alaşımı protez alt yapılarının kullanılması ile pasif uyumsuzluğu daha az olan alt yapıların üretilebileceğini ifade edebiliriz.

Anahtar Kelimeler: Stres dağılımı, pasif uyum, oklüzal vidalı protezler, pier abutment, FEM.



ABSTRACT

Öztürk G.N. Assesment of Passive Fit of Implant Supported Dentures Frameworks Prepared with Different Materials and Techniques with Finite Element Analysis. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. Istanbul.2019.

The purpose of this finite element analysis (FEA) study is to compare the Von Mises stresses on linear and curved placed implant framework units, connectors and prosthetic screws of different framework materials of 5-unit screw retained fixed partial dentures (FPDs) with pier abutment. Two models were constructed and four framework materials were applied to Model I (linear) and Model II (curved); 1. Zirconia [ZrO_2 (Z1,Z2)], 2. Chrome-cobalt alloy [Cr-Co (C1,C2)], 3. Palladium-silver alloy [Pd-Ag (P1,P2)], 4. Titanium alloy [Ti-6Al-4V (T1,T2)] simulated in COMSOL Multiphysics 4.2 environment. 100 N vertical and 200 N oblique forces were applied to each buccal tubercles. Maximum Von Mises stresses framework units, connectors and prosthetic screws were evaluated given by the software. Numeric results demonstrated that the stress values were higher in Model I. Since there is an increase in stress on second molar unit of the curved framework. For Model II only stresses belong to second molar unit was increased. When vertical forces were applied; the highest stress on FPDs framework was determined on Z1 group connectors. When oblique forces were applied, the highest stress was found on Z1 group canine and second premolar units. The highest stress of prosthetic screw was determined on P1 group. Palladium-silver frameworks give higher stress on prosthetic screws compared to other materials investigated in this study. Implant placement and framework materials effected the stresses on screw retained FPDs units, connectors and prosthetic screws. In both models the highest stresses were associated with the pier abutment. For all material groups zirconia had highest stress values on framework units and connectors because of their high elastic moduli.

Moreover it is possible to decrease of the stresses by choosing CAD/CAM chrome-cobalt or titanium alloy instead of zirconia especially for linear placed implants which are 3th, 5th and 7th teeth location. Decreasing of the stresses may give better passive fit.

Key Words: Stress distrubution, passive fit, screw retained, fixed partial implant dentures/FPD, pier abutment, FEM.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İmplant üstü protez alt yapılarının konvansiyonel yöntemlerle üretiminde, üretimin herhangi bir aşamasında boyutsal değişimin oluşabileceği bildirilmektedir^{1,2}. Biyomekanik açıdan incelendiğinde; üretilen alt yapının uyumsuzluğu protezlerde ve implantlarda mekanik problemlere veya çevre dokularda biyolojik problemlere neden olabilmektedir³. Protezlerin alt yapılarının pasif uyumu sağlanamadığında oluşan baskı, germe ve makaslama kuvvetleri ile meydana gelen streslerin; protez vidalarında gevşemeye, protezde kırılmaya veya implant gövdesinde mikroçatlaklara neden olduğu belirtilmektedir^{4,5,6,7}. İmplant üstü protez alt yapılarının abutmentleri üzerinde pasif uyumu sağlanamadığında implantlara gelen stresler de daha fazla olacağından implant çevresinde kemik kaybı oluşması ve buna bağlı olarak da implantların kaybedilebileceği bildirilmektedir⁸.

İmplant üstü protez alt yapılarının üretiminde uygulanan günümüz laboratuvar teknikleri ile tamamen pasif uyuma sahip protezlerin üretilmesi zordur. Pasif uyuma sahip olmayan protez alt yapıları protetik komplikasyonlara yol açabilmekte, aynı zamanda implantların uzun dönem başarısını da olumsuz etkileyebilmektedir. İlerleyen teknoloji ile protezlerin alt yapılarının üretim tekniklerini geliştirme çalışmaları devam etmektedir. Günümüzde; ilerleyen teknoloji ile protetik komplikasyonları olabildiğince azaltarak fonksiyon görebilecek implant üstü protezleri üretmek amaçlanmaktadır^{1,2}.

İmplant üstü protezlerin alt yapılarının pasif uyumları, protezlerin ve implantların uzun dönem başarısında çok önemlidir. Biyomekanik açıdan değerlendirildiğinde; protez alt yapılarının implantlar üzerine vidalanmasının hem implantlar, hem de protezlerde stres oluşturduğu bildirilmektedir. Protetik komplikasyonların oluşmaması ve implant çevresinde streslerin olabildiğince azaltılması protez alt yapılarının implantlar üzerine pasif oturması ile sağlanabilir. Simante sabit protezlerde kullanılan simanın, bir miktar stres emilimi sağladığı bilinmektedir. Oklüzal vidalı protezlerde ise protez alt yapı ve abutmentler arasında siman bulunmadığı için pasif uyumu sağlamanın önemi daha fazla ön plana çıkmaktadır^{1,2,5,6,7}.

Kavisli arklarda yer alan implant üstü oklüzal vidalı protezlerde, pasif uyumun sağlanması ve pasif oturan protez alt yapılarının üretilmesi daha zordur. Günümüzde

gelişen teknoloji ile protez alt yapı üretim teknikleri geliştirilme çalışmaları halen devam etmekte ve uzun dönem sağlıklı olarak kullanılabilecek implant üstü protezlerin üretimi amaçlanmaktadır. Bu amaçla; günümüzde bilgisayar sistemleri ile desteklenmiş protez alt yapılarının üretimleri ile ilgili çalışmalar devam etmektedir.

Literatürde implant üstü protezlerin pasif uyumlarının çeşitli yöntemlerle değerlendirildiği bir çok çalışma mevcuttur^{1,5,8,9,10,11,12,13,14,15}. Bu çalışmalarda protez alt yapılarının pasif uyumunu değerlendiren stres analizlerinin yapılması için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Ancak bu çalışmaların içinde; implantların yanısıra protez alt yapısında oluşan streslerin de değerlendirildiği çalışma sayısı sınırlıdır^{1,5,8,14}.

İmplantlara esas olarak 3 ana ekseninde (vertikal, horizontal ve oblik) oluşan kuvvetler ile yük geldiği belirtilmektedir¹⁶. 3 boyutlu (3D) sonlu elemanlar analizi; implant üstü protezlerde gelen kuvvetler ile oluşan stres değerlerinin ve dağılımlarının incelenmesi için çalışmalarda sıklıkla kullanılan bir analiz yöntemidir^{2,10,17-21}.

İmplant üstü protetik tedavilerde 3, 5 ve 7 numaralı (no.lu) dişler bölgesine implant yerleştirilmesi ve 5 üyeli protez planlamaları uygulanan bir tedavi yöntemidir¹⁶. İmplantlar çenenin anatomik yapısına göre çizgisel veya kavisli olarak yerleştirilebilmektedir. Bu planlamalarda 5 no.lu implantın, diş destekli protezlerdeki gibi ‘pier abutment’ olacağı bildirilmektedir²²⁻²⁴.

Bu tez çalışmasında;

Çizgisel ve kavisli yerleştirilmiş implantlarda;

1. Çizgisel ve kavisli implant yerleşiminin, protez alt yapılarında oluşan stres değerlerine ve dağılımlarına etkisinin incelenmesi
2. Farklı protez alt yapı materyalleri ile modellenen protezlerde:
 - Protez alt yapı üyelerinde oluşan streslerin incelenmesi
 - Protez alt yapı konnektörlerinde oluşan streslerin incelenmesi
 - Oklüzal vidalı protez vidasında oluşan streslerin incelenmesi
 - Pier abutment varlığı ile oluşan streslerin incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmaktadır.

Çalışmamızda; implantlar, çizgisel ve kavisli yerleştirilmiş olarak 2 farklı şekilde modellenerek; farklı protez alt yapı materyalleri olan zirkonya, krom kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımı protez alt yapıların; üyelerinde,

konnektörlerinde ve protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılarak incelenmesi 3D sonlu elemanlar analizi ile gerçekleştirilmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplant Üstü Protez Sistemlerinin Tanımlanması

Protez; kelime anlamı olarak insan vücudunun eksik bir parçasının yapay bir materyal ile yerinin doldurulması; kaybedilen fonksiyonu geri kazandırmak için veya mevcut fonksiyonu iyileştirmek için kullanılan terapötik cihaz, cerrahi işlem sonrası gerekli sonucun alınmasına yardımcı aparey anlamlarında kullanılmaktadır¹⁸.

Protetik Diş Tedavisi; alveol kavislerinde çeşitli nedenlerle eksilen dişlerin ve değişen destek yapıların rehabilitasyonunu sağlayan diş hekimliği ile ilgili bilim dalıdır²⁵. Protetik tedavide amaç; eksilen dişler ve destek yapılarda meydana gelen değişimler nedeniyle azalmış çiğneme yeteneğini arttırmak, estetiği sağlamak, konuşma bozukluklarını düzeltmek, geriye kalan dokuların ve dişlerin sağlık ve devamlılıklarını korumak olarak belirtilmektedir²⁶. Sabit protezler; yapıştırma, vidalama, mekanik olarak veya diğer şekillerde doğal diş, diş kökleri veya dental implantlar gibi birincil desteklere direkt olarak bağlanan ve gerektiğinde sadece diş hekimi tarafından çıkartılabilen tüm diş protezlerini ifade etmektedir²⁷.

İmplant; kelime anlamı olarak bir alloplastik materyalin, ilaç veya dokuların; vücudun kaybedilmiş bir fonksiyonunu yerine koymak, tedavi etmek, tanı koymak veya deneysel amaç ile alıcı bireyin vücuduna yerleştirilmesi anlamına gelmektedir. Dental implantlar ise mukoza veya periost tabakası altına, kemiğin üstüne veya içerisine yerleştirilen; sabit protezlerin yapımını, hareketli protezlerin ise retansiyonunu sağlamak veya arttırmak amacıyla uygulanan alloplastik materyalden yapılmış protetik aygıtlar olarak tanımlanmaktadır^{27,28,29,30}.

2.2. İmplantların Tarihsel Gelişimi

Dental implantlara ait ilk bulgu, ilk çağ dönemine aittir ve bu implant mandibular keser diş yerine kullanılmış olup taş implant olarak kayıtlara geçmiştir³¹. Günümüz implantlarına benzeyen ilk dental implant ise 18. yüzyılın başında, altından üretilmiş ve kök formunda vidalar olarak uygulanmıştır³².

1969 yılında Branemark; çalışmaları sırasında tavşan tibiasına cerrahi olarak yerleştirmiş olduğu titanyum parçanın kemik ile direkt bağlantı oluşturduğunu bildirmiştir. Branemark ve ark.'nın çalışmalarının devam etmesi ile yapay diş köklerinin

yerine konabilecek en uygun materyalin titanyum olduğu bildirilmiştir^{7,33,34}. Osseointegrasyon ilk olarak; implantların gövdesine gelecek çığneme kuvvetlerini karşılayabilen ve üzerlerine yerleştirilen protezlere destek olabilmesi için yeterli miktarda kemik ile temasta olması hali olarak tanımlanmıştır. ‘Os’ latince kelime anlamı olarak kemik, ‘integrasyon’ ise tamamen bütünleşmek anlamına gelmektedir^{25,33}. Branemark implant sistemleri 1986 yılında Götoborg Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde uygulanmaya başlanmıştır. Günümüzde de implantlar ve osseointegrasyonları ile ilgili çalışmalar halen devam etmektedir^{7,34-39}.

2.3. Kemik Sınıflandırması

Çene kemikleri; esas olarak alveol kemiği ve bazal kemik olmak üzere 2 ana kısımdan oluşmaktadır. Alveol kemiği; diş köklerini çevreleyen kemiktir. Bazal kemik ise alveol kemiğine taban oluşturan ve onun rezorpsiyonu sonucu geriye kalan çene kemiğidir⁴⁰. Kemik hacminin ve tipinin sınıflandırmasında en çok kullanılan sınıflandırma 1985 yılında yapılan Lekholm ve Zarb sınıflandırmasıdır. Bu sınıflandırmada alveol kemiği; şekline ve kalitesine göre sınıflandırılmıştır. Alveol kemiğinin şekil ve yapısı; A, B, C, D ve E olarak sınıflara ayrılmıştır⁴⁰.

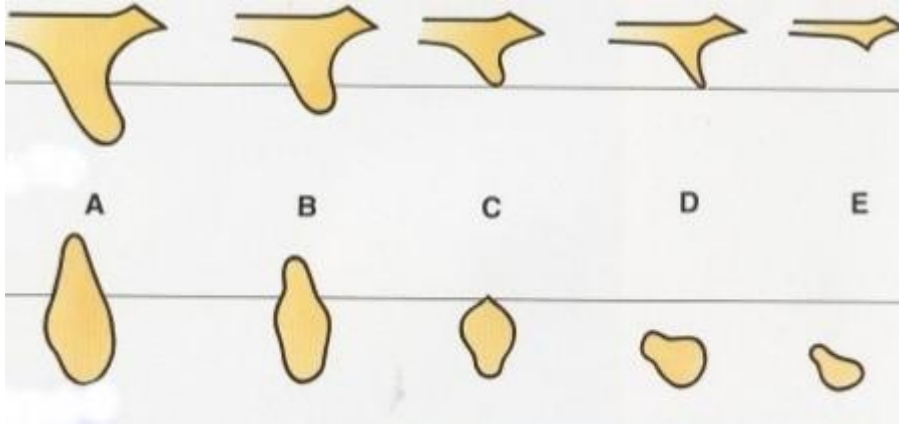
A: Yeterince alveol kemiği hacmi vardır

B: Alveol kemiğinde orta düzeyde rezorpsiyon bulunmaktadır

C: Alveol kemiğinde ileri düzeyde rezorpsiyon vardır, sadece bazal kemik bulunmaktadır

D: Bazal kemikte bir miktar rezorpsiyon bulunmaktadır

E: Bazal kemikte ilerlemiş düzeyde rezorpsiyon vardır.



Şekil 2-1: Lekholm ve Zarb kemik hacmi sınıflandırması⁴¹.

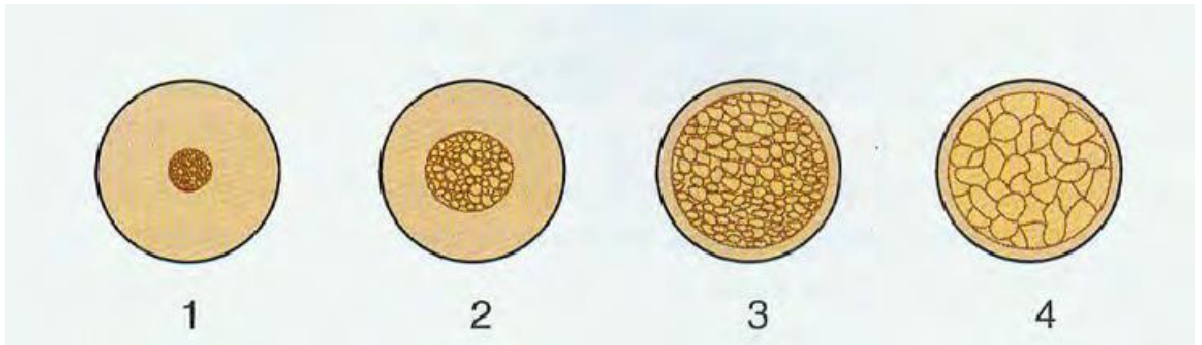
Alveol kemiğinin kalitesine göre ise; Tip 1, tip 2, tip 3 ve tip 4 kemik olmak üzere 4 çeşit kemik yapısı tanımlanmaktadır⁴¹:

Tip 1: Hemen hemen tüm çene kemiği homojen kortikal kemikten oluşmaktadır

Tip 2: Yoğun spongiyoz kemiği çevreleyen kalın kortikal kemik bulunmaktadır

Tip 3: Yoğun spongiyoz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik bulunmaktadır

Tip 4: Düşük yoğunlukta spongiyoz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik bulunmaktadır.



Şekil 2-2: Lekholm ve Zarb kemik tipi sınıflandırması⁴¹.

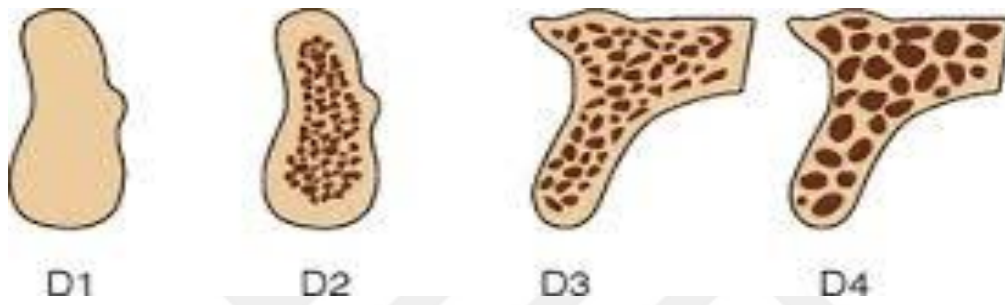
1999 yılında Misch¹⁶ günümüzde sıkça kullanılan bir sınıflama geliştirmiştir. Bu sınıflamada kemik tipi ve yer aldığı bölgeler tanımlanmıştır:

D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşmaktadır ve aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Kret tepesinde yoğun kortikal kemik ve hemen altında kaba dokulu spongiyoz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibulada, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada bulunur.

D3 kemik: Kret tepesinde ince poröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongiyoz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksillada, posterior mandibulada ve anterior mandibulada bulunur.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur, kemiğin tamamı ince spongiyoz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur.



Şekil 2-3: Misch kemik tipi sınıflandırması¹⁶.

İmplant ile temas eden kortikal kemik miktarının fazla olmasının; implantın primer stabilizasyonunu sağlarken, iyileşme sonrasında da streslerin iletimi yönünden avantaj sağlayabildiği bildirilmektedir¹⁶.

Sevimay ve ark⁴², 2005 yılında yaptıkları çalışmalarında; sonlu elemanlar analizi ile D1, D2, D3 ve D4 kemik tiplerini incelemişler ve gelen yükler karşısında D1 ve D2 kemik tiplerinde oluşan kuvvet dağılımının, D3 ve D4 kemik tipine göre daha homojen olduğunu bildirmişlerdir.

2.4. İmplant Üstü Sabit Protezler

Günümüzde implant üstü sabit protezler, simante ve oklüzal vidalı olmak üzere 2 farklı şekilde uygulanabilirler. Bölümlü veya tam dişsiz olgularda implant üstü protezler ile fonksiyon ve estetik yeniden kazandırılır ve kalan dokuların devamlılığı sağlanmış olur. İmplant üstü sabit protetik tedavilerde oklüzal vidalı alt yapıların üretilmesi, pek çok avantajları nedeniyle tercih edilmektedir. Oklüzal vidalı sabit protez uygulamaları; implant yerleşimlerinin simante protez yapımına olanak sağlamadığı durumlarda, estetik olarak yumuşak doku desteğinin gerekli görüldüğü olgularda ve

dikey boyut mesafesinin yetersiz olduğu bölümlü dişsizlik olgularında tercih edilmektedir⁴³.

2.4.1. İmplant Üstü Simante Sabit Protezler

Simante sabit protezlerde; kuron veya köprü protezi siman ile abutment üzerine yapıştırılır. Oklüzyon düzlemi ve implant arasındaki dikey mesafe tutuculuğu sağlayabilecek yükseklikte abutment kullanımı için yeterli olmalıdır^{16,43}.

2.4.1.1. İmplant Üstü Simante Protezlerin Oklüzal Vidalı Protezlere Göre Avantajları

- Estetik açıdan daha başarılıdırlar
- Klinik uygulamalar hekim için daha kolaydır
- Laboratuvar işlemleri daha kolaydır
- Maliyeti daha düşüktür
- Siman varlığı; alt yapının pasif uyumunun oluşturulamadığı durumlarda stres emilimi sağlar ve oluşan stresleri kompanse edebilir. Bu nedenle simante protezlerin pasif uyumlarının sağlanmasının daha kolay olduğu bildirilmektedir⁴⁴.

2.4.1.2. İmplant Üstü Simante Protezlerin Dezavantajları

- İmplant veya abutment vidası ile ilgili herhangi bir komplikasyon oluştuğunda üst yapının kesilerek çıkarılması ve kuron veya köprü protezinin yeniden yapılması gerekir
- Simantasyon sonrası taşan simanların hekim tarafından iyi temizlenememesi implant boynunda önemli kemik rezorbsiyonuna neden olabilmektedir⁴³.

2.4.2. İmplant Üstü Oklüzal Vidalı Sabit Protezler (Multi-unit sistemler)

Yapılan kuron veya köprü protezi abutment üzerine vidalanır. Vidanın üzeri bir ara madde (gute perka, teflon bant gibi) ile kapatılarak vida yuvası kompozit ile doldurulur.

İmplant üstü sabit protetik tedavilerde alt yapıların pasif uyumları, protezlerin ve implantların uzun dönem başarısında önemlidir. Biyomekanik açıdan; protez alt

yapılarının implantlar üzerine vidalanmasının hem implantlar, hem de protetik yapılarda stres oluşturduğu bilinmektedir. Bu streslerin azaltılması için, protezlerin implantlar üzerinde tamamen pasif oturması amaçlanmaktadır⁴³.



Şekil 2-4: İmplant üstü oklüzal vidalı protez görünümü.

2.4.2.1. İmplant Üstü Oklüzal Vidalı Sabit Protezlerin Avantajları

- İnteroklüzal mesafenin yeterli olmadığı durumlarda vida yardımı ile tutuculuk sağlanır
- Hekim istediği zaman ve implant ile abutment bağlantısında veya tutucu vidada herhangi bir problem oluştuğunda üst yapıya zarar vermeden protezi kolayca çıkarabilir¹⁶.

2.4.2.2. İmplant Üstü Oklüzal Vidalı Sabit Protezlerin Dezavantajları

- Oklüzal yüzeyde yer alan vida yuvası estetik açıdan dezavantaj oluşturabilir
- Oklüzal yüzeyde yer alan vida yuvası nedeniyle ideal oklüzal yüzey morfolojisi hazırlanamayabilir
- Hekim tarafından uygulanması daha zordur
- Klinik ve laboratuvar işlemleri zordur
- Laboratuvar maliyeti yüksektir⁴³.

Literatürde simante ve oklüzal vidalı implant üstü protezlerin pasif uyumu ile ilgili karşılaştırmalı çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmalar sonucunda, simante protezlerin implant ve protetik yapılarda daha az stres oluşturduğu bildirilmektedir^{17,44,45}. Heckmann ve ark⁴⁴; çalışmalarında farklı ölçü teknikleri ve

farklı üretim teknikleri ile üretilmiş 3 üyeli simante ve oklüzal vidalı implant destekli sabit protezlerde oluşan stresleri araştırmışlar ve karşılaştırmışlardır. Çalışmaları sonucunda ölçü tekniğinin, streslerin oluşmasına etkisinin olmadığını, ancak simante protezlerin, oklüzal vidalı sabit protezlere göre protetik yapılarda daha az stres oluşturduğunu bildirmişlerdir.

2.5. İmplant Biyomekaniği

Biyomekanik; biyolojik yapıların, fizik ve mekanik biliminin yardımıyla işlevselliğinin irdelenmesidir. ‘Bio’ ve ‘mekanik’ terimlerinin birleşimi ile oluşturulmuştur. Mekanik; cisimlere gelen kuvvetleri, oluşan hareketleri veya dengeyi inceler. Genel anlamda mekanikte 3 temel büyüklük vardır. Bu büyüklüklerden kütle: kilogram (kg), uzunluk: metre (m) ve zaman: saniye (sn) ile ifade edilir. Kütle; maddenin harekete karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Uzunluk ise; 2 nokta arasındaki çizgisel uzaklığa verilen addır. Birimi metredir. Kuvvet; kütlesi 1 kilogram (kg) olan bir cismin hızını saniyede 1 m/s arttırmak için o cisme uygulanması gereken etkidir. Birimi Newton (N) veya kilogram kuvvettir (kgf). Zaman; ortalama güneş gününün 1/86,400’e eşit olan ‘saniye (sn)’ ile açıklanmaktadır¹⁶.

Doğal dişlere gelen kuvvetlerin alveol kemiğine iletimi periodonsiyum aracılığı ile gerçekleşir. Gelen kuvvetlere karşı dokular, periodonsiyumda proprioseptif resöptörlere sahip olmaları ile korunur. Dişler kaybedildikten sonra proprioseptif resöptörler de kaybedildiğinden, dişsiz bölgenin kuvvet karşısındaki savunması da kaybolur. İmplant dayanaklarının periodonsiyumu ve proprioseptif resöptörleri yoktur. Dolayısı ile kuvvet karşısında savunmasızdır. Bu nedenle implant uygulamalarının dişlerin fonksiyonunu yerine getirebilmeleri için implantların alveol kemiği ile osseointegrasyonu gerçekleşmiş olmalıdır ve belli ölçüdeki kuvvetlere dayanabilmelidir. Bu nedenle implantlara gelecek kuvvetlerin ve dağılımlarının iyi anlaşılması, bu kuvvetlerin homojen şekilde dağıtılması uygun protetik planlamalar yapılması ile mümkün olmaktadır¹⁶.

Kemikten destek alınarak yapılan implantlar ve implant üstü protezlere gelen oklüzal kuvvetlerin, doğal dişlere gelen kuvvetler ile benzer olduğu rapor edilmiştir. Bu durum alveol kemiğine olan güçlü osteointegrasyonun nöromusküler feedback mekanizmasını etkilediği, böylece oklüzal kuvvetlerin kontrol edildiğini düşündürmektedir. İmplant gövdesinde kırık oluşmasının; oklüzal kuvvetlerin en az 2

katı kadar kuvvetin, implant gövdesi üzerine gelmesi ile mümkün olacağı bildirilmektedir^{3,34}.

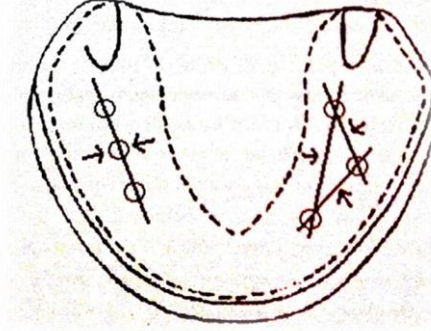
Biyomekanik yaklaşımlar uygulanan yükler karşısında biyolojik doku cevaplarını açıklamakta, protetik tasarımlara ve klinik uygulamalara rehberlik etmektedir.

İmplantlara gelecek kuvvetler 3 şekilde incelenebilir;

1. Kuvvet sürekli olarak geliyorsa; kuvvetin şiddeti düşük bile olsa uzun süreçlerde yinelendiğinde implant ya da protezde yorgunluk sonucu başarısızlık ortaya çıkabilir.
2. Kuvvet uygun dağılmış olabilir, ancak implant-kemik temas alanı yetersiz ise, birim alana düşen iç stres daha çok olursa sonuç yine başarısızlık olacaktır.
3. Kuvvet implant desteğinden daha ileride bir noktadan uygulanıyorsa eğilme ya da tork kuvvetleri etkisi ile ortaya çıkan moment, implant üzerinde veya kemikte yıkıcı bir etkiye sahip olacaktır^{16,46}.

Dental implantlar fonksiyona girdiklerinde oklüzal yüklere maruz kalırlar. Bu tip yükler hastanın parafonksiyonel alışkanlıklarına bağlı olarak büyüklük, sıklık ve süre açısından 3 şekilde değerlendirilebilirler. Dental implantlar fonksiyona girmeden önce kapak veya iyileşme başlığı takıldığı zaman da pasif yüklere maruz kalabilirler. Dilin perioral kuvvetleri ve ağız çevresi kasları, implant abutmentı üzerinde düşük ama sık oblik yükler yaratabilir¹⁶.

İmplant tedavisinde pek çok planlama ve implant yerleştirme seçeneği olabileceğinden, biyomekanik yaklaşımlarla uzun dönemde hangi tedavinin daha az riskli olduğu konusunda bilgi edinilebilmektedir. İmplantlara horizontal yönde gelecek kuvvetler yıkıcı etkiler oluşturmaktadır. Hobo³⁴ bu kuvvetlerden kaçınmak için 2'den fazla sayıda implant kullanılmasını ve implantlar yerleştirilirken çizgisel halden kurtulmak için implantlar üzerinde en azından 2 farklı eksen oluşturulması ile horizontal kuvvetlerin etkisinin azaltılabileceğini bildirmektedir. Bu tip yerleşimlerde eksenin birinde oluşan dönme eğilimi diğer eksenle karşılanacaktır. Çizgisel düzlemde yerleştirilerek, tek eksen oluşturulmuş implantlarda ise; implantlara gelen kuvvetlerle, dönme eğilimlerinin implantlarda daha yıkıcı etki oluşturacağı belirtilmektedir³⁴.



Şekil 2-5: İmplantlarda çizgisel ve kavisli yerleşim³⁴.

2.5.1. Pier Abutment (Intermediate abutment, ara abutment)

Protez terimleri sözlüğünde pier abutment; 2 terminal abutment arasında kalan doğal diş olarak tanımlanmaktadır. Bu durumun klinik örnekleri maksilla veya mandibulada sıklıkla 4 ve 6 no.lu diş eksikliği ile karşımıza çıkmaktadır. 3 ve 7 no.lu dişler ise terminal abutment olarak görev görürken, 5 nolu diş ‘pier abutment’ olarak tanımlanmaktadır. Çiğneme kuvvetlerinin yoğunlaşması 5 no.lu abutmentta gömülmeye neden olabilir. Pier abutmentın fulkrum görevi görmesi ile; protezin hareket etmesi ve protezin retansiyonu az olan üyelerinde desimantasyonunun oluşabileceği bildirilmektedir⁴⁷.

Pier abutment; 2 abutment arasında yer alır. İmplantlar veya doğal dişler arasında bulunabilir. İmplant ve doğal dişlerin kuvvetler karşısındaki tepkileri farklıdır. Pier abutmentların diğer abutmentlara göre daha az hareket ettikleri ve bu nedenle Sınıf 1 kaldırma fulkrum eksenini olarak davranabileceği bildirilmektedir^{22,48,49}.

Gövdenin implant ve diş arasında yer alması, daha uzun kaldırma kolu oluşumu ile problemin daha da büyümesi anlamına gelir. Pier abutmentın mobil olmayan dişlere bağlanmış olmasının bile komplikasyonlara neden olabileceği bildirilmektedir¹⁶. Simanın germe dayanımı, basma dayanımından 20 kat daha azdır. Bu nedenle; implant fulkrum merkezi olduğunda; desimante olan abutmentların (genellikle en az mobil olan veya en az tutuculuğa sahip olan) oluşması yaygın bir sorundur. İkinci sorun ise sekonder çürük oluşumudur. Desimantasyon sabit protezlerde sıklıkla oluşabilen bir sorundur. Bu sorunu şiddetlendirecek durumlardan kaçınılması gerekmektedir. Birçok klinik olguda uzun dönemde hizmet edecek implant destekli protezler yapmak için

gerekli desteği arttırmaya yönelik olarak, dişe komşu en az 1 implant ilavesi yapılabilir. Daha uygun bir tedavi seçeneği ise kemik grefti uygulamak, doğal dişe komşu abutment konumunda dişe komşu implantlar yerleştirmek ve implantları dişe bağlamaktan kaçınmaktır. Kemik grefti ve implant ilavesi yapılamıyorsa, 2 mobil olmayan doğal diş arasında pier abutment konumundaki implantı restore etmek için nonrijit ataşman kullanımı önerilmektedir^{16,22,47,49}.

2 veya daha fazla implant arasında, implant yerine doğal diş pier abutment olarak bulunuyor ise durum daha da farklıdır. Bu durumda doğal dişe ait proprioseptif reseptörlerin protez altında bulunmasından dolayı avantaj sağlayacağı da düşünülmektedir. İmplantlar çevresinde proprioseptif reseptörler yoktur ve çiğneme daha fazla çiğneme kuvvetine maruz kalırlar. Doğal dişlerin dayanak olarak kaldığı durumlarda oklüzal kuvvetlerin düzenlenmesine de yardımcı oldukları belirtilmektedir⁴⁸.

Literatürde in vivo ve in vitro çalışmalarda; pier abutment varlığının protezlerde desimantasyona neden olduğu günümüzde de bir görüş olarak savunulmaktadır. Sıklıkla 6 no.lu dişin eksikliğinde 3, 5 ve 7 no.lu dişlerin dayanak olarak kullanıldığı protezlerde pier abutment varlığı ile sık rastlanan desimantasyon komplikasyonunun 6 no.lu üyenin yüklenmesi sonucu oluşabileceği, yüklemede uygulanan kuvvetin miktarının da desimantasyon oluşmasında etkili olabileceği bildirilmektedir²². Bu nedenle konu ile ilgili invivo ve in vitro çalışma sayısının artırılması gerekliliği bildirilmektedir²². Savion ve ark²² vida gevşemesinin desimantasyon komplikasyonuna göre daha kolay çözümlü olması nedeniyle, pier abutment bulunan protezlerde oklüzal vidalı protez planlamalarının kullanılmasını önermişlerdir.

2.5.2. İmplantlara Gelen Yükler

İmplantlar fonksiyona girdiklerinde oklüzal kuvvetlere maruz kalırlar. Bu tür yükler; büyüklük (miktar), sıklık ve süre olarak hastaların parafonksiyonel alışkanlıklarına göre de farklılıklar gösterebilir¹⁶.

İmplantlara gelen kuvvetlerin implantlara tek bir eksen doğrultusunda ulaşması çok nadirdir. İmplantlara esas olarak 3 ana klinik yükleme ekseninde kuvvet geldiği kabul edilmektedir. Bunlar mezio-distal, bukkio-lingual ve oklüzal-apikal eksenlerdir. İmplant üstü protezlerde tek bir noktadaki oklüzal temas; hemen her zaman 3 boyutlu oklüzal kuvvet oluşturur. Önemli olan bu 3 boyutlu kuvvetin, diğer eksenler boyunca

yönlendirilmiş total kuvvetin bileşenleriyle belirlenmesi ve tarif edilmesidir. Örneğin; implant üstü protezin oklüzal yüzey planlaması ile büyük miktarda kuvvet komponenti, bukkal-lingual eksene yönlendirilmiş olabilir. Bu durumda implantlar fazla miktarda yüke maruz kalacağı için risk altına girmiş olur¹⁶.

Doğal dişler üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin ölçümü ile ilgili çalışmalar devam etmektedir. Tablo 2-1’de farklı çalışmalarda elde edilen maksimum ısırma kuvveti değerleri gösterilmektedir⁵⁰⁻⁵³.

Referans	Yaş	Kanin	Premolar	Molar	Sonuç
Braun ve ark	26-41			710 N	Premolar ve molar arası erkekte 789 N, kadında 596 N
Van Eijden	31-36	323-485N	424-583 N	475-749 N	İkinci premolar ve ikinci molar (sadece erkek hastalar)
Dean ve ark	Erişkin	150 N		450 N	
	21-30			572N	
Bakke	31-40			481N	
	41-50			564N	
ve ark	51-60			485N	Sağ ve sol birinci molar dişlerde ölçülmüştür
	61-70			374N	
Braun ve ark	18-20			176N	Birinci premolar veya birinci molar

Tablo 2-1: Maksimum Isırma Kuvveti Değerleri⁵⁰⁻⁵³

2.6. Pasif Uyum

Pasif uyum literatürde ilk olarak Branemark tarafından tanımlanmıştır. Pasif uyum; implant ile abutment ve abutment ile protez alt yapısı arasındaki uyum olarak belirtilmektedir⁵⁴⁻⁵⁶. Branemark³³; kemikte yıkım olmaması ve kemik yapımının (remodeling) durmaması için implant abutmentleri ve implant gövdesi arasındaki uyumsuzluğun (marginal misfit) en fazla 10 µm olması gerektiğini bildirmiştir.

1985 yılında Klienbergl ve Murray⁵⁷ döküm yöntemi ile elde edilmiş alt yapıların marjinal kenar uyumsuzluklarının 30 µm'dan fazla olduğunu bildirmişlerdir.

1991 yılında Jemt ve ark⁴, alt yapıların pasif uyumlarını 'uzun dönemde herhangi bir komplikasyona neden olmamış olmak' olarak tanımlamışlar ve marginal boşluğun (marginal mikro gap) 150 µm'dan az olmasının kabul edilebilir olduğunu bildirmişlerdir.

1994 yılında Yanase ve ark⁵⁸ protez alt yapı materyalinin rijiditesi ve implantların sayıları arttıkça ve protez alt yapısının yer aldığı arkın kavsi daraldıkça, pasif uyumun çok daha zor elde edilebildiğini bildirmişlerdir.

1995 yılında Millington ve ark⁵⁹ 4 implanta sahip model üzerinde yaptıkları çalışmalarında, ortadaki abutment ve alt yapı arasında 55 µm'luk bir açıklık bulunduğunu ve 10 Ncm tork uygulandığında bu açıklığın kapanmadığını bildirmişlerdir.

Günümüzde pasif uyum; implant üstü protezlerin mekanik ve biyolojik anlamda uzun dönem komplikasyonlara neden olmayacak düzeyde uyumu olarak tanımlanmaktadır. Araştırmacılar,^{37,60-63} implant üstü protezlerin uzun dönem başarısının sağlanmasında pasif uyumun gerekliliği konusunda fikir birliği içindedirler.

Kunasivarut ve ark⁹; implant üstü sabit protezlerde; 110 mikronluk bir vertikal uyumsuzluk varlığında, en fazla stresin abutment vidasında toplandığı gözlenmiştir. Yapılan birçok çalışma da bu sonucu destekler niteliktedir ve araştırmacılar streslerin özellikle vidaların boyun bölgesinde yoğunlaştığını bildirmektedirler^{2,9-13}.

Abduo ve Judge² ile Winter ve ark⁵⁴; pasif uyumun hiç olmaması veya eksik olması ile; implant, kemik ve protetik yapılara gelen streslerin miktarının artmakta olduğunu ancak oluşan streslerin, protezlerin ağız içine uygulanmasından bir süre sonra kemik remodelingi yardımı ile azalacağını belirtmektedirler.

Abreu¹⁰ ve Bacchi¹³ çalışmalarında oklüzal vidalı protezlerde 100 µm'luk vertikal uyumsuzluk varlığının, hekimin protez vidasını torklaması esnasında, vidada stres yaratılarak kapanabileceğini belirtmişlerdir. Protetik tedavilerde; genellikle ölçü maddelerinin özellikleri ve alçı, mum, döküm alaşımı gibi kullanılan malzemelerin hacimsel genleşme veya büzülmesi gibi alt yapıların üretim aşamasındaki pek çok faktörün, bu uyumun değişmesine neden olabileceği ve boyutsal değişimin üretimin herhangi bir aşamasında oluşabildiği belirtilmektedir^{14,64-67}.

Bu konuda kesin bir görüş bildirilememekle beraber; protez alt yapı materyallerinin farklılığı da, alt yapı üretim yöntemleri gibi pasif uyumu etkileyebilmektedir. Bazı araştırmacılara^{2,10,11} göre farklı protez alt yapı materyalinin implant çevresi dokularda oluşan streslere ve vertikal uyumsuzluğa etkisi azdır. Fakat Bacchi ve ark¹³ çalışmalarında elastik modülüsü yüksek olan materyaller (zirkonya ve krom-kobalt alaşımı gibi) ile üretilmiş protez alt yapılarının implant çevresi dokulara ve kemiğe stres iletiminin, elastik modülüsü daha düşük olan materyallere (altın, gümüş-palladyum alaşımları, saf titanyum) oranla daha az olduğu görüşünü belirtmektedirler.

2.6.1. Pasif Uyumun Ölçülmesi

Pasif uyumun ölçümünde kullanılan yöntemler;

1. Klinik yöntemler
2. Laboratuvar yöntemleri olmak üzere 2 grup altında toplanmaktadır.

Klinikte protezlerin alt yapılarının pasif uyum ölçümü yapıldıktan sonra sayısal olarak bir pasif uyum değeri elde etmek için laboratuvar ölçümlerinden faydalanmak gerekmektedir. Protez alt yapılarının pasif uyumlarının değerlendirildiği çalışmalarda başlıca 2 ana sorunla karşılaşmaktadır. Bunlardan ilki; implant üstü protezlerin pasif uyumlarıyla ilgili klinik olarak kabul edilmiş kesin bir tanım bulunmamasıdır. İkinci sorun ise; klinik olarak pasif uyum değerlendirmesi ancak major faktörler değerlendirilerek yapılmakta olup, mikron düzeyindeki ölçümler için klinikte kullanılacak bir yöntem bulunmamasıdır^{2,15,68}. Bu nedenlerle; yapılan araştırmalarla, pasif uyumun laboratuvar ölçümleri geliştirilerek klinik çalışmalara da ışık tutacak sonuçlar elde edilmesi amaçlanmaktadır.

2.6.2. Klinikte Pasif Uyum Değerlendirme Yöntemleri

Klinikte protez alt yapılarının pasif uyumunun değerlendirilmesi için pek çok yöntem kullanılmaktadır. Bunlar aşağıdaki gibi sıralanabilir^{58,62,69-75}.

2.6.2.1. Parmak Basıncı Testi

Klinikte alt yapıların pasif uyumunun değerlendirilmesini sağlayabilecek oldukça kolay bir yöntemdir. Protez alt yapısı ağız içine yerleştirilerek, dayanak olan implantlardan birinin üzerinden parmakla basınç uygulanır ve alt yapıda hareket olup olmadığı, fulkrum hattı oluşup oluşmadığı kontrol edilir. Bu test yapılırken abutment ve alt yapı birleşimindeki tükürük hareketinin de, uyumun kontrol edilmesine yardımcı olabileceği bildirilmektedir. Ancak bu yöntem kısa ark implant üstü protez alt yapılarında kullanılamamaktadır^{62,69}.

2.6.2.2. Göz ile Değerlendirme

Bu yöntem yeterli ışık altında büyüteç ile büyütme yapılarak uygulanmaktadır. Ancak bu yöntemde de alt yapının abutment ile birleşim yerinin dişeti altında olup olmaması değerlendirmeyi etkiler. Ayrıca tamamen değerlendirmeyi yapan hekime bağlı olacağı için subjektiftir. Bu yöntem ancak yardımcı yöntem olarak ya da başlangıç değerlendirmesi için kullanılabilir^{58,69-71}.

Christensen ve ark.⁷² gözle yapılan ölçümlerde çoğunlukla yaklaşık 30-120 µm aralığındaki dayanak ve alt yapı uyumsuzluklarının belirlenebildiğini bildirmişlerdir. Ancak bu değerlerden daha küçük değerlerin gözle görülmesi mümkün olmamaktadır.

2.6.2.3. Dokunma Hissi ile Değerlendirme

Göz ile değerlendirme ile birlikte kullanılır. Bu yöntemin hassasiyeti tamamen ölçüm yapılan sond ucuna bağlıdır⁷⁶. Bu nedenle sadece dayanak ve alt yapı arasındaki 60 ve 120 µm aralığındaki uyumsuzluklar değerlendirilebilir. Dayanak ve protez alt yapı arasında 30-500 µm'luk bir uyumsuzluk varsa, bu yöntem ile saptanamaz. Bu yöntemde; sond uçları ile horizontal ölçümlerin, vertikal ölçümlere göre daha kolay ölçülebildiği belirtilmektedir^{71,77}.

2.6.2.4. Periapikal Röntgenler ile Değerlendirme

Periapikal röntgenler alt yapı uyumunu değerlendirmede kullanılabilirler. Dişeti altında bitirilen alt yapıların kenar uyumunun görülmesinde tercih edilebilmektedir. Röntgenlerde; röntgen tüpünün açısı, implant-abutment birleşiminin uzun aksına dik olarak konumlandırılmalıdır. Bazı durumlarda anatomik yapılar uygun açı vermeyi engelleyerek superpozisyon oluştursa uyumsuzluğun görüntülenmesi de engellenebilir. Cameron ve ark.^{62,78} çalışmalarında filmin açısı ne olursa olsun röntgen tüpünün implantın uzun eksenine 20°'den daha az açı yapacak şekilde ayarlanması gerektiğini bildirmişlerdir.

2.6.2.5. Sheffield veya Tek vida Testi

Uzun protez alt yapılarının pasif uyumunun değerlendirmesinde kullanılan etkili bir yöntemdir. Tek implant abutmentinin vidası sıkılır ve diğer abutmentler ve protez alt yapıları arasındaki uyum gözlenir. Restorasyonun bitim kenarları supragingival ise göz ile değerlendirme yapılır. Eğer subgingival margin yapılmış ise periapikal röntgenlerden yararlanılabilir. Sheffield testinin en önemli dezavantajı; 3 boyutlu bir ölçüm yapılamadığı için protez alt yapılarında horizontal düzlemde distorsiyonlar varsa gözlemlenemeyebilir^{73,74}.

2.6.2.6. Basınç Tespit Edici Ajan ve Diğer Materyallerin Kullanımı

Toz spreyleri, mum, elastomerik materyal, basınç patları protez alt yapılarının pasif uyumunu değerlendirmede kullanılmaktadır⁷⁵. Bu yöntem hem subgingival, hem de supragingival margin bitimlerinin pasif uyumunun saptanmasında kullanılabilir⁶². Protez alt yapısının temas yüzeyinde basınç tespit edici materyalin bulunmasıyla, alt yapı ve abutment bağlantısında boşluk olduğu ve tam bir uyumun sağlanamadığı sonucu elde edilir⁷⁵.

2.6.2.7. Vida Direnci Testi

Oklüzal vidalı alt yapıların uyumunun kontrolünde kullanılan bir testtir. Orta hatta en yakın implanttan başlayarak altın vidalar; metal alaşım protez altyapı ile vida başı arasında ilk direnç oluşuncaya kadar sıkılır. Maksimum bir yarım tur 10-15 Ncm torkla uygulandığında vida tamamen oturur. Vidanın oturması için yarım turdan daha fazla çevirmek gerekirse uyumsuzluk oluşabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Aynı

zamanda vida sıkıştırılması ile oluşan sürekli ağrı, basınç, rahatsızlık hissi de uyumsuzluğun bir göstergesi olarak kabul edilir. Çalışmalarda^{4,56} protez alt yapısı ile abutment arasındaki 150 µm aralığın, 10-15 Ncm tork kuvveti uygulanarak kapatılabilmesinin, klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmektedir.

2.6.3. Laboratuvarda Pasif Uyum Ölçülmesi

Ağız içi yumuşak-sert dokular ve çevresindeki diğer yapılar (diş ve destek dokular, temporomandibular eklem, diş hekimliğinde kullanılan restoratif malzemeler ve protezler) fonksiyonel ve fonksiyonel olmayan çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında kalmaktadır⁷⁹. Protetik tedavilerde, ağız içinde oluşan çiğneme kuvvetlerinin miktarı ve dağılımlarına göre protez planlamalarında düzenlemeler yapılabilir. Gerektiğinde; oluşan kuvvetlerin yönlendirilerek, fizyolojik sınırlar içinde kalması ve dokuların korunması sağlanmalıdır⁸⁰. Biyomekanik analizlerin amacı; çiğneme sisteminde etkili olan mekanizmaların saptanması ile biyomekanik açıdan en uygun olan protetik planlama yapılabilmesi için gerekli verilerin elde edilmesidir⁸¹. Çiğneme esnasında doğal dişlere ve protetik restorasyonlara gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri saptamak, uygulamalar sırasında dokuların durumunu ve yapısını değerlendirmek, en doğru ve sağlıklı tasarımlar için gerekli şartları belirlemek amacı ile çeşitli stres analizlerinden yararlanılmaktadır⁸⁰.

Pasif uyumun ölçülmesi için uygulanan laboratuvar yöntemleri temel olarak; ‘Boyutsal ölçümler’ ve ‘Modelleme teknikleri ile yapılan ölçümler’ olarak 2 şekilde yapılmaktadır:

1. Boyutsal ölçümler

Uyumsuzluğun olduğu alanın mikroskopik olarak direk ölçümü veya ara yüzeyi dolduran light-body ölçü materyalinin mikroskopik değerlendirilmesi ile abutmentlar ve protez alt yapı arasındaki boşluğun ölçümü amaçlanmaktadır. Bu yöntemde protez alt yapısının ve ana modelin görüntülerinin fotogrametrik yöntemle veya lazer videografi ile 3D analizleri yapılarak boyutsal distorsiyonun değerlendirilmesi yapılabilir. Bu yöntem; koordinat ölçer bir cihaz kullanımı ile alt yapının üretim sonrasında 3D olarak boyutsal distorsiyonunun değerlendirilmesi esasına dayanır¹.

2. Modelleme teknikleri ile yapılan ölçümler

Modelleme tekniğinde; protezlerin farklı yöntemlerle ana modelinin hazırlanması ve protez alt yapılarının, abutmentlar ile uyumlarının kontrolü amaçlanır. Bu teknik 3 farklı şekilde uygulanmaktadır¹.

Ağız içinde pasif uyumun kontrolünü sağlamak için tam bir fikir birliği sağlanamadığından son yıllarda bilgisayar ortamında ileri tekniklerle yapılan boyutsal ölçümlerin ve modelleme tekniklerinin önemi artmıştır.

2.6.3.1. Strain Gauge Analizi

Ana model veya protez alt yapı üzerine yerleştirilen gerinim ölçerler (strain gauge) yardımıyla, yerleştirilen bölgede oluşan gerinimin ölçülmesi esasına dayanır. Bu yöntem strain gauge analizi adı verilmektedir. Gerinim ölçer aletleri, yük altındaki cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişikliklerini belirleyen aletlerdir. Bu aletler mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik özelliğe sahiptir. Elektriksel gerinim ölçerler ile, cisim elastikiyet sınırları dahilinde gerinir, böylece daha ince ve daha uzun bir forma kavuşur. Bu değişiklikler yapı içinde sıra ile elektriksel direnci arttıracak ya da tam aksine iletken aygıt, cisme baskı yapacak ve böylece cismin boyu kısılacak, kalınlaşacak ve elektriksel direnci azalacaktır. Gerinim ölçerler ile yapı içinde oluşan elektriksel direnç ölçülür ve oluşan strain (gerinim) miktarları belirlenmiş olur^{66,82,83}.

2.6.3.2. Fotoelastik Analiz

Polarize lens altında renk değiştiren transparan bir reçine materyal kullanarak yapılır. Fotoelastik model üzerinde farklı renklere görülen stres (gerilme) haritası oluşturulur ve değerleri kaydedilir¹. Diğer analiz yöntemleri ile karşılaştırıldığında fotoelastik analizler; modeldeki iç baskıları ve stresleri gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştürerek, streslerin doğrudan gözlenmesine olanak vermektedirler. Analizde; ışığın polarizasyonunun sağlanması veya ortamların kuvvet altında çift kırıcılık göstermesinden faydalanılarak 2 şekilde çalışılır. Işık, Nicol prizmasından geçtiğinde polarize olur. Polarize ışık huzmesi, yüklenmiş fotoelastik materyalden geçtiğinde materyali farklı hızlarda geçen dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı polariskopla gözlenerek, oluşan stres düzeyleri ölçülür⁸⁴. Fotoelastik yöntem, materyaldeki kritik stres noktaları ile düzensiz geometrideki stres yoğunluğunun belirlenmesi için önemli

bir analiz yöntemidir. Fotoelastik kuvvet stres analiz yöntemi; 3D, yarı 3D, 2D olmak üzere 3 farklı şekilde uygulanabilmektedir⁸⁵.

2.6.3.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Sonlu elemanlar analizi, ilk olarak 1960 yılında havacılık ve uzay endüstrisinde geliştirilmiştir. Günümüzde ise akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz, akustik gibi pek çok alanda kullanılmaktadır¹⁸. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ilk olarak karmaşık geometriye sahip matematiksel mühendislik yapı sistemleri için kullanılmış olsa da, bilgisayar teknolojisinin gelişimiyle diş hekimliğinde biyomekanik çalışmalarda da kullanılmaya başlamıştır. Bu analiz, bilgisayarda elde edilen mesh modeller üzerinde kuvvet uygulanarak Von Mises stres dağılımlarının incelenmesini sağlar^{86,87}.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi; maddenin matematiksel modeli hazırlanarak her elementin stres miktarını bilgisayar programı ile ölçme işlemlerini gerçekleştirir. Bu yapısal analiz; eksternal kuvvet, basınç, termal değişiklikler ve diğer faktörlerin neden olduğu streslerin belirlenmesine olanak sağlar⁸⁶.

Literatürde 1960'ların sonunda ilk olarak Ledney ve Huang sonlu elemanlar analizi ile bir diş modelini matematiksel olarak oluşturmuşlardır. Böylelikle diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanan sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarla literatürdeki yerini almıştır⁸⁸⁻⁹⁰. 1979 yılında Weinstein ve ark.⁹¹ sonlu elemanlar stres analiz yöntemini diş hekimliğinde implant çalışmalarında ilk kez kullanmışlardır. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile bir cismin 1D, 2D, 3D analizi sayısal olarak yapılabilmektedir⁹¹. Dental materyaller gibi karmaşık geometriye sahip materyallerin fiziksel analizlerini yapmak oldukça zordur. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, karmaşık geometriye sahip materyallerin analizinin yapılmasına olanak sağlayan bir yöntemdir^{88,91,92}. Son 20 yıl içerisinde literatürdeki çalışmalarda sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanımı ile sıklıkla karşılaşılmaktadır^{6,8,92,93,9-13,15,54,86}.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları;

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin diğer analiz yöntemlerine göre birçok avantajı bulunmaktadır. Bu avantajlar şu şekilde sıralanabilir;

- Karmaşık geometriye sahip katı cisimler kolay ve güvenilir olarak analiz edilebilir
- Çok sayıda bağlantı noktası olan cisimler (delikli veya köklere sahip cisimler) analiz edilebilir
- Gerçeğe çok yakın model ve yazılımlar oluşturulabilir
- İstenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilir
- Gerilme dağılımı ve lokalizasyonları hassas bir şekilde elde edilebilir
- Uygulanan kuvvetlerin ve malzeme özelliklerinin geometrilerinin değiştirilebilmesi ve analizin tekrarlanabilmesi mümkündür
- Neden-sonuç ilişkisine bağlı sorunlar yapının bütünü ile değil, küçük bir yapıda çözümlenerek, bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sorunu basite indirerek, sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar
- Analiz sonuçları kısa sürede alınabilir⁹².

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin çeşitleri şunlardır;

- Termal analiz
- Nonlineer analiz
- Model analizi
- Burkulma (Buckling) analizi
- Dinamik analiz⁹⁴.

2.7. Sonlu Elemanlar Analizinde Kavramlar

2.7.1. Sınır şartları (Boundary conditions)

Sınır şartları; gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir. Analizi yapılan cisme kuvvet nereden uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir. Sonlu elemanlar stres analizi; yapısal modellerde daha fazla detay elde etmek için modelin çizilmesi, çizilen modelin sonlu elemanlar stres analizi için bölümlendirilmesi ve bu

bölümlerin düzenlenmesi ‘ön’ işlemler; bu işlemlerden sonra olan stres analizi işlemleri de ‘son’ işlemler olarak adlandırılmaktadır¹⁸.

2.7.2. Eleman (Element)

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde sistemi tanımlayan bölge ‘eleman’ (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere parçalanır. Bu elemanlar ‘düğüm’ olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir. Bu denklemlerin çözümü, sistemin yaklaşık davranışını gösterir. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde elemanlar geometrisine göre; üçgen, paralel kenar, dörtgen elemanlar olarak sınıflandırılır. Boyutlarına göre ise 1D, 2D ve 3D elemanlar olarak adlandırılırlar. Düğüm sayısına ve düğüm sayısındaki bilinmeyenlere göre ise; plak, levha, kabuk problemleri olarak sınıflandırılmaktadırlar. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi düğüm noktaları için tanımlanmış şartları cebirsel lineer denklemlere çevirir. Önce bu denklemler çözülür ve bütün elemanlardaki gerçek gerilmeleri bulmaya çalışır. Sonuç olarak model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse, daha gerçekçi sonuçlar elde edilir¹⁸.

2.7.3. Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır, bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde her elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerle ilişkilidir. Düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanlarda oluşan streslerle ilişkilidir. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye çalışır. Böylece oluşan stres yaklaşık olarak uygulanan yüke eşit bulunur. Bu düğüm noktaları mutlaka belli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmelidir¹⁸.

2.7.4. Mesh (Ağ) Oluşturulması

Mesh (ağ) oluşturma işlemi düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık optimum sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını

sağlar. Mesh üretme konusunda kullanıcının; üzerinde mesh üretilecek alanda hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Genellikle önemli olduğu veya kendi içinde büyük gradylene (değişime) sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilebilir. Mesh oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünebilir¹⁸.

2.7.5. Katı Modelleme

Katı modelleme; cismin iç ve dış geometrisinin tanımının yapılmasıdır. Tel çerçeve veya yüzey modelleme yöntemlerinin yetersiz kaldığı birçok nokta bu yöntemde giderilmiştir. Katı modelleme sonucu elde edilen görüntü; tel çerçeve veya yüzey modelleme görüntülerinin gizli çizgilerinin kaldırılması ile elde edilen görüntüye benzer. Katı modellemenin esas özelliği, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde bilgisayara geçmiş olmasıdır. Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak cismin iç geometrik formu incelenebilir. Tüm bu işlemlerde kullanıcının müdahalesi oldukça azdır. Cisimlerin katı modellemesi için CAD programları 2 şekilde kullanılır. Bunlar;

1. Bazı geometrik yapıların ‘Boolean’ mantığına göre birleştirilmesi veya çıkarılması veya yüzey sınırlarının en baştan belirlenerek cisimlerin oluşturulmasıdır.

2. Yüzey sınırlarının tanımı ve bu sınırlar boyunca 2 boyutlu yüzey taraması ile cismin tüm hacmi tanımlanmış olacaktır. Eksenel simetri olan bir parça, dönme şeklinde bir tarama ile kolaylıkla sisteme tanımlanır. Karmaşık yüzeylerde tanımlanan eğriler boyunca yapılan tarama sonrasında yüzey oluşturulur^{18,89}.

Tasarımlanacak cismin yapısına göre bu 2 yöntemden birisi tercih edilmektedir. Genelde cisimler silindir, dikdörtgen gibi parçalardan oluştuğu için öncül bir geometrik şekil kullanarak modelleme tercih edilir. Bilgisayar destekli ortamda CAD programları ile hızlı bir veri iletişimi ve işlem gücü istemi yöntemin dezavantajı olarak gösterilmektedir. Katı modelleme ile bir ürün 3D olarak her açıdan görülür. Ürünün gerçek yapı ve şekli hakkında daha iyi fikir edinmek için bilgisayar ortamında ürünün gerçek ölçüleri kriter alınarak görüntüsü oluşturulur. Bu sayede bir ürünün daha üretilmeden istenen şekil ve işlevi sağlayıp sağlamadığı kontrol edilebilir. Prototip

üretim maliyeti düşer. Dayanım ve malzeme hesapları da yüksek maliyetli testlerle değil, yazılım olarak yapılabileceğinden daha hızlı ve ekonomiktir^{18,89,90}.

2.7.6. Statik modelleme

Statik modelleme durağan cisimlerin modellenmesidir. Bir binanın kirişlerinin modellenmesi statik bir modellemedir. Binadaki kirişlere binen yük ve yüke karşı dayanıklılığının bulunduğu alanlar modellenebilir. Zamana bağlı değişkenler arasında direkt ve eşzamanlı bağlantılar varsa ve bu değişkenlerin değerleri bir önceki değerlerinden bağımsız ise kurulan model statik özellik taşır. Statik modellemede oluşturulan elemanlar birbirlerine olan etkilerinde zamana göre yer değişimi oluşturmazlar. Statik olduklarından, hesaplamalar zaman hesaplaması olmadan yapılır⁸⁶.

2.7.7. Dinamik modelleme

Dinamik modelleme hareketli sistemlerin modellenmesidir. Bir motorun hareket halinde ürettiği moment, harcadığı güç, ürettiği güç gibi değişkenlerin gösterildiği modelleme dinamik modellemedir. Bir modelin değişkenlerinin değeri, dışsal herhangi bir etki yerine kendisinin daha önceki değerlerine göre belirleniyorsa (hız, dayanım, sıcaklık gibi değerler zamana göre değişiklik gösteriyorsa) model dinamik olarak kabul edilir^{18,82,89}.

2.7.8. Malzeme modeli

Malzeme özellikleri, malzemenin elastikiyet modülü ve özgül ağırlık gibi geometriden bağımsız fiziksel özellikleridir. Katı yapısal problemler için; elastikiyet modülü, poisson oranı ya da malzemenin yoğunluğu tanımlanmalıdır. Doğru elementi seçmek analiz işleminin çok önemli bir parçasıdır. Bu adım için, kullanıcının sonlu elemanlar yöntemi hakkında yeterince bilgi sahibi olması gerekir. Çözümü istenen cismin geometrisi, analizin tipi (mukavemet, ısı transferi, manyetik analiz tipi) ve sınırları eleman seçimini etkiler^{18,82}.

2.7.9. Lineer Elastik Cisim

Cismin orantı sınırına kadar orantılı gerinim özelliği gösterdiğini ifade etmektedir⁹¹.

2.7.10. İzotropik Cisim

Cismin her doğrultuda aynı elastik özellikleri sergilemesidir⁹¹.

2.7.11. Homojen Cisim

Cismin içindeki; farklı bölümlerinde elastik özelliklerinin değişmediğini, cismin her noktasında birbiri ile aynı olduğunu ifade etmektedir⁹¹.

2.7.12. Kuvvet

Kuvvet; cismin hızını, yönünü ve şeklini değiştiren etki olarak tanımlanmaktadır. Kuvvet; büyüklüğü, süresi, yönü, tipi olan vektörel bir niceliktir. Birimi Newton (N) veya kilogram kuvvettir (kgf). 1 kgf, 9,8 N'a eşittir. F (kuvvet) = m (kütle) $\times$ a (ivme) olarak formüle edilir. Cisme etkiyen kuvvet; sıkışma (baskı/compressive), gerilme (çekme/tensile) ve makaslama (kayma/shear) kuvveti olarak 3 şekilde ortaya çıkar. Baskı kuvvetleri, cismin partiküllerini bir araya getirmeye zorlarken, çekme kuvvetleri partikülleri birbirinden uzaklaştırır. Makaslama kuvvetleri ise partiküllerin birbiri üzerinde kaymalarına neden olur. İmplantların üzerindeki makaslama kuvvetleri de kayma kuvvetlerini oluşturur. Basma kuvvetleri kemik-implant ara yüzünün bütünlüğünü koruma eğiliminde iken, çekme ve makaslama kuvvetleri ara yüzün bütünlüğünü bozmak eğilimindedir. Makaslama kuvvetleri, diğer kuvvetlere oranla implantlar ve/veya kemik için daha yıkıcı özelliktedir. Basma kuvvetleri genellikle implantlar ve implant üstü protezler için karşılanabilir kuvvetlerdir. Kortikal kemik basma kuvvetlerine karşı dayanıklı, makaslama kuvvetlerine karşı ise dayanıksızdır. Protez simanları ve protez vidaları, implant parçaları ve kemik-implant ara yüzleri de basma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır⁹⁵.

2.7.13. Stres (Gerilme)

Stres (gerilme) birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Stresin büyüklüğü, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlıdır^{16,96}. Bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim içinde kuvvetle aynı miktarda ancak ters yönde bir tepki gerilmesi oluşur. Kuvvet karşısında oluşan bu tepkiye stres adı verilir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içerideki gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılır⁴⁸.

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) olarak ifade edilir. Birimi Paskaldır (Pa) , ($Pa = N/m^2$). Ancak çalışmalarda genellikle stres birimi ‘megapaskal’ olarak geçmektedir. 1 MPa, 1 N/mm² ye eşittir^{97,98}.

Bir cisim üzerine uygulanan kuvvet, uygulandığı alanın genişliği ile ters orantılı olarak stres oluşturur. Kuvvet cisim üzerine çok farklı açılardan ve yönlerden gelebilir. Bu kuvvetlerin bileşenleri sonucu stres türü ortaya çıkar. Cisme vertikal olarak uygulanan kuvvetler, cisim içinde vertikal stresler yaratır. Horizontal ya da teğet olarak gelen kuvvetler ise makaslama (kayma/shear) streslerine neden olur. Vertikal gelen kuvvetler doğrultularına göre sıkışma (baskı) ya da uzama (çekme) etkisi yaratırlar. Aynı doğrultuda, ancak farklı yönlerde uygulanan kuvvetler cisimde uzamaya neden olurlar. Bu kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı oluşan direnç, uzama stresi (tensile stres) dir. Eğer cisme uygulanan kuvvet aynı doğrultuda ve aynı yönde ise, bu durumda cisim içinde baskı direnci yani baskı stresi (compressive stres) oluşur^{79,99}. Vertikal stresler σ sembolü ile gösterilirler. Makaslama stresleri ise τ ile gösterilirler. Cisim üzerinde oluşan stresler genellikle bir kuvvet ile oluşmaz; 1 kuvvet daha baskın olmakla beraber, 3 kuvvet de aynı anda mevcuttur. Bu streslere birleşik (kompleks) stresler denilmektedir^{38,100}.

2.7.14. Asal Gerilme (Principal Stress)

Kombine streslere sahip bir sistemde, analiz amacıyla ‘Principal Stress’ adı verilen temel bir sistem oluşturulmaktadır. 3D bir elemanda, en büyük stres değerleri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman gerilmelere ‘asal gerilme’ denir¹⁰¹.

2.7.15. Von Mises Stresi (Von Mises Gerilmesi)

Von Mises stresleri; çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Yapılarda oluşan eksensel streslerin birleşimidir. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir sınır değerini aşarsa yapı bu noktada şekil değiştirir. Bu da Von Mises ve arkadaşları tarafından bir biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılmıştır. Birimi Paskal (Pa)’ dır¹⁰¹.

2.7.16. Strain (Gerinim)

Cisme kuvvet uygulandığında ve stres oluştuğunda cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Gerinim (strain) cismin uzunluğundaki değişimin, orijinal uzunluğuna olan oranıdır ve birimi yoktur⁹¹. Elastik gerinimde, kuvvet ortadan kalktıktan sonra cisim eski haline döner. Plastik gerinim ise geri dönülemez bir durumdur ve cisimde şekil değişikliği, kopma ya da kırılmalara neden olmaktadır¹⁰⁰. Strain (gerinim) ve stres (gerilme) birbirinden farklı niceliklerdir. Stres büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür^{91,102}.

2.7.17. Elastiklik Modülü (Young's Modul)

Elastiklik modülü (E), stres altında materyalin katılığını yani elastiklik sınırları içerisinde materyalin relatif dayanıklılığını; gerilme ile gerinim arasındaki oranı gösteren bir katsayıdır. Elastiklik modülü yük altındaki cismin moleküllerinin çekim kuvvetinin birim uzamaya gösterdiği iç dirençtir. Bu değer arttıkça, cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artmaktadır. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile elastiklik modülü yüksek değerlerde bulunmaktadır^{48,103,104}. Çekme stresi durumunda elastikiyet modülü (Young Modülü), yükleme yüzeyinde yükleme doğrultusundaki stresin, gerinime oranına eşittir¹⁰⁵. Birimi pascal (Pa)'dır.

2.7.18. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Deneyisel gözlemler; aksiyal yükler altında; lateral deformasyonun aksiyal deformasyonla birlikte oluştuğunu göstermiştir. Bu 2 deformasyon birbirine orantılıdır. Bu orana Poisson oranı denir⁸². Başka bir deyişle; cismin enine birim deformasyonunun, boyuna birim deformasyonuna oranı 'Poisson oranı' olarak ifade edilmektedir. ν ile sembolize edilir. Formülü $\nu = -\epsilon_2/\epsilon_1$ olup, ϵ_2 ; enine birim deformasyon ve ϵ_1 ; boyuna birim deformasyon olarak adlandırılmaktadır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması Poisson oranı için örnek gösterilebilir^{48,100}.

2.8. Modelleme Çeşitleri

Günümüzde sonlu elemanlar analizleri 1D, 2D ve 3D olarak yapılmakla beraber gelişen teknoloji ile daha çok 2D veya 3D olarak oluşturulmaktadır.

- 1-D Modelleme: Oluşturulan model tek eksenli olur. Karmaşık hesap yapmayı gerektirmeyen ya da kuvvetin tek eksenenden etki ettiği durumlarda kullanılabilir.
- 2-D Modelleme: Çizilen parçalar 2 boyutlu olarak oluşturulur. Oluşan kuvvetler 2 eksen doğrultusunda etki ettirilir. Etkiler de bu yönlerde meydana gelir. Kullanım yeri ise 3D hareket eksenini olmayan veya özellikleri nedeniyle başka eksenlerde çalışmayan sistemlerdir.
- 3-D Modelleme: Gerçek boyutlarda, koordinat düzlemine göre oluşan kuvvetleri görüntülemek için kullanılır. Her ekseninde oluşan kuvvetler hesaplanmış olur. 3D modelleme ile daha hassas ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilir¹⁸.

2.9. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin aşamaları

1. Aşama:

- Analiz edilecek cismin gerçek boyutu ve özellikleriyle orantılı 2 veya 3 boyutlu modeli hazırlanır
- Cismin geometrisi belirlenir; sonlu elemanlar stres analizi yönteminde modeller sınırlı sayıda eleman olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirlerine bağlanırlar ve bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde, her elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir
- Modeldeki yapıların fiziksel özellik değerleri (elastik modülüsü ve Poisson's oranları) belirlenir
- Sınır koşulları (boundry koşulları) belirlenir
- Yapılacak olan yükleme belirlenir.

2. Aşama;

- Sonlu eleman modeli yaratılır
- Sonlu elemanlar ayrıştırılarak mesh'ler oluşturulur.

3. Aşama;

- Her eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler genelleştirilir ve denklem dizisi haline getirilir. Denklemlerin çözümü ile düğüm noktası değerlerine ulaşılır

4. Aşama;

- Sonuçlar analiz edilir ve yorumlanır^{87,94}.

2.9.1. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajları

- Doğru bir analiz için matematiksel model sisteminin gerçeğe yakın olması sağlanmalıdır
- Doğru bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe gerekmektedir
- Donanımlı bir bilgisayar ve güvenilir sonlu eleman analizi yazılımı esastır
- Analiz sonuçlarını düzenlemek ve yorumlamak uğraştırıcı ve zordur⁹⁴.

2.10. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analizi kullanımı

İmplant planlamasında; implantların boyutları, sayıları, yerleştirme açıları, yapılan protetik restorasyonların çeşidi ve kullanılan materyaller ile tüm yapılarda belirli miktarlarda streslerin oluştuğu bilinmektedir¹⁶.

Diş hekimliğinde; sonlu elemanlar stres analizi ile implant üstü protezlerde; yükleme yapılarak veya yükleme olmadan, oluşacak streslerin incelenmesi sağlanmaktadır. Klinik olarak sıkça karşılaşılan implant ve abutment vida kayıpları, vida gevşemeleri, implant kırıkları veya implant çevresinde oluşan kemik kayıpları gibi problemlerin oluşmasını en aza indirebilmek için bu yapıların tümüne gelen streslerin azaltılmasının etkili bir yöntem olacağı düşünülmektedir. Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda; implantların yerleşiminin, implant pozisyonlarının, protetik materyallerin fiziksel özelliklerinin, protetik tasarımının stres dağılımlarını etkilediği bildirilmektedir^{2,13,18}. Sonlu elemanlar stres analizi; incelenecek olan tüm yapıların

matematiksel modellerinin oluşturulması (Protetik yapılar, implant ve alveolar kemik), sınır koşullarının belirlenmesi ve materyallerin elastiklik modülüslerinin kullanılması gibi esaslara dayanır. Çalışma verilerinde belirli sınırlar ve kısıtlamalar olsa da, diğer çalışmalara oranla daha detaylı olarak her yapıda oluşan stres değerleri belirlenmiş olur^{2,18,19}. Diş hekimliğinde birçok çalışmada sonlu elemanlar stres analizi yöntemi; implantlar ile mandibula arasındaki mekanik özelliklerin incelenmesinde başarılı bir şekilde kullanılmıştır. Analiz için gerekli olan model gerçeğe en yakın şekilde hazırlanırsa ve gerekli olan sınır şartları uygun olarak belirlenirse; implant ve mandibula üzerine etki eden gerilme, gerinim, deformasyon ve materyal ömrü hakkında bilgi sahibi olunabilir.

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analizi yapılan çalışmalarda farklı tasarım ve analiz programları kullanılabilmektedir. Sonlu elemanlar stres analizi yazılımları arasında teknik olarak farklılıklar olmakla birlikte diş hekimliğinde en sık; ‘ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC 75, PATRAN, PROENGINEER, SOLIDWORKS, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA ve ZEBULON’ isimli programlar kullanılmaktadır^{13,18,90,106}.

Comsol analiz programı 3D sonlu elemanlar stres analizi araştırmalarında pek çok fonksiyonun gerçekleştirilebilmesini sağlayan ve diş hekimliği çalışmalarında da kullanımı önerilen bir analiz programıdır^{18,90,107}.

2.11. Metaller ve Metal Alaşımları

1800’lerin başından itibaren porselen ve seramik materyalleri diş hekimliğindeki restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır. 1950’lerin ortalarında ise porselenler metal alaşımlarıyla birlikte kullanılmaya başlamıştır. Günümüzde hala metal seramik restorasyonlarda kullanılan materyaller ve yapım teknikleri ile ilgili çalışmalar devam etmektedir¹⁰⁸.

2.11.1. Metal Alaşımlarının Terminolojisi

Metal alaşımlarının pek çok sınıflandırma şekli mevcut olmakla birlikte evrensel olarak kabul edilmiş bir sınıflama yoktur¹⁰⁹. Metal alaşımların tanımlanmasında ve sınıflandırmasında çeşitli kaynaklarda farklı terimler kullanılmaktadır. Bu terimler;

Soy Metal: Korozyon ve paslanmaya karşı dirençleri olan ve oksidasyona karşı iyi kimyasal stabiliteleri ile karakterize metallerdir¹¹⁰. Diş hekimliğinde kullanılan soy metaller; altın (Au), platin (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os), rodyumdur (Rh)¹⁰².

Soy Olmayan Metal: Soy olmayan metal terimi çoğunlukla ‘kıymetsiz’ veya ‘baz’ metal terimleriyle eş anlamlı kullanılmaktadır. Soy olmayan metaller okside olabilirler. Demir, kurşun ve çinko soy olmayan metallerdir.

Kıymetli Metal: Az bulunan ve maliyetleri yüksek olan metaller için kullanılan bir terimdir. Diş hekimliğinde; altın (Au), gümüş (Ag), platin (Pt), berilyum (Be), galyum (Ga) ve indiyum (In) kıymetli metal grubundadır. Tüm soy metaller kıymetliken, tüm kıymetli metaller soy metal değildirler.

Yarı kıymetli Metal Alaşımı: Kelime anlamı olarak yarı kıymetli metal; yarısı kıymetli, yarısı kıymetsiz metal içeren anlamına gelmektedir. Fakat hiçbir alaşım bu özellikte değildir¹¹¹. Bu nedenle esasen kelime anlamı olarak kullanımı hatalıdır. Palladyum-gümüş (Pd-Ag) alaşımları yarı kıymetli alaşımlara örnek olarak verilebilir.

Kıymetsiz Metal Alaşımı: Kolay bulunan ve yüksek maliyet gerektirmeyen metaller ile oluşturulan alaşımlar için kullanılan bir terimdir. Titanyum (Ti) ve alaşımları, nikel-krom (Ni-Cr), krom-kobalt (Cr-Co), nikel-kobalt (Ni-Co) gibi alaşımlar kıymetsiz alaşımlardır.

Baz Metal Alaşımı: Soy olmayan ve kıymetsiz metaller ile oluşturulan alaşımlar için kullanılan bir terimdir. Diş hekimliğinde nikel (Ni), krom (Cr), kobalt (Co), bakır (Cu), kalay (Sn) ve alüminyum (Al) gibi metaller ile oluşturulan alaşımlar için kullanılır^{48,111,112}.

2.11.2. Metal Alaşımlarının Sınıflandırması

Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA) ve Identallooy 1991 yılında diş hekimliğinde kullanılan alaşımlar için sınıflandırma sistemini geliştirmişlerdir. Bu sınıflandırma Tablo 2-3’de görüldüğü gibidir:

Sınıf	Soy metal miktarı (%)	Altın miktarı (%)	Titanyum Miktarı (%)
Yüksek Soy Metal Alaşımlar	≥ 60	≥ 40	-
Soy metal Alaşımlar	≥ 25	-	-
Baz alaşımlar (Kıymetsiz ve soy olmayan alaşımlar)	≤ 25	-	-
Titanyum ve titanyum alaşımları	-	-	≥ 85

Tablo 2-2: ADA’nın, diş hekimliğinde kullanılan alaşımlar sınıflandırması⁴⁸

2.11.2.1. Soy Metal Alaşımları

Diş hekimliğinde, ilk altın alaşımları 1907’de Taggart tarafından tam metal kuron ve köprü yapımı amacıyla, kayıp mum-döküm tekniğiyle elde edilmiştir. Saf altın döküm amacıyla kullanılan ilk metaldir¹¹³.

Au- Pt -Pd Alaşımları

İçeriğinde ortalama % 84 Au, % 7-9 Pt, % 4-6 Pd ve % 1-3 oranında Ag bulunmaktadır. Erime derecesi yaklaşık 1325 C°’dir ve içeriğindeki metallerin oranına bağlı olarak da değişebilir. Tek kuronların ve 3 üyeli köprülerin yapımında kullanılırlar¹⁰⁸.

Avantajları:

- Isısal genleşme özelliğinin, kullanılan seramiklerin pek çoğu ile uyumlu olması nedeniyle seramiklerle kuvvetli bir bağlantı oluşturur
- Dökümü kolay ve kusursuzdur
- Dökümden sonra çok fazla döküm çapağı oluşmaz ve tesviyesi kolaydır
- İyi kenar uyumu sağlanır
- Toksik değildir
- Korozyona dirençlidir
- Sertliği ve elastikliği kuron köprü protezleri için uygundur.

Dezavantajları:

- Bükülme dirençlerinin düşük olması nedeniyle; uzun gövdeli köprülerde seramiğin fırınlanması esnasında; kenar bölgelerde deformasyon ve distorsiyonlar oluşabilir.
- Yoğunlukları yüksektir
- Sertlikleri düşüktür
- Maliyetleri yüksektir¹⁰⁹.

Au-Pd-Ag Alaşımları

Diş hekimliğinde kullanılan Au-Pt-Pd alaşımlarında görülen olumsuzlukları kaldırmak amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Düşük gümüş ve yüksek gümüş içerenler olmak üzere 2 alt gruba ayrılırlar. Erime derecesi, içindeki metallerin oranına bağlı olarak değişir ve ortalama 920°C-1260°C arasındadır. En çok kullanılan alaşımı içeriğinde ortalama % 50 Au, % 30 Ag, % 12 Ag ve % 8 In ve Sn vardır ve 950°C de erir. Elastik modülüsleri Au-Pt alaşımlarından fazladır¹⁰⁹.

Avantajları:

- Dökümleri kolaydır
- Döküm ısıları yüksektir
- Daha az bükülme özelliği gösterirler

- Deformasyona karşı dirençleri Au-Pt alaşımlarından yüksektir
- Kenar uyumları iyidir
- Biyolojik uyumu iyidir
- Korozyona dirençleri iyidir
- Seramikle bağlantısı iyidir
- Diğer kıymetli alaşımlara oranla daha ucuzdur.

Dezavantajları:

- Bileşiminde bulunan Pd, döküm esnasında gaz çıkışına ve buna bağlı olarak da seramik yapıda bozulmaya neden olabilir
- Isı genleşme katsayıları yüksektir
- Ag içeriği seramikte yeşil renklenmeye neden olabilir.

Ag içeren alaşımlarda, alaşımın her zaman seramiğe yeşil renk vereceği anlamına gelmemelidir. Günümüzde gümüş renklenmesine karşı dirençli pek çok seramik markası kullanılmaktadır¹¹¹.

Ag-Pd Alaşımları

Bileşiminde altın olmayan ilk metal-seramik alaşımıdır. 1974 yılında Amerika'da piyasaya sürülmüştür. Altın alaşımlarına göre daha uygun maliyetli bir seçenek oluşturmuştur. Yapısında ortalama % 60 Pd, % 38 Ag ve % 2 In-Sn bulunur. Sn ve In ilavesi alaşımın sertliğini artırıp, seramik bağlantısı için gerekli oksit tabakasının oluşmasını sağlar. Kabul edilebilir seviyede porselen bağlantıları vardır¹⁰⁸. Bazı Pd-Ag alaşımları internal oksitlenme gösterirler ve dış yüzeyinde az oluşan oksitlenme yerine mekanik retansiyonu arttıran nodüller oluştururlar. Literatürde bu nodüllerin porselen bağlantısına olumsuz bir etkisi olduğuna dair herhangi bir veri bulunmamaktadır¹¹⁴. Palladyum-gümüş alaşımlarının elastik deformasyon dirençleri 350-400 MPa olarak belirtilmektedir. Alaşımda Au yerine Pd bulunması alaşımın erime derecesini 1045°C-1080°C'ye yükseltirken, ısısal genleşme katsayısını düşürür. Ag oranının artması erime derecesini düşürürken, ısısal genleşme katsayısını arttıracaktır¹¹⁴.

Pd-Ag alaşımlarında Pd varlığı ile alaşıma şu özellikler kazandırılmış olur:

- Alaşımın ısıya olan direnci yükselir

- Alaşımın erime derecesi yükselir
- Alaşımın sertliğini artırır
- Alaşımın kıymetini artırır
- Alaşımın korozyona karşı direncini artırır^{110,115,116}.

Avantajları:

- Tüm soy metal alaşımları arasında en uygun elastik modülüsüne sahip alaşımlardır
- Direnci yüksektir
- Elastik modülüslerinin uygun olması nedeniyle uzun gövdeli köprülerde kullanılabilir
- Maliyetleri düşüktür

Dezavantajları:

- Kusursuz bir döküm yapılabilmesi zordur
- Alaşım içeriğindeki Ag seramikte yeşil renklenmelere sebep olabilir
- Pd oranının fazlalığı ise alaşımda gaz oluşumunu artırır¹⁰⁹.

Pd-Cu Alaşımları

Diş hekimliğine ilk olarak 1982 yılında tanıtılan, diğer alaşımlardan daha sonra geliştirilen bir alaşımdır. Bu alaşımlar ortalama % 70-80 Pd, % 15 Cu ve % 9 Ga içerirler. Bazı alaşımlarının içinde çok az miktarda Au bulunabilir. Cu, metal porselen restorasyonların alaşımlarında sıklıkla kullanılan bir metal değildir. Bunun nedeni; Au içerikli alaşımların bileşiminde yer aldığı anda metal porselen bağlanmasını olumsuz etkilemesidir. Yüksek miktarda Pd bulunduran alaşımların içerisinde kullanıldıklarında ise bu olumsuzluğun ortadan kalktığı bildirilmiştir. Pd-Cu alaşımlarının akma dirençleri Pd-Ag alaşımları kadar yüksek değildir¹⁰⁹.

Avantajları:

- Yüksek sertlik derecelerine sahip olmalarına rağmen çalışma özellikleri tahmin edilenden çok daha iyidir
- Bazı alaşımları çok yüksek kopma dirençlerine sahiptir

- Döküm işlemleri için kabul edilebilir özelliklere sahiptir.

Dezavantajları:

- Diğer alaşımlara göre daha yoğun oksit tabakası oluştururlar
- Oksit tabakasını metalin üstüne sürülen opak ile kapatmak zordur
- Erimeleri zor olduğu için döküm işlemleri de zordur¹⁰⁹.

Pd-Co Alaşımları

Soy metal alaşımlarının çoğunda olduğu gibi ince tane boyutuna sahiptirler. Ortalama olarak % 88 Pd ve % 4-5 Co içerirler. Bu alaşımların kullanım alanı kısıtlıdır. Maliyetleri Pd-Au ve Pd-Cu alaşımları ile hemen hemen aynıdır. Pd-Co alaşımlarının Au, Ni, Be ve Ag içermeyecek şekilde olması tavsiye edilmektedir.

Avantajları:

- Termal genleşme katsayısı yüksektir
- Bazı porselenlerle çok uyumludurlar.

Dezavantajları:

- Çok koyu bir oksit tabakası oluşturduğu için opak ile kapatmak zordur
- Pd-Co alaşımlarının porselen bağlantı kuvveti, Pd-Cu alaşımlarına göre daha düşüktür^{108,117}.

Au-Pd Alaşımları

1970’li yıllarda gümüşten kaynaklanan renklenme ve yüksek termal genleşme katsayısı problemine karşı geliştirilen alaşımlardır. 1975 yılında üretilen Olympia; diş hekimliğinde kullanılan ilk gümüş içermeyen alaşımdır. Beyaz altın görünümüne sahip bu alaşımlar genellikle % 50 Au, % 40 Pd içerir¹⁰⁸. Akma dirençleri Au-Pd-Ag alaşımlarıyla neredeyse aynıdır. Bu alaşımların içeriğine düşük oranlarda Ag ilave edilmesi ile termal genleşme katsayıları artırılarak metal porselen arasındaki uyumsuzluğun ortadan kaldırılması amaçlanmıştır¹⁰⁹.

Avantajları:

- Rijiditesi ve porselen metal arasındaki bağlantı kuvveti iyidir

- Sertlik derecesi ve kopma direnci yüksektir, elastik modülüsleri yüksek altın içeren alaşımlardan daha yüksektir
- Korozyona direnci yüksektir.

Dezavantajları:

- Termal genleşme katsayısı bazı porselenlerle uyumsuzdur
- Maliyetleri fazladır¹⁰⁸.

2.11.2.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları

Cr-Co Alaşımları

Bileşiminde ortalama % 65 Co, % 26 Cr, % 9 Ni bulunur. Bunların dışında Mb, Be, Boron (B), Karbon (C) gibi elementler de az miktarda bulunurlar. Mb alaşımın genleşme katsayısını düşürür. Co ve Ni soy metallere oranla daha sert ve dayanıklı metallerdir. Cr'un görevi; alaşımı solüsyon sertleşmesi ile daha da sertleştirerek korozyona karşı dirençli hale getirmektir. Yüzeyde açığa çıkan krom, hızla okside olarak pasif ince bir oksit tabakasını oluşturur. Oluşan oksit tabakası iç tabakaları korozyona karşı korur. Cr-Co alaşımları çoğunlukla iskelet protezlerin dökümünde kullanılırlar. Erime dereceleri 1300°C'dir¹¹². Elastik deformasyon direçleri (yield strenght) 600-700 MPa olarak belirtilmektedir.

Avantajları:

- Korozyona ve lekelenmeye karşı direçlidir
- Yüksek elastiklik katsayısı ve creep (yayılma) direncine sahip olduğu için eğilmeye ve bükülmeye çok dirençlidir ve buna bağlı olarak da uzun gövdeli köprülerde kullanılabilir
- Seramik ile kuvvetli bağlantı kurabilir
- Soy alaşımlara göre daha ince hazırlanabilir
- Ucuzdur.

Dezavantajları:

- Döküm işlemleri soy metal alaşımlarından daha zordur ve hassas döküm elde etmek kolay değildir

- Kuron kenarları pürüzlü olabilir
- Kalın oksit tabakası seramik bağlantısında olumsuzluğa ve seramikte renklenmeye sebep olabilir
- Sertliği nedeniyle tesviyesi zordur
- İçeriğindeki Ni, alerjisi olan hastalarda toksik etki yapabilir
- Be kapsayan alaşımlar; sitotoksik özelliğinden dolayı sakıncalıdır¹⁰⁹.

Ni- Cr Alaşımları

Bileşiminde Be elementinin bulunup bulunmamasına bağlı olarak 2 grupta incelenebilirler. Ortalama % 70-80 Ni, % 15 Cr içerirler. Metal destekli restorasyonlarda yaygın olarak kullanılan metal-seramik alaşımıdır. Yaklaşık olarak 1400°C’de erir ve Cr oranı arttıkça erime dereceleri de artar. Cr-Co alaşımları ile aynı avantaj ve dezavantajlara sahiptirler. Ni-Cr alaşımları alerjik reaksiyonlar oluşturabilmeleri nedeniyle dikkatli kullanılmalıdır. Toplumda Ni alerjisi görülme oranı kadınlarda % 9-10 iken, erkeklerde % 0.9-1’dir¹⁰⁹.

Titanyum (Ti ve alaşımları)

Titanyum (Ti); Al ve Be gibi erime derecesini düşürerek alaşımların dökülebilirliğini arttırmak için kullanılır. Sertliği arttırıcı ve yüksek ısılarda oksidasyonu önleyici etkisi de vardır. Mükemmel biyolojik uyumluluğu nedeniyle implant materyali olarak yaygın biçimde kullanılmaktadır. Ti ve alaşımlarından yapılmış implant ve protetik yapıların dokularda toksik reaksiyon oluşturduğuna rastlanmamıştır^{118,119}. Diğer metallere göre daha yüksek kırılma direncine sahiptir^{48,120}. Ti saf halde bulunması en zor olan elementtir. Aktif bir metal olması nedeniyle başta oksijen, azot ve demir olmak üzere bazı elementlerle birlikte bulunur. Bu nedenle saf titanyum çeşitli saflık derecelerine ayrılmıştır (1-4 derece). Mekanik özellikleri nedeniyle, en yüksek saflıktaki 4. dereceyi seçmek her zaman avantajlı olmamaktadır¹²¹. Saf titanyum, Ti alaşımları kadar sert değildir. Saf olmayan titanyumun daha uygun mekanik özellikler sergilediği bildirilmektedir. Titanyumun sık kullanılan alaşımı; alüminyum (Al) ve vanadyum (V) metallerinin ilavesiyle oluşur ve simgesi Ti-6Al-4V’dir. Ti-6Al-4V canlı dokularla olan yüksek uyumu nedeniyle son yıllarda biyomedikal materyallerin kullanımında sıklıkla tercih edilmektedir¹²². Vanadyum sertlik değeri yüksek bir geçiş elementidir. Saf titanyumun deformasyona karşı direnci

(yield strenght) 550 MPa iken, titanyum alaşımlarının deformasyon direçleri 1200 MPa'a kadar ulaşabilmektedir^{36,122,123}. Rengi gümüş gridir. Kimyasal ve dental açıdan Ti, kıymetsiz metal alaşımları grubunda yer alırken, mekanik özellikleri bakımından kıymetli metal alaşımlarına benzemektedir¹²¹.

Titanyum ve alaşımları son yıllarda büyük ilgi görmektedir^{110,118,119,121}.

Avantajları:

- Biyouyumlu bir elementtir, ağız içindeki bakterilere karşı bakteriyostatiktir
- Kimyasal olarak aktif ve dolayısıyla soy olmamasına rağmen hava ile temas ettiğinde, yüzeyinde süratle ince bir oksit tabakası meydana getirir
- Maliyeti düşüktür
- Isısal iletkenliği düşüktür
- Rezin simanlar ile porselenlere bağlanabilir.

Dezavantajları:

- Dökümü zordur, fakat CAD/CAM teknolojileri ile titanyum kuron ve primer yapı üretim teknikleri, tüm döküm problemleri ortadan kaldırmaktadır^{118,120}.

ADA, 2003 yılında yayınladığı bildirgesinde diş hekimliğinde titanyum ve titanyum alaşımlarının kemik içi implant materyali olarak kullanımlarında başarılı olduğunu, protetik yapıların üretilmesi için de yeterli mekanik ve biyolojik özelliklere sahip olduğunu ancak protez alt yapılarının üretilmesi için doğru tekniğin seçilmesinin (CAD/CAM veya döküm) ve laboratuvar teknisyeninin tecrübesinin başarıyı etkileyebileceğini bildirmiştir³⁶.

Al-Meraikhi ve ark¹²⁴ 2018 yılında yayınladıkları çalışmalarında CAD/CAM ile üretilen implant üstü oklüzal vidalı titanyum ve zirkonya protez alt yapılarının marginal uyumlarını (oklüzalden vidalı abutment ve protez alt yapısı uyumu) değerlendirerek; her 2 materyalden üretilen protez alt yapısının da klinik olarak kullanıma uygun ve benzer uyumlara sahip olduğunu belirtmişlerdir. Al-Meraikhi ve ark³⁵ 2018 yılında yayınladıkları bir başka çalışmada ise; CAD/CAM ile üretilen implant üstü oklüzal vidalı titanyum ve zirkonya protez alt yapılarının distorsiyon miktarlarını değerlendirmişler ve her 2 materyal grubunda da benzer distorsiyon miktarlarının

saptandığını ve bu değerlerin materyallerin klinik kullanımları için uygun değerler olduğunu bildirmişlerdir.

Titanyum ve titanyum alaşımlarının protetik tedavilerde kullanımı ile ilgili çalışmalar günümüzde de devam etmektedir^{55,73,118,121,124-127}.

2.12. CAD/CAM Teknolojileri

Diş hekimliğinde estetik beklentileri karşılamak ve materyal özelliklerini iyileştirmek amacıyla pek çok seramik materyalleri diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur. Farklı sertlik değerlerinde olan bu seramiklerin üretimi ile birlikte diş hekimliği CAD (Computer Aided Design) /CAM (Computer Aided Manufacturing) sistemleri ile tanışmıştır. Pek çok alanda bilgisayar kullanımı ile üretim çalışmalarından başarılı sonuçlar elde edilmesi ile diş hekimliği alanındaki restorasyonların da bilgisayar destekli olarak üretilmesi fikrini desteklemiştir. Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinin kullanımı ilk olarak Dr. Duret tarafından 1971 yılında gerçekleştirilmiştir. Dr. Duret ağız içinden aldığı optik ölçü ile dayanak dişin taramasını yapmış olup, tasarımını ve oklüzal yüzey şekillendirmelerini bilgisayar desteği ile gerçekleştirmiştir. Sonraki yıllarda ise Sopha® System'i geliştirmiş ve bu sistem ile diğer CAD/CAM sistemlerine öncülük etmiştir. Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerine öncülük eden diğer bir araştırmacı Dr. Moermann'dır. Dr. Moermann klinikte CAD/CAM sistemlerini kullanımını sağlayan CEREC® chairside sistemini geliştirmiş, bu sistem direk olarak onley preperasyonun hazırlandığı kavitenin optik ölçüsünün alınması ve restorasyonun üretiminin gerçekleştirilmesi olanağı sağlanmıştır. Dr. Andersson ise, 1980'li yılların başlarında Procera® sistemini geliştirmiştir. Procera ile ilk kez titanyum alaşımları kullanılarak, titanyum alt yapılı sabit protezlerin üretimi gerçekleştirilmiştir. Procera® daha sonraki yıllarda geliştirilmiş ve dünya genelinde kullanılan bir online ağ oluşturmuştur. Sıklıkla tam seramik restorasyonların alt yapı üretimlerinde kullanılmaya başlanmış ve halen kullanılmaya devam etmektedir. Böylelikle diş hekimliğinde 1980 yıllarından itibaren bilgisayar destekli tasarım CAD/CAM sistemleri geliştirilmeye başlanmıştır. CAD/CAM sistemleri kullanılarak konvansiyonel laboratuvar yöntemlerinin hataları azaltılmış, daha yeni ve farklı materyallerin kullanılabilmesi de mümkün olmuştur¹²⁸.

Zirkonya protezlerin alt yapıları sıklıkla üretici firmalar tarafından oluşturulan bloklardan (In-Ceram Zirconia), makinelerde çeşitli CAD/CAM sistemleri ile (Cerec –

Sirona Dental, Cercon – DeguDent, Procera- Nobel Biocare, Precident- DCS, Lava-3M Espe, Everest- KaVo, Hint- Els GmbH, Zeno Tech- Wieland) üretilmektedir. Günümüzde CAD/CAM ile alt yapı üretimi yapan pek çok sistem ve firma bulunmaktadır.

CAD/CAM sistemlerini oluşturan bölümler;

1. Tarayıcı (Scanner): Hazırlanan diş preperasyonunun veya modelinin taranması işlemini yapan bölümdür. Bu işlemle; komşu dişler ve diş kontakları mekanik, optik veya intraoral tarayıcılar ile taranır, görüntü halinde kayıt edilir.
2. Yazılım (Software): Restorasyonların 3D tasarımının (CAD) yapıldığı bölümdür.
3. Donanım (Hardware): Restorasyonların üretiminin (CAM) yapıldığı bölümdür¹²⁸.

2.12.1. 3D Tasarımların Transferi

3D tasarımlar Cad ünitesinin yazılım bölümünde oluşturulduktan sonra, üretilen ürünün Cad dosyasının, stereolithography (Stl) dosya formatı olarak kayıt edilmesi gerekmektedir. Stl dosya formatı mühendislikte ve pek çok alanda sıklıkla kullanılan ve katı yüzeyleri üçgenlerle tanımlamaya yarayan bir dosya formatıdır¹⁰².

2.13. Zirkonya

Zirkonya; Farsça “zar” ve “gun” sözcüklerinin bir araya gelmesiyle türetilmiş, “altın renginde” anlamına sahip olan doğada ender olarak bulunan bir elementtir. Zirkonya; diğer adıyla zirkonyumdioksit ilk kez 1789 yılında tanımlanmıştır¹²⁹⁻¹³¹. Zirkonyum (Zr) doğada saf halde bulunmaz ve çok sayıda bileşiği vardır. Bunların en bilinenleri zirkonyum silikat ve zirkonyum oksittir. Zirkonyum silikatın kullanılan diğer adı zirkondur. Zirkonyum oksitin diğer adları zirkonya ve zirkonyum dioksitir. Zirkonya yani zirkonyum dioksit ilk kez 1789 yılında tanımlanmıştır. Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, değerli taşların ısıtılması sonucunda oluşan reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur. Sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısısal değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri ile endüstride

kullanılmış, biyomateryal olarak kullanımına ise 1960'lı yıllarda başlanmıştır^{129,132}. Zirkonyum dioksitin ilk kez biyomateryal olarak kullanımı 1969 yılında; Hellmer ve Driskell tarafından gerçekleştirilmiş olup, kalça protezi yapımında kullanılmıştır. Zirkonyum dioksitin biyomateryal olarak kullanılmasının nedenleri; biyoyumlu olması, kimyasal ve fiziksel dayanımının yüksek olması mekanik özelliklerinin paslanmaz çelik ile benzerlik göstermesi, sert olması, aşınma direncinin yüksek olması ve estetik olmasıdır. Mekanik özelliklerinin paslanmaz çelik ile benzer olması nedeniyle de zirkonyum dioksit çelik seramik denmektedir^{129,133,134}. Stabil olmayan saf zirkonyum dioksit sıcaklığa bağlı olarak 3 farklı kristal yapıda bulunmaktadır. Oda ısısından 1170°C'ye kadar monoklinik (M) yapıda, 1170°C ile 2370°C arasında tetragonal (T) yapıda, 2370°C ile 2680°C'deki erime noktası arasında ise kübik (C) yapıdadır. Soğuma sırasında meydana gelen tetragonal→monoklinik (T→M) faz dönüşümü esnasında hacimce ortalama % 3-5'lik bir artış meydana gelmekte olup, bu artış materyalin parçalanmasına neden olmaktadır. Faz dönüşümü soğuma esnasında yaklaşık 950°C'de başlamaktadır ve geri dönüşümsüzdür. Faz dönüşümü ile ortaya çıkan baskı stresleri ile dayanıklılık artsa da, T→M faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi durumlarda hacim artışı ileri derecede kırılmalara neden olabilmektedir. Bu nedenle zirkonyum dioksitin oda sıcaklığında tetragonal fazda bulundurulması gerekmektedir. Tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildirler. Bu nedenle oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için zirkonyum dioksit CaO , MgO , Y_2O_3 veya CeO_2 gibi stabilize edici oksitlerin de katılması gerekmektedir^{135,136}.

2.13.1. Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanımı

Diş hekimliğinde zirkonya 1998 yılından beri tam seramik sabit köprü restorasyonlarında; 1989 yılından beri post materyali olarak, 1995 yılından beri implant abutment materyali olarak, 2004 yılından beri implant materyali olarak, ayrıca ortodontik braketlerde ve teleskop sistemlerde primer olarak kullanılmaktadır^{133,136-138}. Zirkonya mekanik özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde kullanılan diğer güçlendirilmiş seramiklere oranla daha geniş uygulama alanı bulmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan 3 tip zirkonya materyali vardır. Bunlar;

1. Magnezyum katkılı kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ)
2. Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina

3. Üç mol itriyum (Y) katkılı tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) dir.

Diş hekimliğinde en sık kullanılan 3 mol itriyum katkılı tetragonal zirkonyadır (ZrO_2 - Y_2O_3 , YTZP). Bükülme direnci elastik modülü ve kırılma tokluğu açısından yüksek dayanıma sahip olduğu için sıkça kullanılmaktadır. Bu şekilde tetragonal faz oda sıcaklığında tamamen korunabilmektedir^{136,139,140}. Literatürde zirkonya ile ilgili pek çok in vitro çalışma bulunmasına rağmen, sabit protezlerde alt yapı materyali olarak kullanımı ile ilgili, uzun dönem in vivo çalışmaların veya sonlu elemanlar analizi ile incelenen çalışmaların sayısı kısıtlıdır. Günümüze kadar olan çalışmalardan elde edilen sonuçlar umut verici olsa da, klinik kullanımları hakkında kesin sonuçlara varmak için daha fazla çalışmaya gereksinim olduğu bildirilmektedir^{136,139,140}.

Zirkonya seramiklerin avantajları^{129,131,132,139}:

- Yüksek kırılma sertliği ve dayanımı gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir
- Biyouyumludur
- Termal iletkenlik katsayıları düşüktür
- Pulpada termal etki kaynaklı hasara sebep olmaz
- Radyopak görüntü verirler
- Konvansiyonel simanlar ile simante edilebilirler.

Zirkonya seramiklerin dezavantajları^{130,132}:

- Opak olmaları nedeniyle ışık geçirgenlikleri yoktur
- Yüzey işlemleri uygulanması veya aşındırma yapmak materyali mekanik olarak olumsuz etkiler ve materyalin yaşlanmasına neden olur
- Bruksizm, derin kapanış ve parafonksiyon varlığında kullanımı endike değildir
- Yüzey pürüzlendirmesi y-TZP seramiklerde diğer seramiklere göre daha zordur.

2.13.2. Zirkonyanın İmplant Üstü Protezlerde Kullanımı

CAD/CAM teknolojilerinin gelişimi ile birlikte zirkonyanın implant üstü protezlerde kullanımı hızlı bir şekilde yaygınlaşmıştır. Zirkonya implant üstü protezlerde; tek üyeli ve tüm ağız sabit restorasyonlarda protez alt yapısı olarak, implant abutment materyali olarak, hareketli implant üstü protezlerde ise bar materyali olarak sıklıkla kullanılmaktadır^{130,141-143}. Guess ve ark.¹⁴³ 2012 yılında yayınladıkları derleme

çalışmalarında; zirkonyanın protez alt yapısı olarak kullanımlarında; alt yapı kırılması gibi komplikasyonların nadiren meydana geldiğini, ancak zirkonya alt yapı kullanımlarında veneer porseleninde kırılmaların ortaya çıktığını, bu durumun materyallerin genleşme katsayı farkları ve porselenin uygulanma sırasındaki işlem aşamaları ile ilgili çalışmaların devam etmesine neden olduğunu bildirmektedirler.

Gomes ve ark.¹⁴⁴ implant üstü oklüzal vidalı zirkonya ve titanyum alt yapılı protezlerde dinamik yükleme sonrasında oluşan tork kaybını değerlendirdikleri çalışmalarında; oklüzal vidalı zirkonya protez alt yapılarının protez vidalarında daha fazla tork kaybı görüldüğü sonucunu elde etmişlerdir.

Worni ve ark.¹⁴² 2015 yılında yayınladıkları çalışmalarında; tek üyeli ve birden fazla üyesi bulunan implant üstü oklüzal vidalı zirkonya protezleri değerlendirmişlerdir. Çalışmaları sonucunda; bazı protezlerin alt yapısında ve porseleninde kırık komplikasyonlarının görülebildiğini ancak oklüzal vidalı zirkonya protez alt yapılarının implant üstü protezler için uygulanabilir bir tedavi yöntemi olduğunu belirtmişlerdir.

Pozzi ve ark.¹⁴⁵ 2015 yılında yayınladıkları çalışmalarında, sayıları 4 ve 10 arasında değişen implantlar üzerine uygulanan oklüzal vidalı implant üstü zirkonya protezlerin 5 yıllık sağ kalımlarını değerlendirmişlerdir. Protetik sağ kalım oranının % 100 olduğunu, oklüzal vidalı zirkonya alt yapılı protezlerde porselen kırılması komplikasyonlarının görülebildiğini, buna rağmen uzun dönemde hasta-hekim memnuniyetini sağlayabileceğini bildirmişlerdir.

Bidra ve ark.¹⁴⁶ 2017 yılında yayınladıkları derleme çalışmalarında tüm ağız implant üstü zirkonya protezleri değerlendirmişler ve çalışmaları sonucunda zirkonya alt yapıların başarısızlık oranının düşük olduğunu, bu protezlerde karşılaşılan problemin veneer porseleninde kopmalar olarak saptandığını belirtmişlerdir.

Cacaci ve ark.¹⁴⁷ 2017 yılında implant üstü zirkonya protez alt yapılarında oklüzal vidalı ve simante protezleri değerlendirmişlerdir. 3 yıllık kontroller sonucunda; her 2 bağlantıya sahip implant üstü zirkonya protezlerin de memnuniyet verici sonuçları olduğunu bildirmişlerdir.

Weigl ve ark.¹⁴¹ 2018 yılında yayınladıkları çalışmalarında; oklüzal vidalı zirkonya ve metal seramik protezleri değerlendirmişlerdir. Premolar veya molar tek diş eksikliği bulunun olgularda split mouth çalışması gerçekleştirdikleri çalışmalarında

yumuşak doku sağlığı ve implant kemik seviyesi değerlendirmesi, protetik komplikasyon varlığı ve hasta memnuniyeti değerlendirmeleri sonucunda her 2 implant üstü protezde de uzun dönem kullanım sonucu benzer komplikasyonlar ortaya çıkabileceğini belirtmişlerdir.

Çalışmalarda¹⁴¹⁻¹⁴⁶ implant üstü zirkonya sabit protezler ile ilgili çalışmaların devam etmesi ve konu ile ilgili in-vivo ve in-vitro çalışma sayısının arttırılması gerekliliği bildirilmektedir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Modellerin ve Grupların Oluşturulması

Çenelerin anatomik yapısına göre implantlar çizgisel veya kavisli yerleştirilebilmektedir. İmplant üstü protetik tedavilerde 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine implant yerleştirilmesi ve 5 üyeli sabit protez planlanması uygulanan bir tedavi yöntemidir¹⁶. Bu planlamalarda 5 no.lu implantın, diş destekli protezlerdeki gibi ‘pier abutment’ olacağı bildirilmektedir^{22,23,47}. Bu nedenle çalışmamızda; sonlu elemanlar analizi için mandibulada 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine çizgisel ve kavisli olarak kemik seviyesi implantlar yerleştirilmesi modellenmiştir. Çalışmamızın amacı; 5 no.lu pier abutment olan çizgisel ve kavisli yerleştirilmiş implantlar üzerinde zirkonya, krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımından oluşturulan oklüzal vidalı protez alt yapılarına vertikal ve oblik kuvvetler uyguladığında; 3, 5 ve 7 no.lu üyelerde, konnektörlerde ve protez vidasında oluşan stres değerlerini ve dağılımlarını karşılaştırılmalı olarak incelemektir.

Çalışmamızda çizgisel (Model I) ve kavisli (Model II) yerleştirilmiş implantlar için bilgisayar programında 2 adet sonlu elemanlar analiz modeli oluşturuldu (Tablo 3-1). 3, 5 ve 7 no.lu dişleri temsil eden implantlar üzerine protez alt yapı materyalleri çizgisel yerleştirilmiş implantlarda; 1.Zirkonya [ZrO_2 , (Z1)], 2.Krom-kobalt alaşımı [Cr-Co, (C1)], 3. Palladyum-gümüş alaşımı [Pd-Ag, (P1)], 4.Titanyum alaşımından [Ti-6Al-4V, (T1)] ve kavisli yerleştirilmiş implantlarda 1.Zirkonya [ZrO_2 , (Z2)], 2.Krom-kobalt alaşımı [Cr-Co, (C2)], 3.Palladyum-gümüş alaşımı [Pd-Ag, (P2)], 4.Titanyum alaşımından [Ti-6Al-4V, (T2)] oluşturulmuş olarak tanımlandı ve programa aktarıldı (COMSOL Multiphysics 4.2, UK; Tablo 3-1).

Tablo 3-1: Oluşturulan grupların materyal ve simgeleri

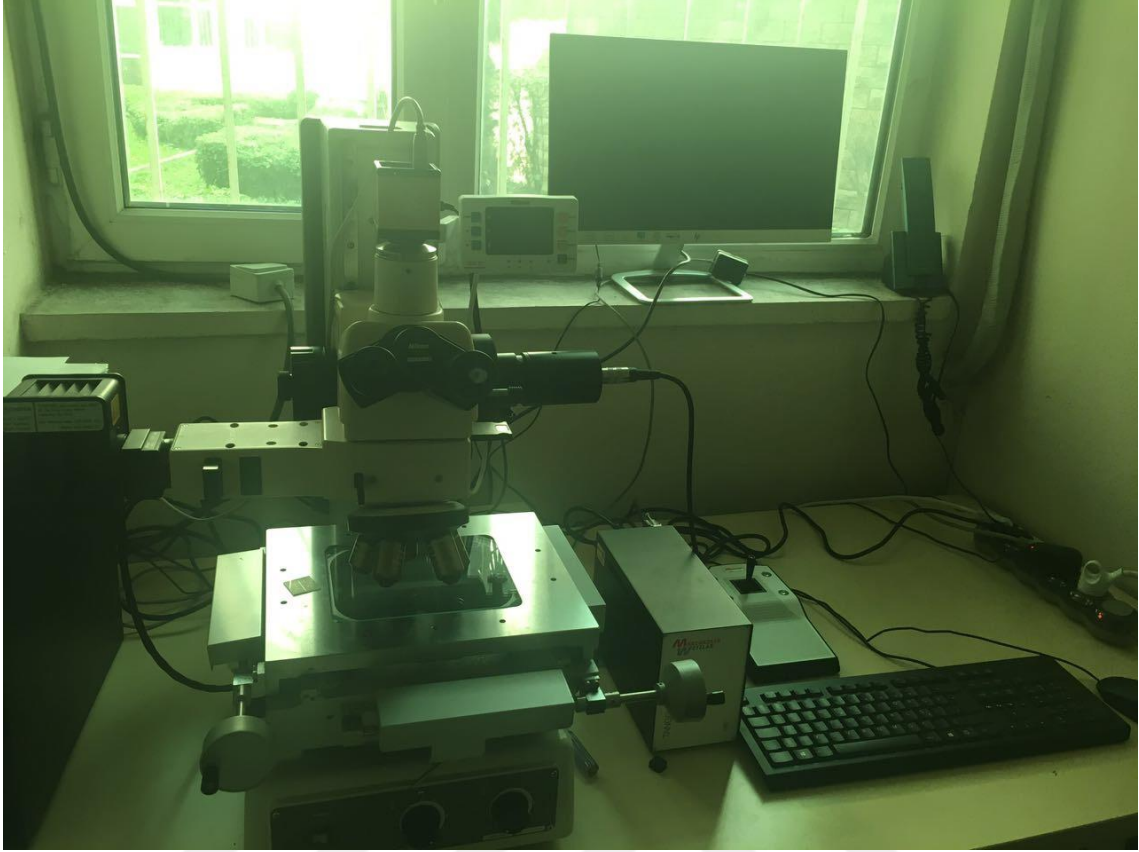
Protez Alt Yapı Materyali	Sonlu elemanlar analizi için oluşturulan modeller	
	Model I Çizgisel yerleşim	Model II Kavisli yerleşim
Zirkonya (ZrO_2)	(Z1)	(Z2)
Krom-kobalt alaşımı (Cr-Co)	(C1)	(C2)
Palladyum-Gümüş alaşımı (Ag-Pd)	(P1)	(P2)
Titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V)	(T1)	(T2)

3.2. Geometrik Bilgisayar Modellerinin Oluşturulması

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizleri; Boğaziçi Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Mikro-Nano Ölçüm ve Belirleme Laboratuvarında gerçekleştirildi.

Bilgisayarda 3D geometrik modellerin çizilmesi için; ölçüm işlevli mikroskop (Nikon Measuring Microscope SC 3E1, JAPAN) ile orjinal implant, oklüzal vidalı abutment ve protez vidası incelenerek boy, yiv aralıkları ve yiv sayıları ölçüldü (Şekil 3-1). Elde edilen ölçüm verileri ile geometrik modeller 3D modelleme programı (SolidWorks Cad Tool 2013, USA) ile oluşturulduktan sonra analizlerinin yapılması için StereoLithography (Stl) formatından analiz programına (Comsol Multiphysics 4.2, UK) aktarıldı.

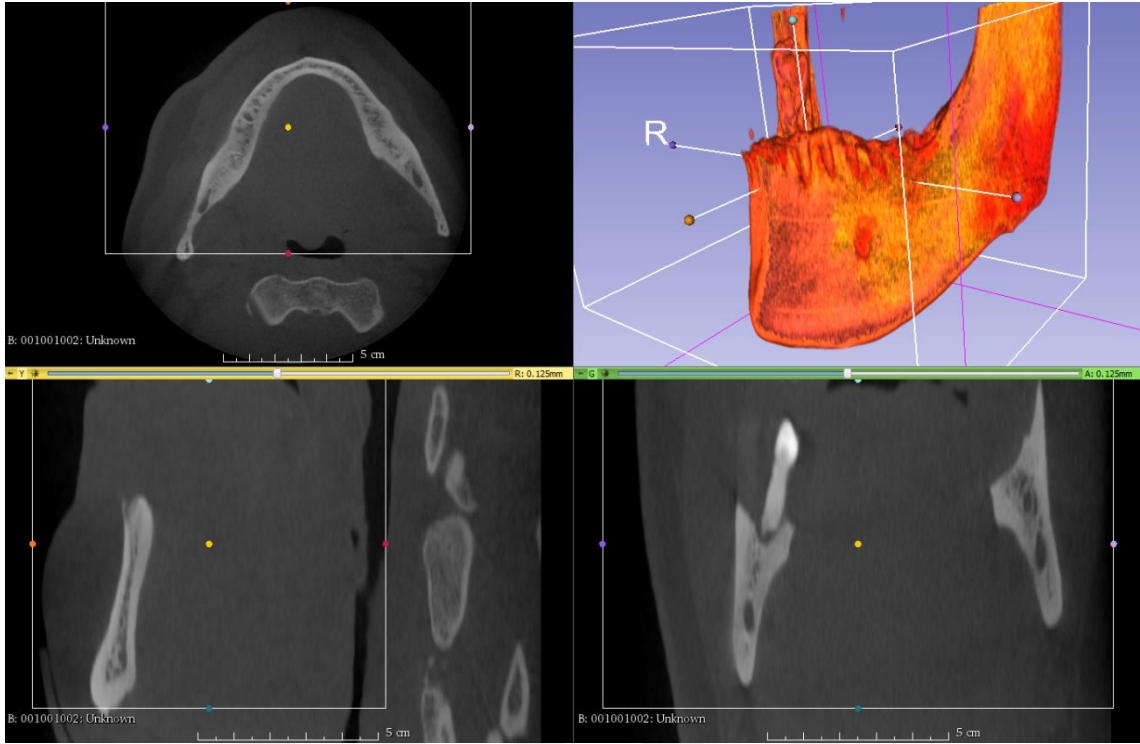
Sonlu elemanlar analizi için yapılan tüm 3D modellemeler ve analizler Intel Core i5-4570 3.20 GHz işlemci ve 8 GB bellek sahibi, Microsoft Windows 10 işletim sistemi ile çalışan bilgisayarda gerçekleştirildi.



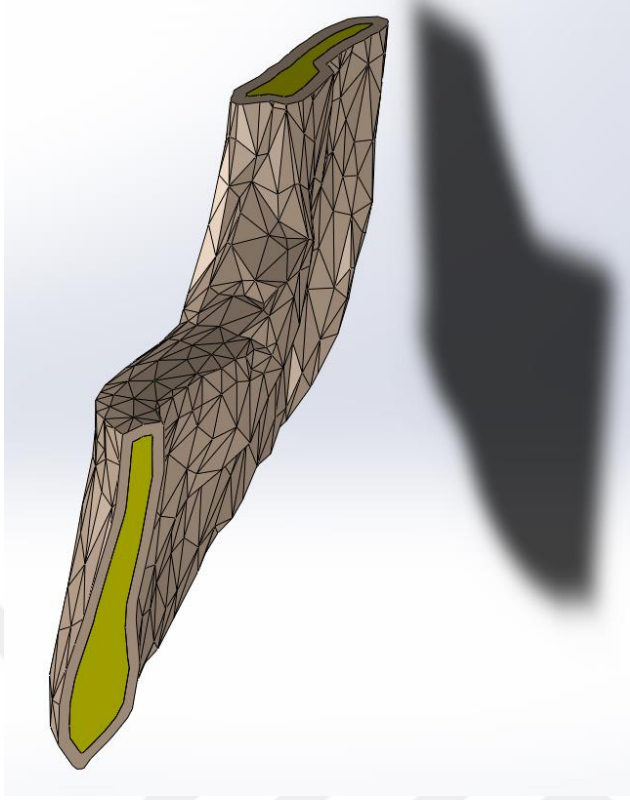
Şekil 3-1: Modellerin çizim işlemi öncesi boyutsal ölçümlerinin yapıldığı mikroskobun görünümü (Nikon Measuring Microscope SC 3E1, JAPAN).

3.2.1. Mandibula Modeli

3D sonlu elemanlar analizinde mandibulayı temsil eden kemik yapı; bilgisayarlı tomografi (BT) verisinden elde edildi ve 3D Slicer programında bulunan bölümlendirme işlevleri kullanılarak öncül mandibula geometrisi oluşturuldu (Şekil 3-2). 3D Slicer'da oluşturulan mandibula geometrisi MeshLab programında işlendi. Elde edilen modelde spongiyöz kemiğin de oluşturulabilmesi için; dış yüzeyden 2 mm içeride tanımlanan bir başka geometri ile ikincil bir mandibula geometrisi oluşturuldu. 2 adet sonlu elemanlar modeli (kortikal kemik ve spongiyöz kemik modelleri) SolidWorks programında birleştirildi (Şekil 3-3). 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesini içeren posterior mandibular kemik kesiti; dışta 2 mm kortikal kemik ve içte spongiyöz kemik halinde; Lekholm ve Zarb⁴¹ kemik sınıflamasına göre Tip II kemik olarak 26 mm yüksekliğinde ve 12 mm genişliğinde oluşturuldu. Elde edilen modelin mandibula hacmi işlem karmaşıklığını azaltmak amacıyla sadeleştirildikten sonra LiveLink arayüz özelliği ile modellemenin yapılacağı programa aktarıldı (Comsol Multiphysics 4.2, UK).



Şekil 3-2: Mandibulaya ait BT verisinin 3D Slicer programında incelenme görünümü.



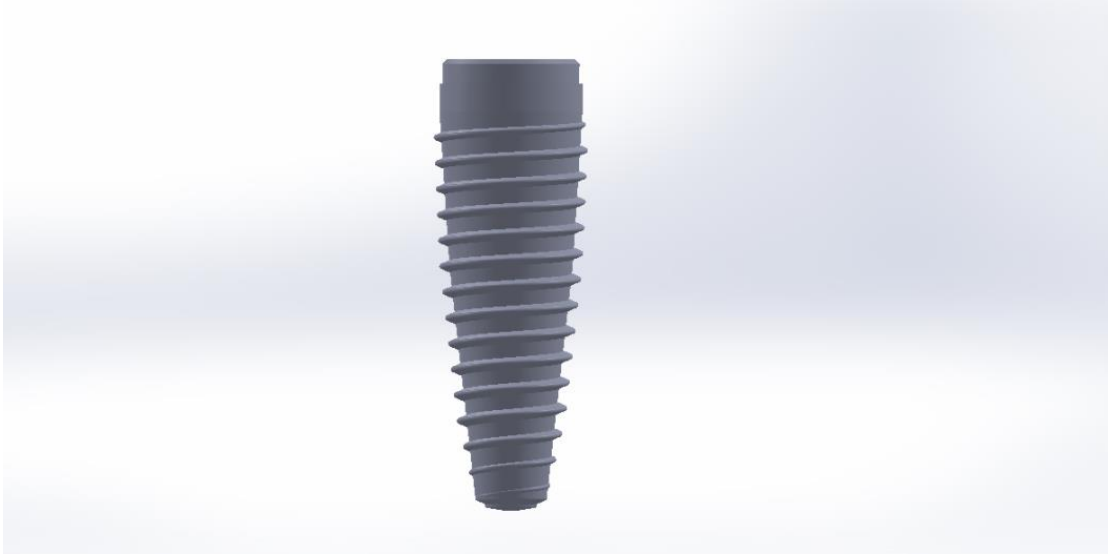
Şekil 3-3: Dış yüzeyde kortikal, iç yüzeyde spongiyoz kemik olarak oluşturulan (3D) mandibular kemik modelinin bilgisayar görünümü.

3.2.2. İmplant Modeli

3D implant modeli oluşturmak için 1 adet implantın (4,3 mm x 13 mm, Nobel Biocare Bone Level Replace, Sweden) (Şekil 3-4) ölçüm işlevli mikroskop (Nikon Measuring Microscope SC 3E1, JAPAN) ile boyutsal ölçümleri yapıldı. Elde edilen ölçüm verileri ile 3D yazılım programında (SolidWorks Cad Tool 2013, USA) implant modeli oluşturuldu (Şekil 3-5).



Şekil 3-4: Modellemesi yapılan implantın görünümü.



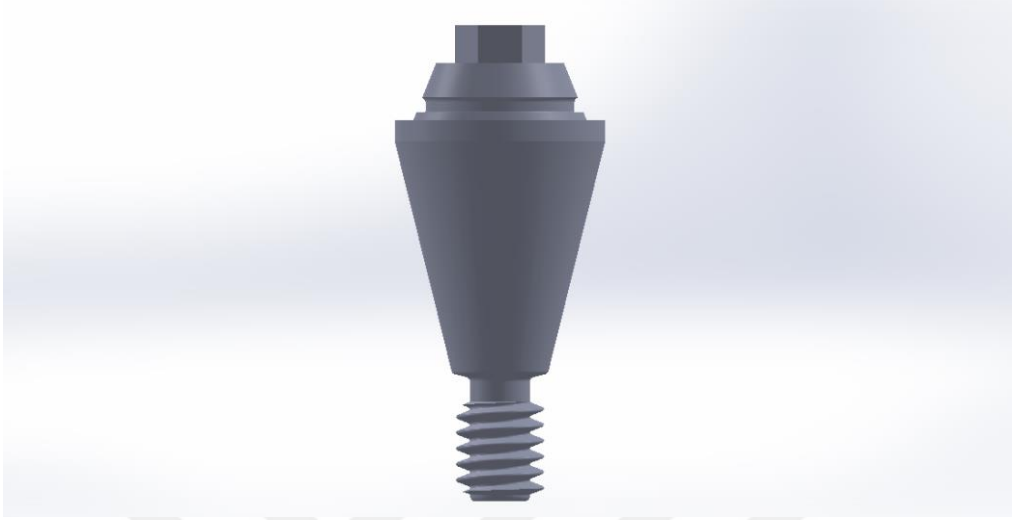
Şekil 3-5: Sonlu elamanlar analizi için oluşturulan (3D) implant modelinin bilgisayar görünümü.

3.2.3. Oklüzal Vidalı Abutment Modeli

Çalışmamızda modellenen implantlarla aynı implant sistemine ait olan ve implant üstü protezler için aynı firma (Nobel Biocare, Sweden) tarafından üretilen 4 mm yüksekliğindeki oklüzal vidalı abutmentlar kullanıldı (Şekil 3-6). Oklüzal vidalı abutmentlar ölçüm işlevli mikroskop (Nikon Measuring Microscope SC 3E1, JAPAN) ile incelenerek boyutsal ölçümleri yapıldı. Elde edilen ölçüm verileri ile 3D yazılım programında (SolidWorks Cad Tool 2013, USA) oklüzal vidalı abutment modeli oluşturuldu. Şekil 3-7 de (3D) oklüzal vidalı abutment modeli görülmektedir.



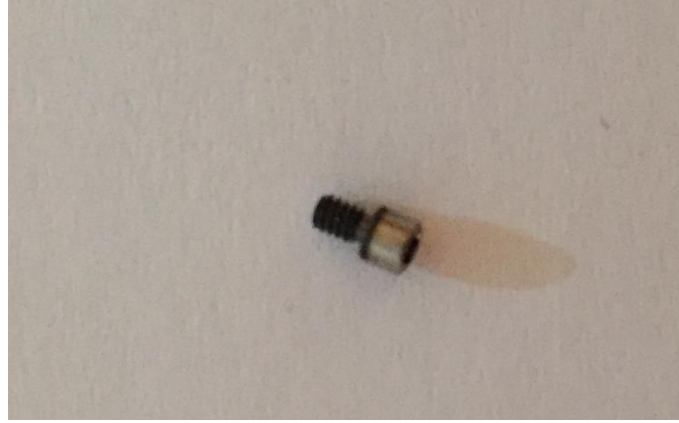
Şekil 3-6: Modellemesi yapılan oklüzal vidalı abutmentın görünümü.



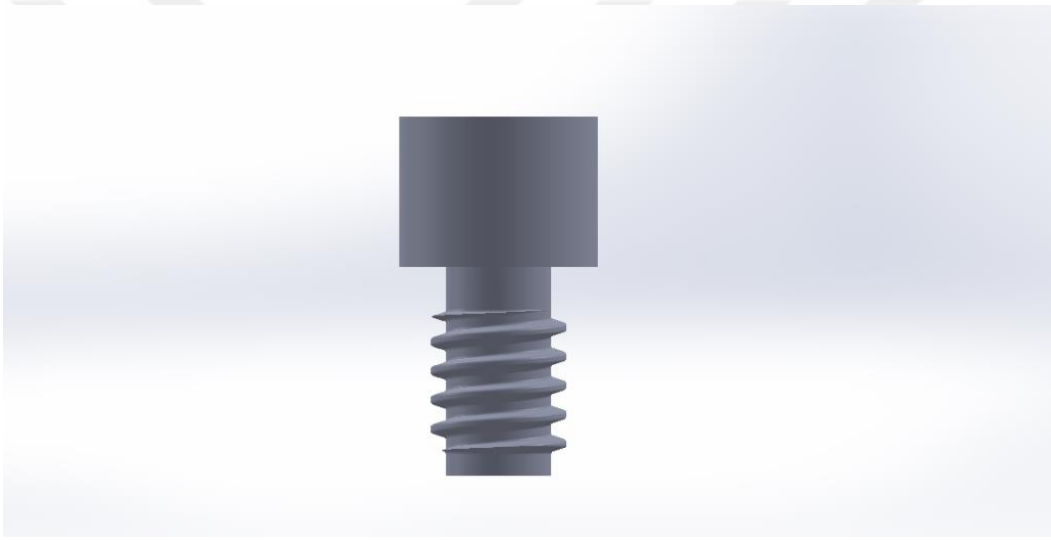
Şekil 3-7: Sonlu elemanlar analizi için oluşturulan (3D) oklüzal vidalı abutment modelinin bilgisayar görünümü.

3.2.4. Protez Vidası Modeli

Çalışmamızda modellenen implantlarla aynı implant sistemine ait oklüzal vidalı implant üstü protezler için üretilen protez vidasının (Şekil 3-8) ölçüm işlevli mikroskop (Nikon Measuring Microscope SC 3E1, JAPAN) ile yiv sayısı, yiv mesafesi ölçümleri yapıldı. Elde edilen ölçüm verileri ile bilgisayarda 3D yazılım programında (SolidWorks Cad Tool 2013, USA) protez vidası modeli oluşturuldu. Şekil 3-9 da bilgisayarda oluşturulan (3D) protez vidası modeli görülmektedir.



Şekil 3-8: Modellemesi yapılan protez vidasının görünümü.



Şekil 3-9: Sonlu elemanlar analizi için oluşturulan (3D) protez vidası modelinin bilgisayar görünümü.

3.2.5. Protez Alt Yapı Modelleri

Protez alt yapı modellerinin oluşturulabilmesi için implantlar (4,3x13mm, Nobel Biocare Replace, Sweden) aralarında 11 mm mesafe ile; 3, 5 ve 7 no.lu dişleri temsil edecek şekilde Tip II kemik (Saw Bone[®], Sweden) blok içine: 1. Çizgisel ve 2. Kavisli olarak, implantlar arasında 140°'lik geniş açı ile yerleştirildi. Oklüzal vidalı abutmentlar, üretici firmanın oklüzal vidalı abutmentlar için üretmiş olduğu anahtar ile üretici firmanın belirtmiş olduğu 25 N tork kuvveti uygulanarak implantlar üzerlerine vidalandı (Şekil 3-10 ve 3-11).



Şekil 3-10: Çizgisel yerleştirilmiş implantlar ve oklüzal vidalı abutmentların (3D) tarama işlemi öncesi görünümü.

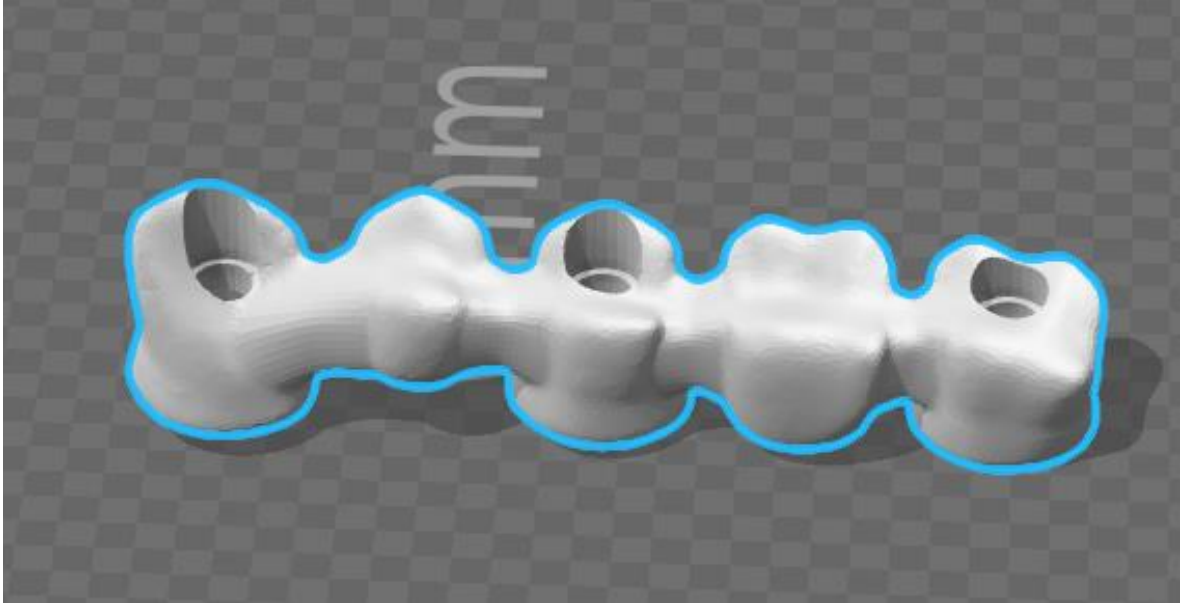


Şekil 3-11: Kavisli yerleştirilmiş implantlar ve oklüzal vidalı abutmentların (3D) tarama işlemi öncesi görünümü.

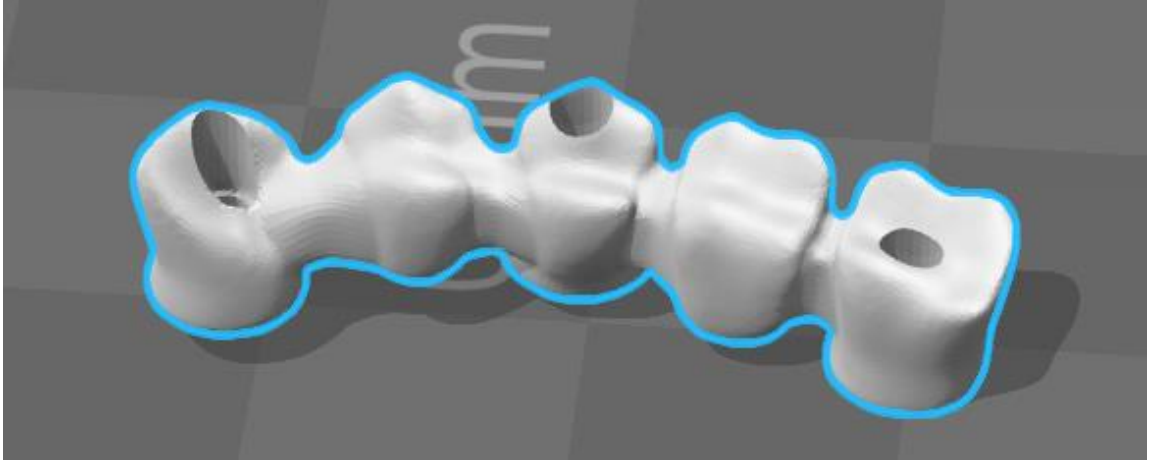
Protez alt yapılarının diş morfolojilerinin oluşturulmasında Wheeler diş anatomisi atlasında¹⁴⁸ belirtilen dişlerin boyutları ve literatür^{9,127} referans alınarak 3, 5 ve 7 no.lu dişlerde sırasıyla serviko-oklüzal boyutlar; 6 mm, 6 mm ve 5 mm, meziyo-distal boyutlar; 5 mm, 4 mm, 5 mm ve buko-lingual genişlikler, 5 mm, 5 mm, 5 mm ve alt yapı kalınlığı 1,5 mm; konnektör kalınlığı 2,5 mm çapında ve 3,5 mm yüksekliğinde belirlendi ve uygulandı. Blok içerisine yerleştirilmiş olan implantlar ve oklüzal vidalı abutmentlar, 3D tarayıcı (3 Shape D500, Denmark) ile tarandı (Şekil 3-12). İmplant ve abutmentların taraması yapıldıktan sonra veriler stl formatında kayıt edildi. Elde edilen verinin üzerinde Cad programı (3 Shape, Denmark) ile çizgisel ve kavisli yerleştirilmiş (3D) protez alt yapı modelleri oluşturuldu (Şekil 3-13 ve 14).



Şekil 3-12: 3D laboratuvar tarayıcısı görünümü.



Şekil 3-13: Çizgisel yerleştirilmiş implantlar için oluşturulan (3D) protez alt yapı modelinin bilgisayar görünümü.



Şekil 3-14: Kavisli yerleştirilmiş implantlar için oluşturulan (3D) protez alt yapı modelinin bilgisayar görünümü.

3.3. Modellerde Kontak Yüzey Belirlenmesi

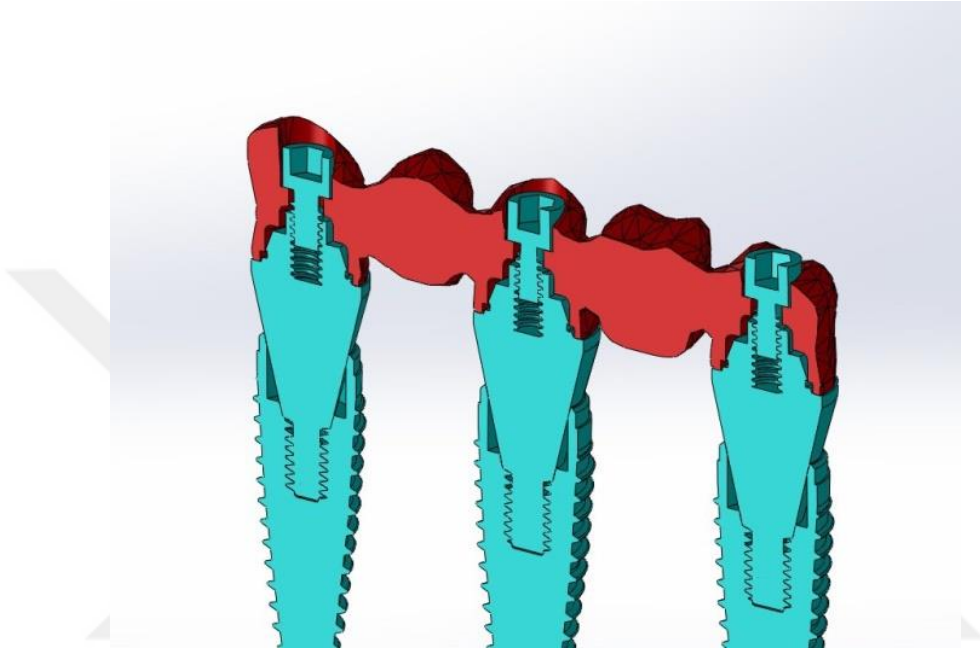
Oluşturulan matematiksel modellerin analizlerinin yapılabilmesi için modeldeki her parçanın birbiri ile temas ettiği noktalar yazılım programına tanıtıldı. Çalışmamızda;

- Kortikal ve spongioz kemiğin,
- İmplantların ve alt çene kemiğinin,
- İmplantlar ile oklüzal vidalı abutmentlerin,
- Abutmentler ile implant üstü protezlerin kesintisiz temasta oldukları kabul edildi.
- Bütün yapıların homojen, izotropik ve lineer elastik yapılar olduğu kabul edildi.
- İmplantlar alt çene kemiğinde % 100 osseointegre olmuş olarak kabul edildi⁹⁻¹³.

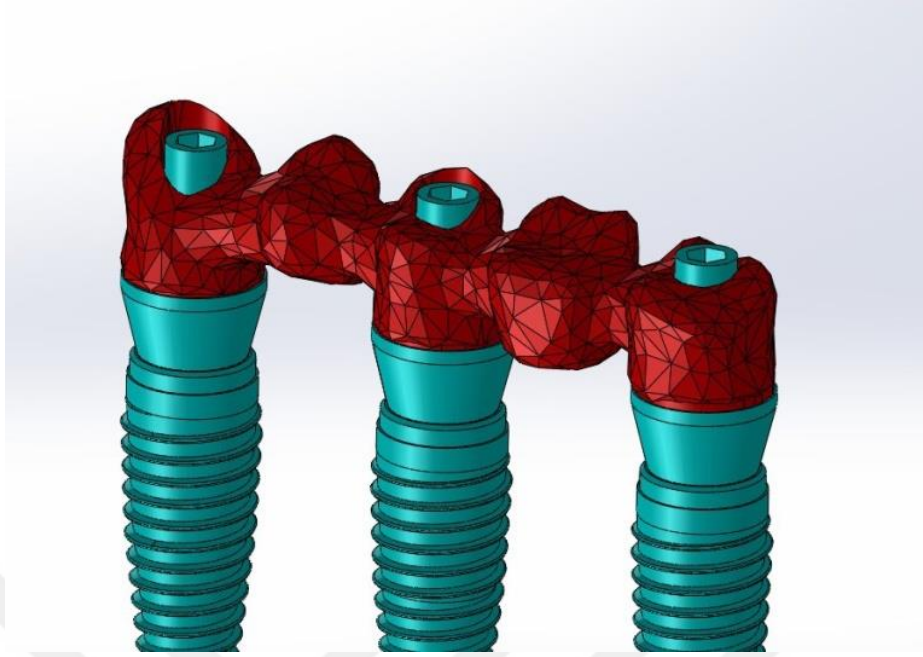
3.4. Modellenen Geometrik Yapıların Birleştirilmesi

Solid Works Cad Tool yazılım programında ayrı ayrı modellenen tüm yapılar (mandibular kemik, implant, oklüzal vidalı abutment, protez vidası ve protez alt yapıları) Comsol analiz programına aktararak geometrik yapıların birleştirilmesi gerçekleştirildi. Şekil 3-15'te birleştirilen yapıların sagittal kesiti gösterilmektedir. Şekil 3-16; kavisli yerleştirilmiş implantlarda birleştirilen implant, oklüzal vidalı abutment, protetik alt yapı ve protez vidası modellerinin mandibula modeline yerleştirilmeden önceki görüntüsüdür.

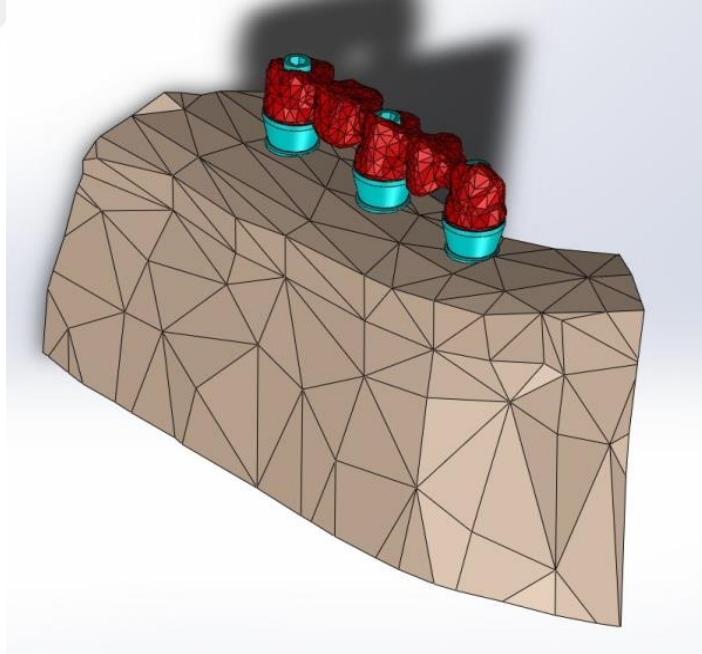
Geometrik yapıların birleştirilmesi ile sonlu elemanlar analizi için çizgisel yerleştirilmiş implantların (Model I) ve kavisli yerleştirilmiş implantların (Model II) protez alt yapı modelleri oluşturuldu (Şekil 3-17 ve 18).



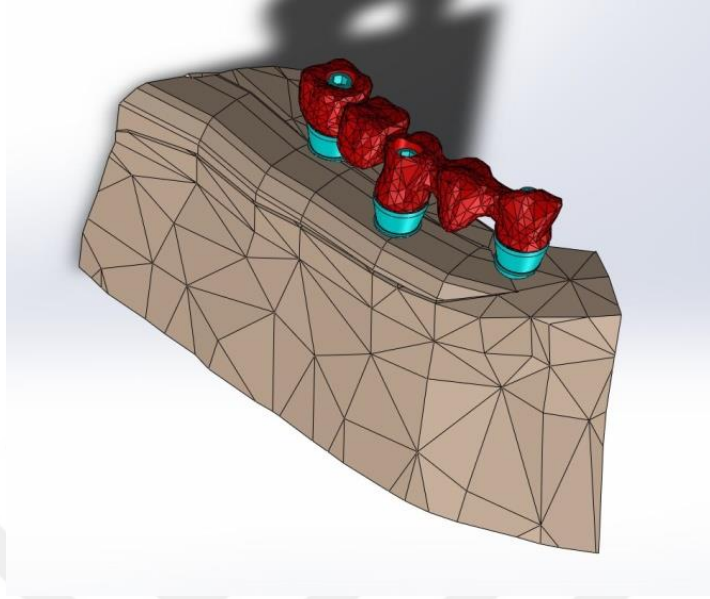
Şekil 3-15: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda birleştirilen protez alt yapısının (3D) sagittal kesit bilgisayar görünümü.



Şekil 3-16: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda birleştirilen protez alt yapılarının (3D) modelinin bilgisayar görünümü.



Şekil 3-17: Sonlu elemanlar analizi için bilgisayarda oluşturulmuş (3D) çizgisel yerleştirilmiş implantlar ve protez alt yapı modelinin (Model I) bilgisayar görünümü.



Şekil 3-18: Sonlu elemanlar analizi için bilgisayarda oluşturulmuş (3D) kavisli yerleştirilmiş implantlar ve protez alt yapı modelinin (Model II) bilgisayar görünümü.

3.5. Hazırlanan Modellerin ve Kullanılan Materyallerin Sonlu Elemanlar Analizine Aktarılması

Sonlu elemanlar analizinde hazırlanan modeller Comsol programına aktarıldıktan sonra; implantların yerleştirildiği yapının mandibula olduğu, tüm yapıların oluştuğu materyallerin (implant üstü protetik yapıların ve protez alt yapılarının hazırlandığı materyallerin) hangi materyaller olduğu programa literatürden^{10,18,20,149–151} referans alınan değerler olarak (COMSOL Multiphysics 4.2, UK) aktarıldı (Tablo 3-2).

Tablo 3-2: Çalışmamızda yer alan materyallerin elastik modülüsleri, elastik deformasyon direnci değerleri, Poisson Oranları ve literatür numaraları

Materyal	Elastik Modülüsü (Gpa)	Poisson Oranı (ν)	Elastik deformasyon direnci	Literatür no
Kortikal Kemik	13.7	0.30	70-280 MPa	10,151
Spongioz Kemik	1.37	0.30	60-70 MPa	10,151
Titanyum İmplant	110	0.33	450-550 MPa	10,151
Titanyum Vida	110	0.28	450-550 MPa	10,151
Krom-kobalt Alaşımı	218	0.33	600-700 MPa	10,151
Zirkonya	269.0	0.25	1200 MPa	20
Titanyum alaşım (Ti-6Al-4V)	110.0	0.35	900-1200 MPa	149,151
Ag-Pd alaşım	80.0	0.33	350-400 MPa	18,151

3.6. Sonlu Elemanlar Analizinde Uygulanan Yükler ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için programda model sınırlarının tanımlanması yapıldı ve model sınırları periferik noktalarından bağlandı. Çalışmada kullanılan modellerin tümünde; mandibulaya ön, arka ve alt bölümlerde sıfır serbestlik derecesi verildi (Tablo3-3). Programda sınır koşulları ve uygulanacak yükler tanımlandı.

Tablo 3-3: Sonlu elemanlar analizinde kullanılan modeller, eleman sayıları ve serbestlik dereceleri

MODEL	ELEMAN SAYISI	SERBESTLİK DERECEŚİ
ÇİZGİSEL YERLEŞİM	250,900	1,229,934
KAVİSLİ YERLEŞİM	230,629	1,164,726

3.7. Modellere Uygulanmış Yükler ve Sınır Şartları

Sonlu elemanlar analizinde yüklemeler yapılmadan önce modelde sınır şartları belirlendi ve programa kayıt edildi⁹⁻¹³. Kuvvetler vertikal ve oblik olarak 2 farklı yönde olmak üzere; protez alt yapılarında 3, 4, 5, 6 ve 7 no.lu üyelerin bukkal tüberküllerine 100'er N vertikal kuvvet ($100 \text{ N} \times 5 \text{ üye} = 500 \text{ N}$) ve sagital düzlem ile 60° açı oluşturularak 200'er N oblik kuvvet ($200 \text{ N} \times 5 \text{ üye} = 1000 \text{ N}$) statik yüklem olarak uygulandı. 2 bukkal tüberküllu olan 6 ve 7 no.lu üyelere toplam kuvvet bukkal tüberküllerine paylaştırılarak; 50'şer N vertikal kuvvet ($50 \text{ N} \times 4 \text{ tüberkül}$) ve 100'er N oblik kuvvet ($100 \text{ N} \times 4 \text{ tüberkül}$) olarak uygulandı.

3.8. Yüklemelerin Gerçekleştirilmesi ve Bulguların Kayıt Edilmesi

Modellerin sınır koşulları belirlendikten ve sisteme kayıt edildikten sonra kuvvetler farklı yönlerde ve şiddetlerde uygulandı ve matematiksel veriler kayıt edildi.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen maksimum Von Mises stres değerleri (MPa) belirlendi ve birbirleri ile karşılaştırıldı.

4. BULGULAR

4.1. Protez Alt Yapı Üyelerinde Oluşan Stres Değerlerinin İncelenmesi

4.1.1. Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında 3, 5 ve 7 no.lu üyelerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine vertikal kuvvetler uygulandığında en yüksek stres değeri Z1 grubunda 5 no.lu üyede (137.35 MPa), en düşük stres değeri T1 grubunda 7 no.lu üyede (76.19 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4-1).

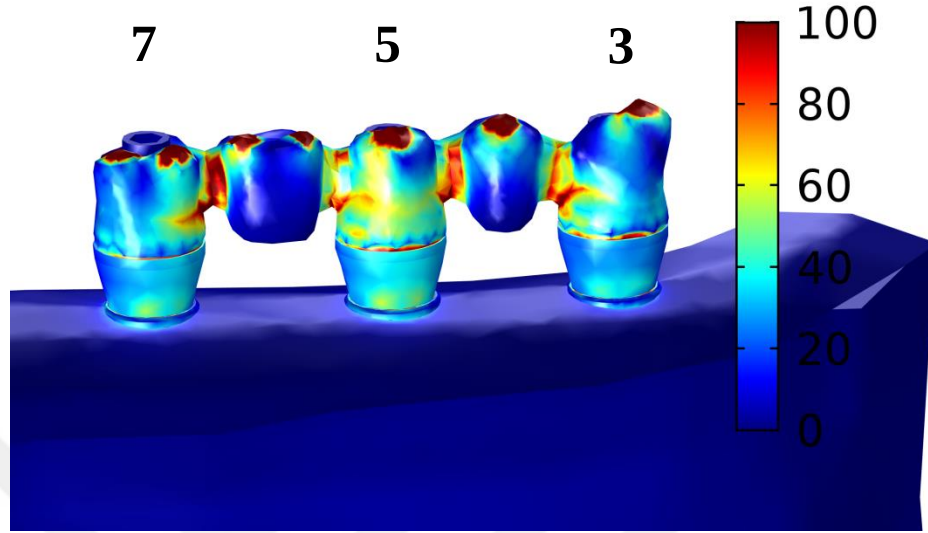
Materyal farklılığına bağlı olarak protez alt yapılarında oluşan stresler incelendiğinde en yüksek stres değeri Z1 grubunda (316.02 MPa) belirlenmiş, bu grubu takiben oluşan stres değerleri sırasıyla C1 grubunda (290.36 MPa), P1 grubunda (283.49 MPa) ve T1 grubunda (278.54 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-1).

Materyal farklılığına bağlı olmaksızın oluşan streslerin yoğunluğu incelendiğinde streslerin sırasıyla 5 no.lu (518.39 MPa), 3 no.lu (333.75 MPa) ve 7 no.lu (316.27 MPa) üyelerde yoğunlaştığı belirlenmiştir (Şekil 4-1,2,3,4,5, Tablo 4-1).

Tablo 4-1: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)

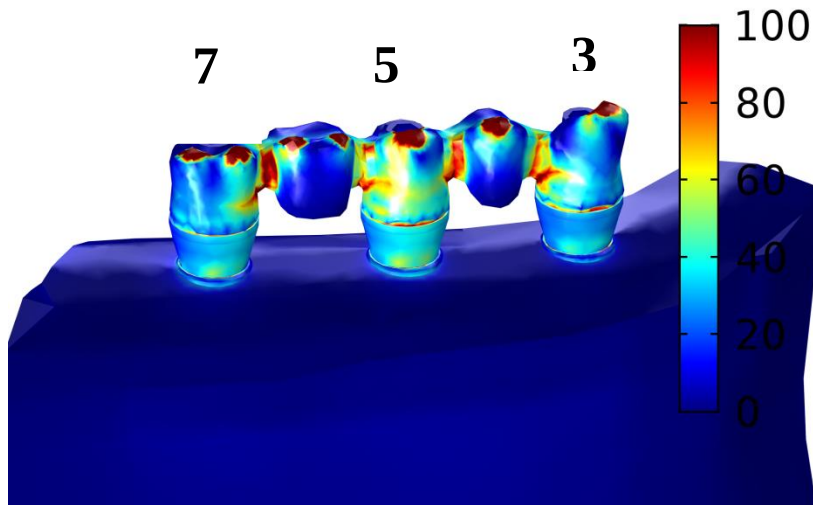
Grup	3 no.lu üye	5 no.lu üye	7 no.lu üye	Toplam
Z1	94,26	137,35	84,41	316,02
C1	84,19	127,11	79,06	290,36
P1	77,99	128,89	76,61	283,49
T1	77,31	125,04	76,19	278,54
Toplam	333,75	518,39	316,27	

Surface: von Mises stress (MN/m²)



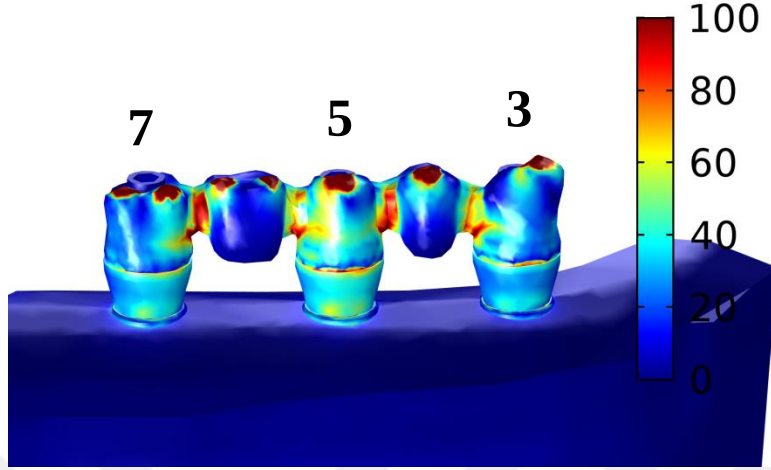
Şekil 4-1: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında Z1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)



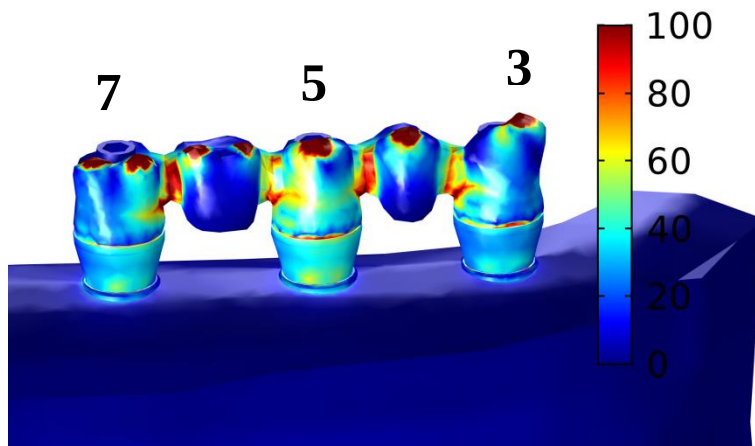
Şekil 4-2: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında C1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)

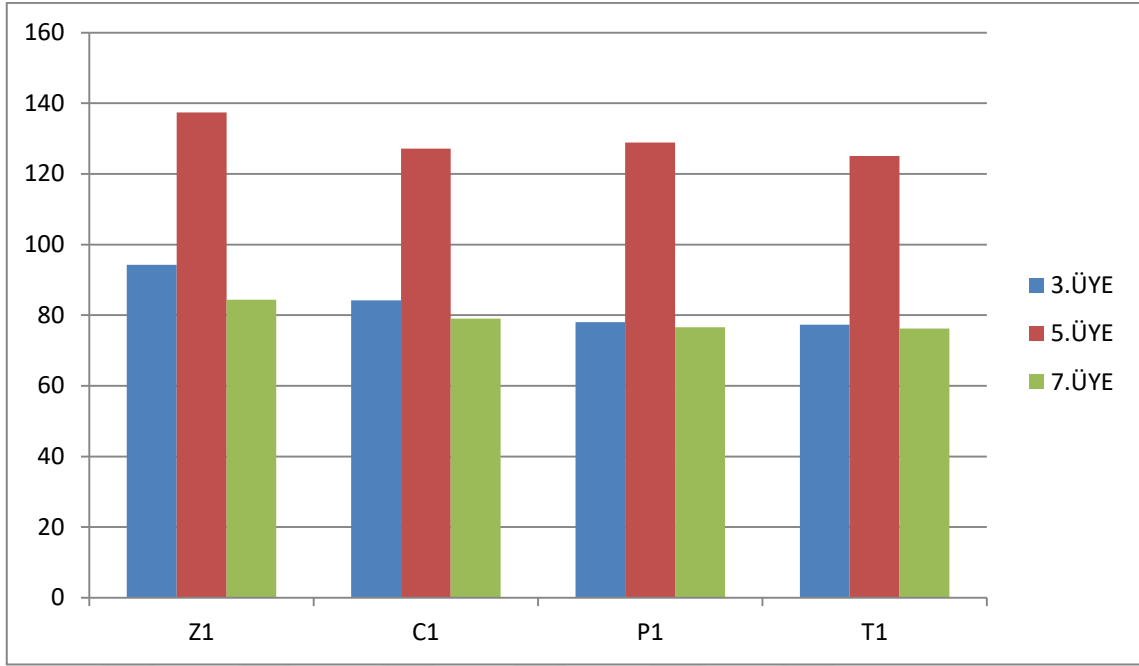


Şekil 4-3: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında P1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)



Şekil 4-4: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında T1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).



Şekil 4-5: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda, vertikal kuvvetler uygulandığında, materyal farklılığına bağlı olarak protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması.

4.1.2. Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında 3, 5 ve 7 no.lu üyelere oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine oblik kuvvetler uygulandığında en yüksek stres değeri Z1 grubu 3 no.lu üyede (497.33 MPa), en düşük stres değeri P1 grubu 7 no.lu üyede (267.85 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4-2).

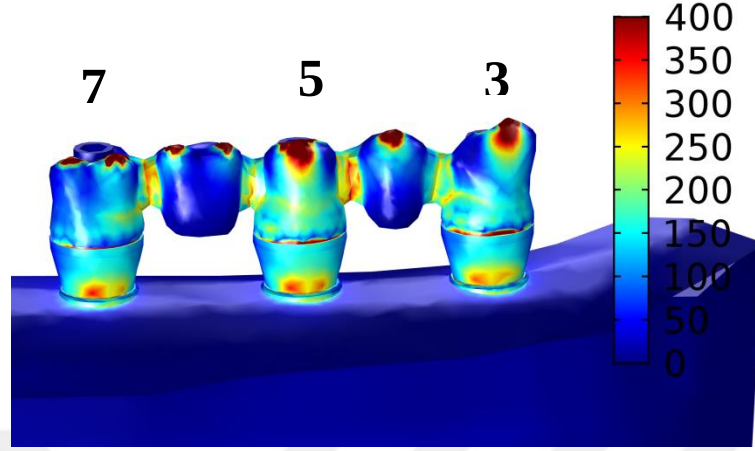
Materyal farklılığına bağlı olarak protez alt yapılarında oluşan stresler incelendiğinde en yüksek stres değeri Z1 grubunda (1.317 MPa) belirlenmiş, bu grubu takiben oluşan stres değerleri sırasıyla C1 grubunda (1.200 MPa), P1 grubunda (1.132 MPa) ve T1 grubunda (1.125 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-2).

Materyal farklılığına bağlı olmaksızın oluşan streslerin yoğunluğu incelendiğinde; streslerin sırasıyla 5 no.lu (1.873 MPa), 3 no.lu (1.741 MPa) ve 7 no.lu (1.160 MPa) üyelere yoğunlaştığı belirlenmiştir (Şekil 4-6,7,8,9, Tablo 4-2).

Tablo 4-2: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)

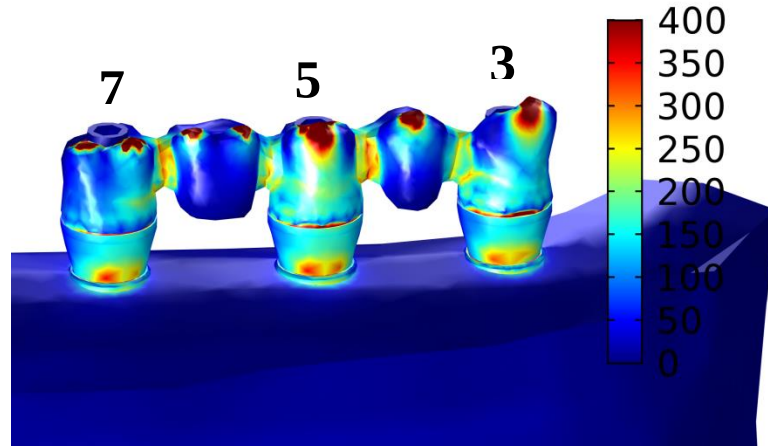
Materyal	3 no.lu üye	5 no.lu üye	7 no.lu üye	Toplam
Z1	497,33	495,98	324,18	1,317,49
C1	442,18	461,20	297,35	1,200,73
P1	401,14	464,00	267,85	1,132,99
T1	400,90	452,68	271,50	1,125,08
Toplam	1,741,55	1,873,86	1,160,9	

Surface: von Mises stress (MPa)



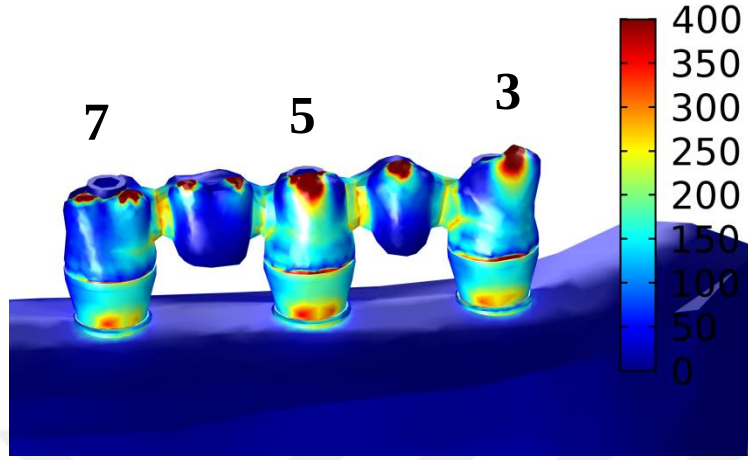
Şekil 4-6: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında Z1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)



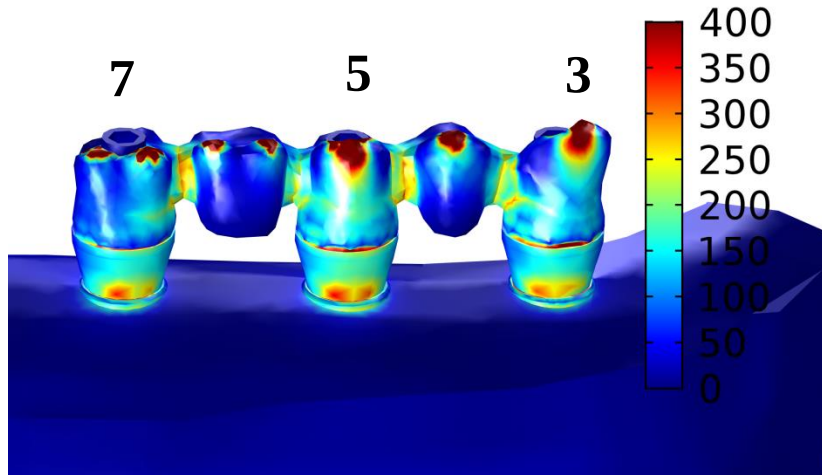
Şekil 4-7: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında C1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)

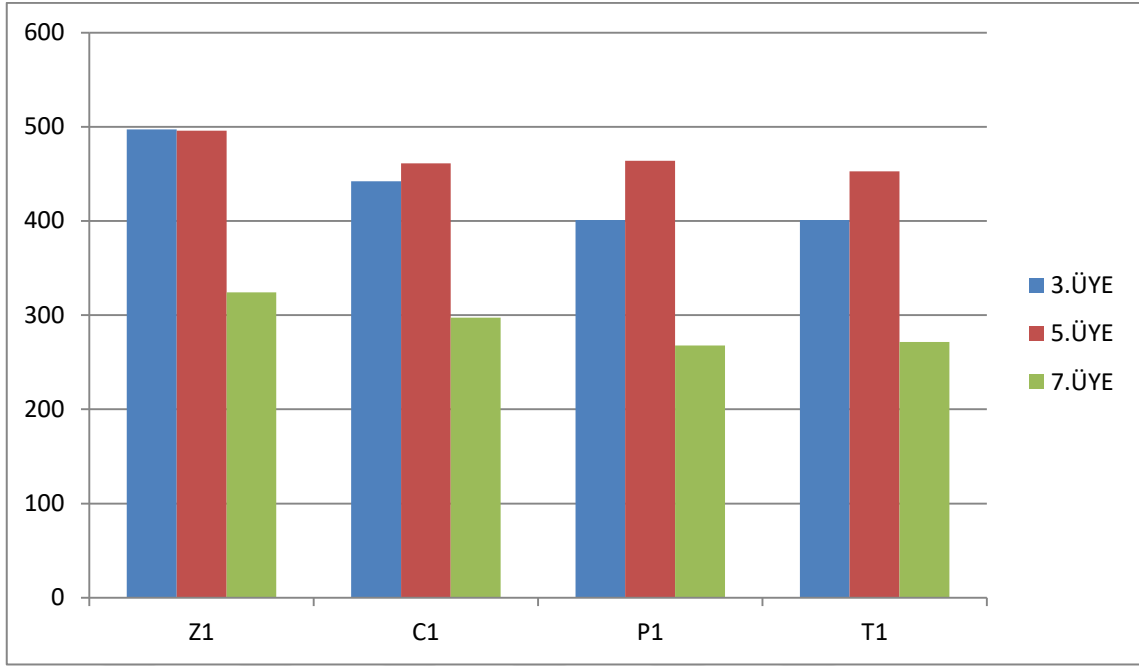


Şekil 4-8: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında P1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)



Şekil 4-9: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında T1 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).



Şekil 4-10: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda, oblik kuvvetler uygulandığında, materyal farklılığına bağlı olarak protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması.

4.1.3. Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında 3, 5 ve 7 no.lu üyelerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine vertikal kuvvetler uygulandığında en yüksek stres değeri Z2 grubunda 7 no.lu üyede (120.00 MPa), en düşük stres değeri T2 grubunda 3 no.lu üyede (33.54 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4-3).

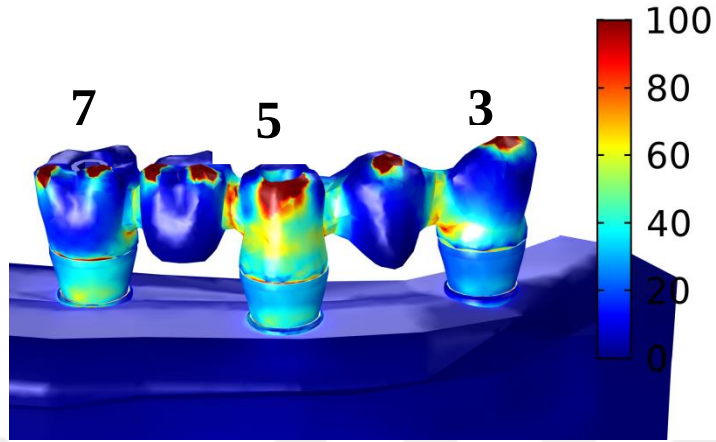
Materyal farklılığına bağlı olarak protez alt yapılarında oluşan stresler incelendiğinde en yüksek stres değeri Z2 grubunda (219.43 MPa) belirlenmiş, bu grubu takiben C2 ve P2 gruplarında birbirine oldukça yakın stres değerlerinin olduğu (202,49 ve 202,61 MPa) ve en düşük stres değerinin ise T2 grubunda (196,56 MPa) olduğu saptanmıştır (Tablo 4-3).

Materyal farklılığına bağlı olmaksızın oluşan streslerin yoğunluğu incelendiğinde streslerin sırasıyla 7 no.lu (461.25 MPa), 5 no.lu (212.03 MPa) ve 3 no.lu (147.81 MPa) üyelerde yoğunlaştığı belirlenmiştir (Şekil 4-11,12,13,14,15, Tablo 4-3).

Tablo 4-3: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)

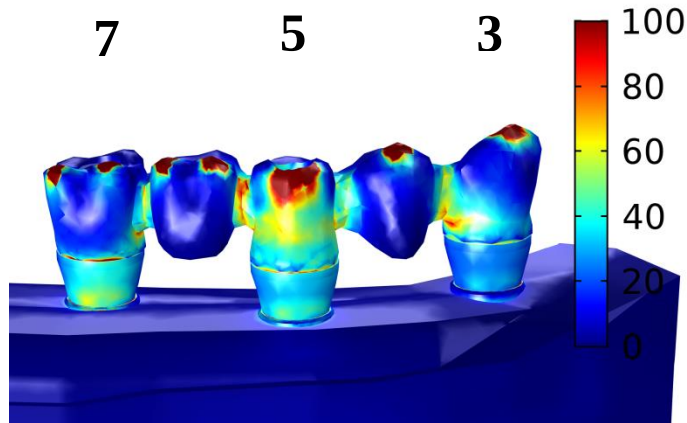
Materyal	3 no.lu üye	5 no.lu üye	7 no.lu üye	Toplam
Z2	42,83	56,60	120,00	219,43
C2	37,76	52,50	112,23	202,49
P2	33,68	51,94	116,99	202,61
T2	33,54	50,99	112,03	196,56
Toplam	147,81	212,03	461,25	

Surface: von Mises stress (MPa)



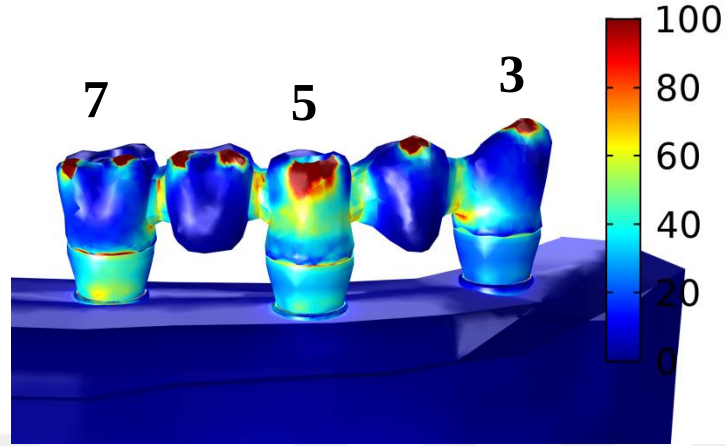
Şekil 4-11: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında Z2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)



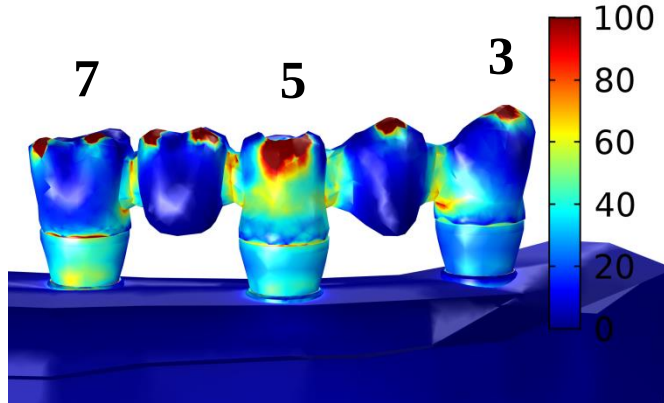
Şekil 4-12: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında C2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)

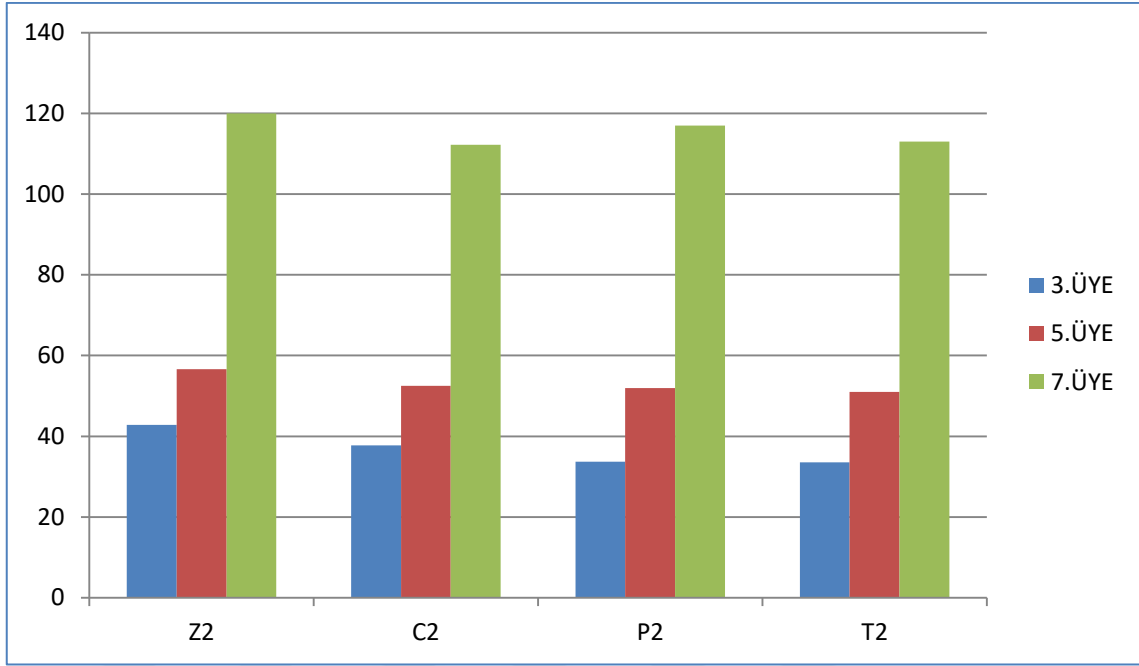


Şekil 4-13: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında P2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)



Şekil 4-14: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında T2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).



Şekil 4-15: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda, vertikal kuvvetler uygulandığında, materyal farklılığına bağlı olarak protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması.

4.1.4. Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında 3, 5 ve 7 no.lu üyelere oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine oblik kuvvetler uygulandığında en yüksek stres değeri P2 grubunda 7 no.lu üyede (433.78 MPa), en düşük stres değeri T2 grubunda 3 no.lu üyede (227.02 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4-4).

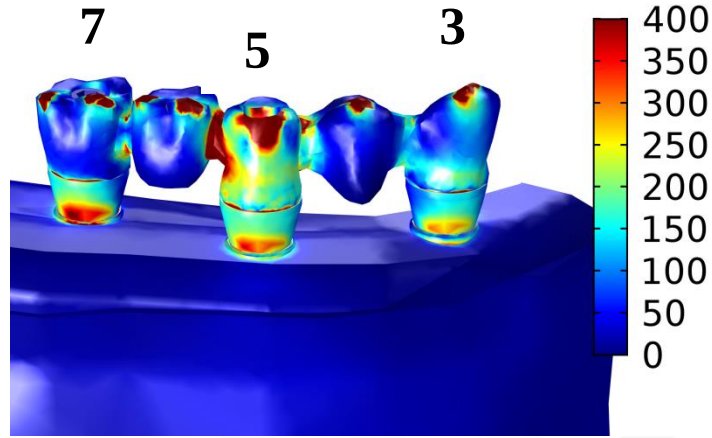
Materyal farklılığına bağlı olarak protez alt yapılarında oluşan stresler incelendiğinde en yüksek stres değeri P2 grubunda (912.88 MPa) belirlenmiş, bu grubu takiben oluşan stres değerleri sırasıyla T2 grubunda (886.52 MPa), Z2 grubunda (873.86 MPa), C2 grubunda (849.49 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-4).

Materyal farklılığına bağlı olmaksızın oluşan streslerin yoğunluğu incelendiğinde streslerin 7 no.lu üyede (1.611 MPa) ve sırasıyla 5 no.lu (979,43 MPa) ve 3 no.lu (931,71 MPa) üyelere yoğunlaştığı belirlenmiştir (Şekil 4-16,17,18,19, Tablo 4-4).

Tablo 4-4: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)

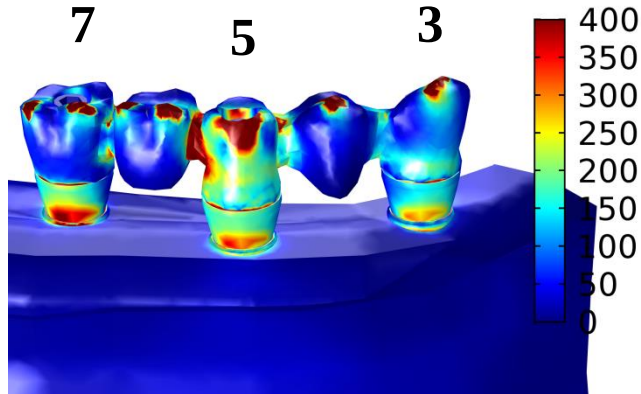
Materyal	3 no.lu üye	5 no.lu üye	7 no.lu üye	Toplam
Z2	244,14	248,08	381,64	873,86
C2	231,73	237,32	380,44	849,49
P2	228,82	250,28	433,78	912,88
T2	227,02	243,75	415,75	886,52
Toplam	931,71	979,43	1.611,61	

Surface: von Mises stress (MPa)



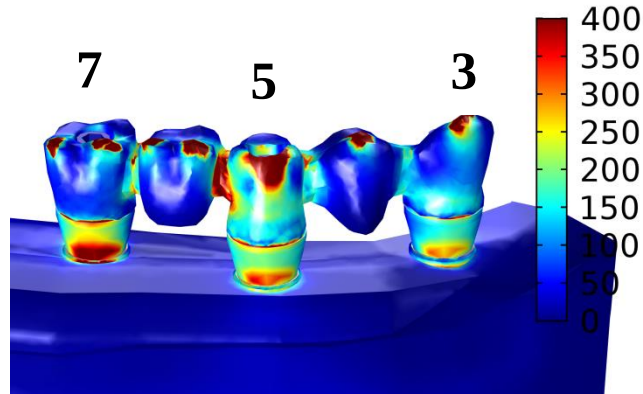
Şekil 4-16: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında Z2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)



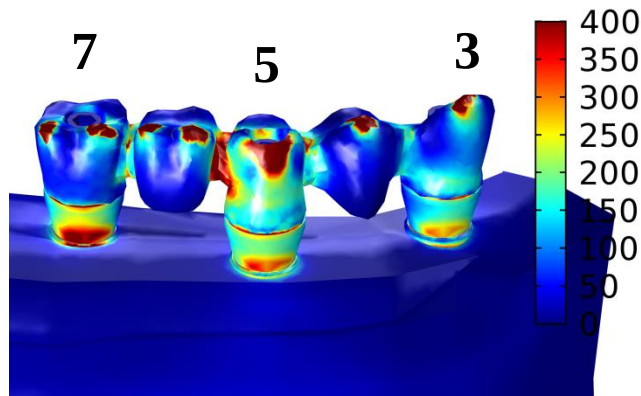
Şekil 4-17: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında C2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)

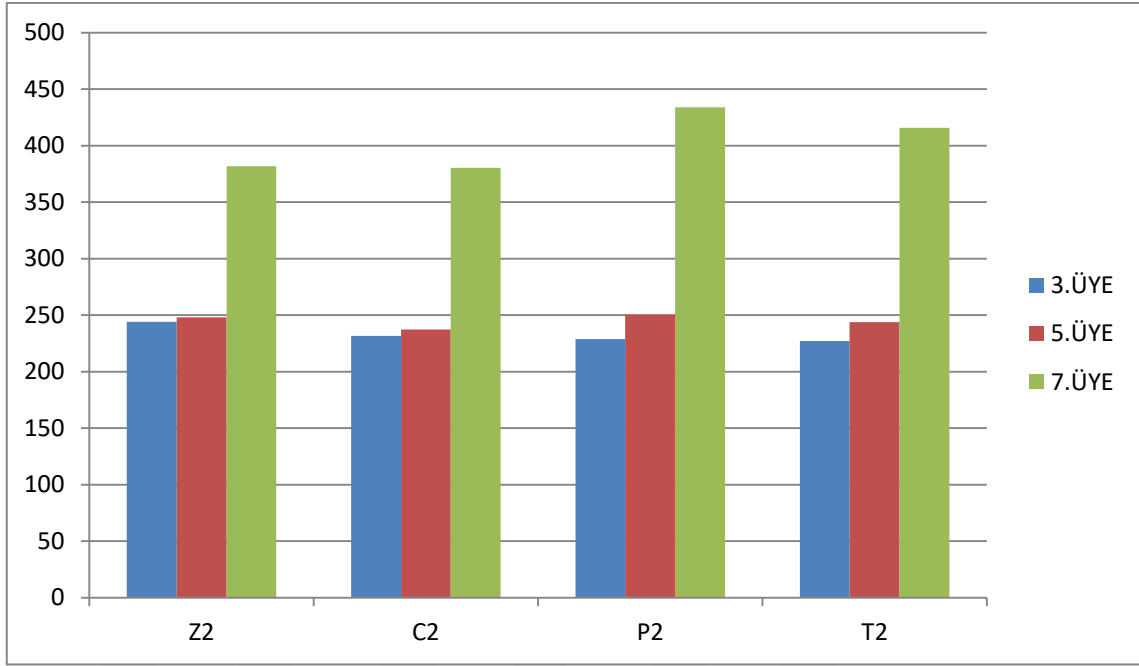


Şekil 4-18: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında P2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)



Şekil 4-19: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında T2 grubunun protez alt yapı üyelerinde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).



Şekil 4-20: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda, oblik kuvvetler uygulandığında, materyal farklılığına bağlı olarak protez alt yapı üyelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması.

4.2. Konnektörlerde Oluşan Stres Değerlerinin İncelenmesi

4.2.1. Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

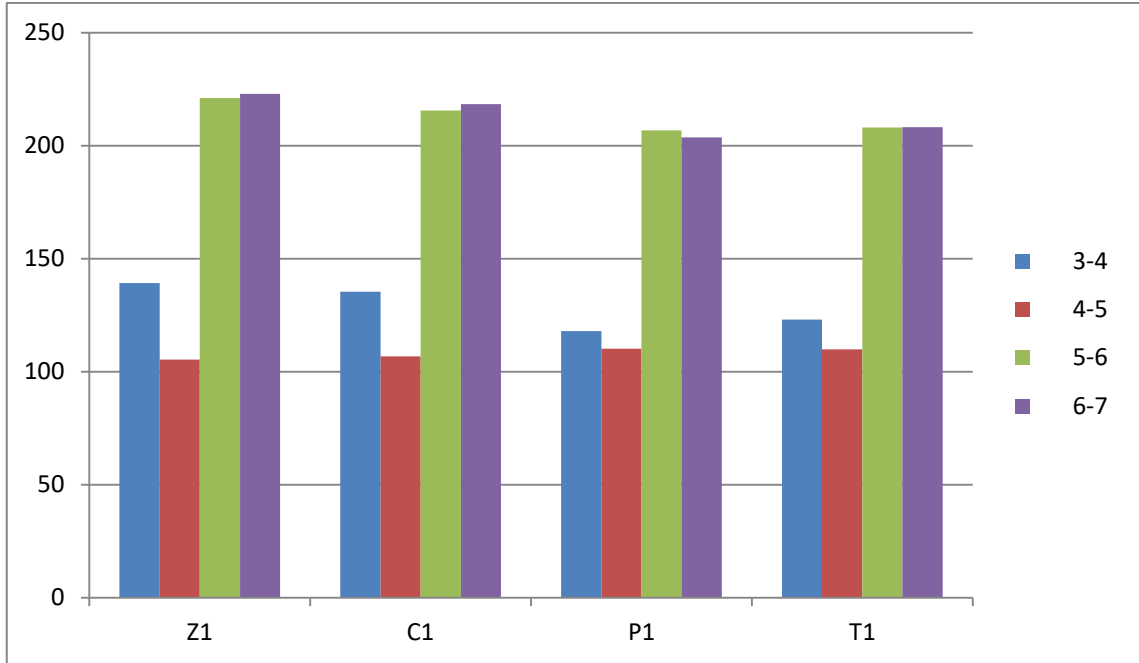
Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine vertikal kuvvetler uygulandığında en yüksek stres değeri Z1 grubunda 6.-7. konnektörde (222.84 MPa), en düşük stres değeri Z1 grubunda 4.-5. konnektörde (105.39 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-5).

Materyal farklılığına bağlı olarak konnektörlerde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek stres değeri Z1 grubu konnektöründe (688.54 MPa) saptanmış, bu grubu takiben oluşan stres değerleri sırasıyla C1 grubu konnektöründe (675.95 MPa), T1 grubu konnektöründe (649.06 MPa), P1 grubu konnektöründe (638.45 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4-5).

Materyal farklılığına bağlı olmaksızın oluşan streslerin yoğunluğu incelendiğinde streslerin 6.-7. (852.90 MPa) ve 5.-6. (851.24 MPa) konnektörlerde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Bu değerlerin 3.-4. ve 4.-5. konnektörlerde oluşan stres değerlerinden (515,67 ve 432,19 MPa) daha yüksek olduğu saptanmıştır (Şekil 4-1,2,3,4,Tablo 4-5).

Tablo 4-5: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında protez alt yapı konnektörlerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)

Materyal	3.-4. konnektör	4.-5. konnektör	5.-6. konnektör	6.-7. konnektör	Toplam
Z1	139,26	105,39	221,05	222,84	688,54
C1	135,40	106,70	215,50	218,35	675,95
P1	117,98	110,19	206,69	203,59	638,45
T1	123,03	109,91	208,00	208,12	649,06
Toplam	515,67	432,19	851,24	852,90	



Şekil 4-21: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması.

4.2.2. Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

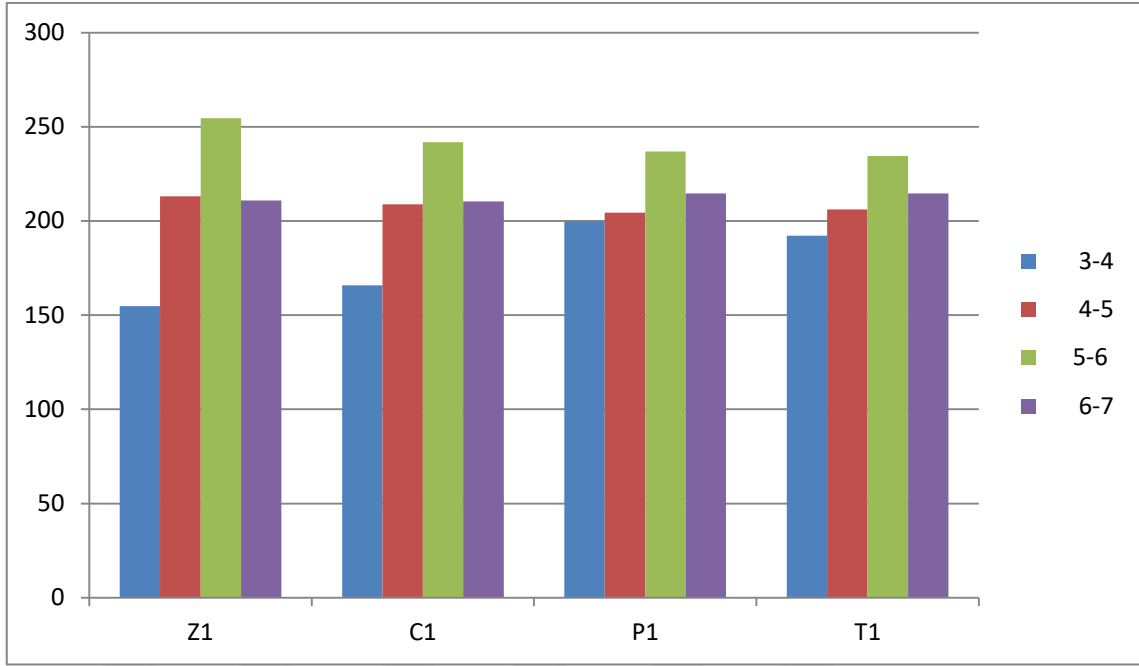
Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine oblik kuvvetler uygulandığında en yüksek stres değeri Z1 grubunda 5.-6. konnektörde (254.48MPa), en düşük stres değeri ise Z1 grubunda 3.-4. konnektörde (154.75 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-6).

Materyal farklılığına bağlı olarak konnektörlerde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek stres değeri P1 grubu konnektöründe (855.88 MPa) saptanmış, bu grubu takiben stres değerleri sırasıyla T1 grubunda konnektöründe (847.44 MPa), Z1 grubu konnektöründe (833.22 MPa), C1 grubu konnektöründe (826.71 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4-6).

Materyal farklılığına bağlı olmaksızın oluşan streslerin yoğunluğu incelendiğinde streslerin sırasıyla 5.-6. (967,68 MPa), 6.-7. (850.51 MPa), 4.-5. (832.46 MPa) ve 3.-4. (712.6 MPa) konnektörlerde yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4-6,7,8, 9, Tablo 4-6).

Tablo 4-6: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında protez alt yapı konnektörlerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)

Materyal	3.-4. konnektör	4.-5. konnektör	5.-6. konnektör	6.-7. konnektör	Toplam
Z1	154,75	213,06	254,48	210,93	833,22
C1	165,81	208,76	241,83	210,31	826,71
P1	199,83	204,46	236,91	214,68	855,88
T1	192,21	206,18	234,46	214,59	847,44
Toplam	712,6	832,46	967,68	850,51	



Şekil 4-22: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması.

4.2.3. Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

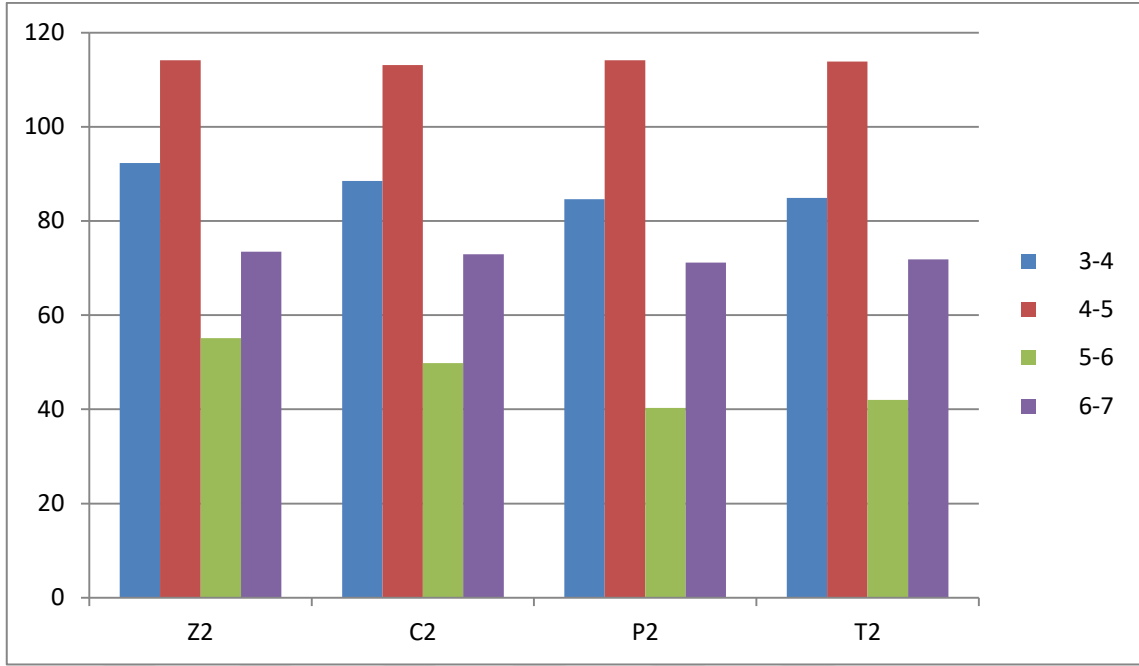
Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine vertikal kuvvetler uygulandığında en yüksek stres değeri Z2 grubunda 4.-5. konnektörde (114.15 MPa), en düşük stres değeri ise P2 grubunda 5.-6. konnektörde (40.27 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-7).

Materyal farklılığına bağlı olarak oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek stres değeri Z2 grubu konnektöründe (335.03 MPa) saptanmış, bu grubu takiben stres değerleri sırasıyla C2 grubu konnektöründe (324.38 MPa), T2 grubu konnektöründe (312.64 MPa) ve P2 grubu konnektöründe (310.17 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4-7).

Materyal farklılığına bağlı olmaksızın oluşan streslerin yoğunluğu incelendiğinde streslerin sırasıyla 4.-5. (455,18 MPa), 3.-4. (350.35 MPa), 6.-7. (289.43 MPa) ve 5.-6. (187.26 MPa) konnektörlerde yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4-11,12,13,14,23, Tablo 4-7).

Tablo 4-7: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında protez alt yapılarının konnektörlerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)

Materyal	3.-4. konnektör	4.-5. konnektör	5.-6. konnektör	6.-7. konnektör	Toplam
Z2	92,32	114,11	55,15	73,45	335,03
C2	88,52	113,08	49,82	72,96	324,38
P2	84,59	114,15	40,27	71,16	310,17
T2	84,92	113,84	42,02	71,86	312,64
Toplam	350,35	455,18	187,26	289,43	



Şekil 4-23: Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması.

4.2.4. Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine oblik kuvvetler uygulandığında konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

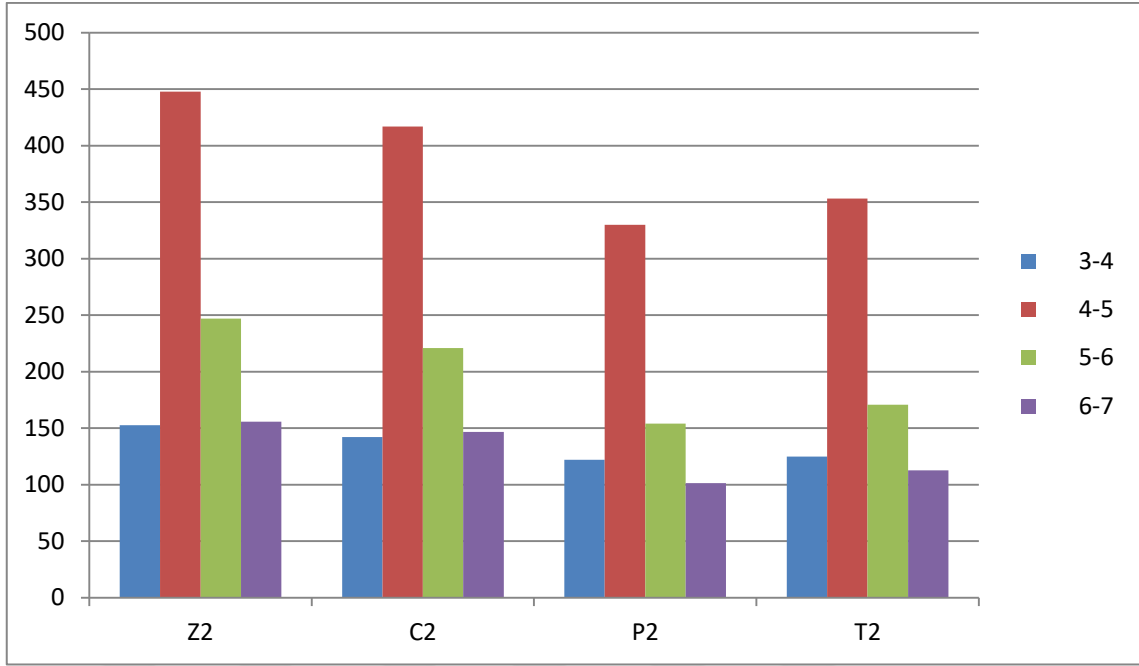
Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine oblik kuvvetler uygulandığında en yüksek stres değeri Z2 grubunda 4.-5. konnektörde (447.87 MPa), en düşük stres değeri P2 grubunda 6.-7. konnektörde (101.48 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-8).

Materyal farklılığına bağlı olarak oluşan stresler incelendiğinde en yüksek stres değeri Z2 grubu konnektöründe (1.003,1 MPa) saptanmış, bu grubu takiben oluşan stres değerleri sırasıyla C2 grubu konnektöründe (926.58 MPa), T2 grubu konnektöründe (761.62 MPa) ve P2 grubu konnektöründe (707.34 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4-8).

Materyal farklılığına bağlı olmaksızın oluşan streslerin yoğunluğu incelendiğinde; streslerin sırasıyla 4.-5. (1.547 MPa), 5.-6. (792.55 MPa), 3.-4. (541.58 MPa) ve 6.-7. konnektörlerde (516.66 MPa) yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4-16,17,18,19,24, Tablo 4-8).

Tablo 4-8: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında protez alt yapılarının konnektörlerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)

Materyal	3.-4. konnektör	4.-5. konnektör	5.-6. konnektör	6.-7. konnektör	Toplam
Z2	152,64	447,87	246,94	155,65	1.003,1
C2	142,05	416,84	220,97	146,72	926,58
P2	122,03	329,87	153,96	101,48	707,34
T2	124,86	353,27	170,68	112,81	761,62
Toplam	541,58	1.547,85	792,55	516,66	



Şekil 4-24: Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak konnektörlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin (MPa) karşılaştırılması.

4.3. Protez Vidalarında Oluşan Stres Değerlerinin İncelenmesi

4.3.1. Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine vertikal kuvvetler uygulandığında en yüksek stres değeri P1 grubunda 5 no.lu protez vidasında (166.94 MPa), en düşük stres değeri Z1 grubunda 7 no.lu protez vidasında (37.30 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4-9, Şekil 4-25,26).

Materyal farklılığına bağlı olarak oluşan stresler incelendiğinde en yüksek stres değeri P1 grubu protez vidasında (314.74 MPa) belirlenmiş, bu grubu takiben oluşan stres değerleri sırasıyla T1 grubu protez vidasında (259.25 MPa), C1 grubu protez vidasında (173.19 MPa) ve Z1 grubu protez vidasında (153.08 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-9, Şekil 4-25,26).

Materyal farklılığına bağlı olmaksızın oluşan streslerin yoğunluğu incelendiğinde tüm gruplarda (Z1, C1, P1 ve T1) en yüksek stres değerleri 5 no.lu protez vidasında (469.81 MPa) belirlenmiş ve sırasıyla 3 no.lu protez vidasında (217.62 MPa), 7 no.lu protez vidasında (212.83 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-9, Şekil 4-27).

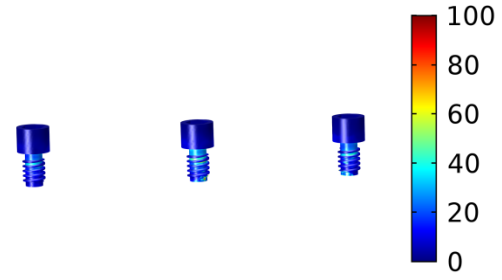
Tablo 4-9: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)

Materyal	3 no.lu vida	5 no.lu vida	7 no.lu vida	Toplam
Z1	38,05	77,73	37,30	153,08
C1	42,59	88,86	41,74	173,19
P1	74,78	166,94	73,02	314,74
T1	62,20	136,28	60,77	259,25
Toplam	217,62	469,81	212,83	

Surface: von Mises stress (MN/m²)



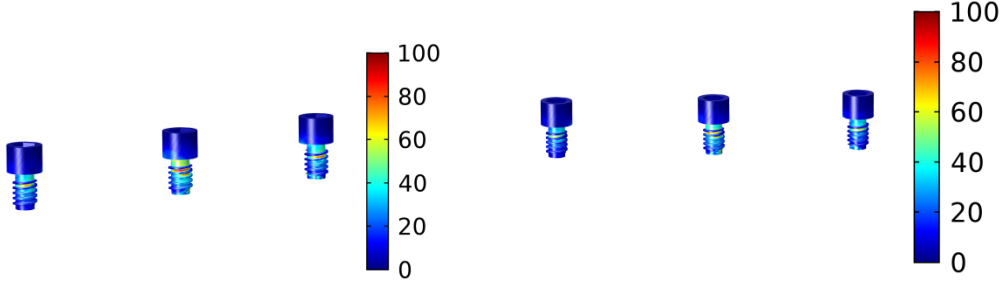
Surface: von Mises stress (MPa)



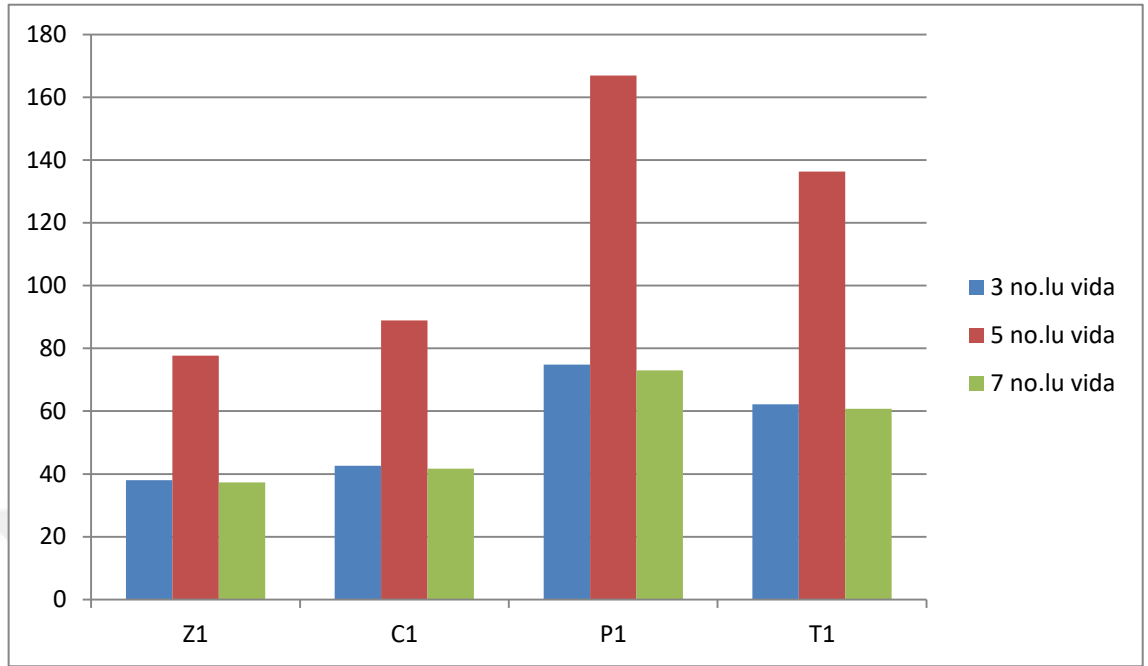
Şekil 4-25: Vertikal kuvvetler uygulandığında Z1 ve C1 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

Surface: von Mises stress (MPa)

Surface: von Mises stress (MPa)



Şekil 4-26: Vertikal kuvvetler uygulandığında P1 ve T1 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).



Şekil 4-27: Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa) karşılaştırılması.

4.3.2. Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine oblik kuvvetler uygulandığında en yüksek stres değeri P1 grubunda 5 no.lu üyenin protez vidasında (613.65 MPa), en düşük stres değeri ise Z1 grubu 7 no.lu protez vidasında (153.85 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4-10,Şekil 4-28).

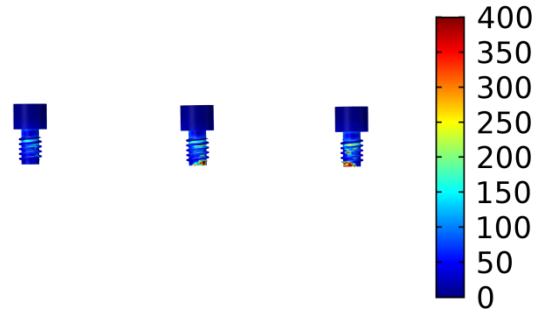
Materyal farklılığına bağlı olarak oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek stres değeri P1 grubu protez vidasında (1.291 MPa) belirlenmiş, bu grubu takiben sırasıyla T1 grubu protez vidasında (1.069 MPa), Z1 grubu protez vidasında (728.00 MPa) ve C1 grubu protez vidasında (647.88 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-10, Şekil 4- 28).

Materyal farklılığına bağlı olmaksızın oluşan streslerin yoğunluğu incelendiğinde tüm gruplarda (Z1, C1, P1 ve T1) en yüksek stres değerleri 5 no.lu protez vidasında (1.748 MPa) belirlenmiş ve sırasıyla 3 no.lu protez vidasında (1.128 MPa), 7 no.lu protez vidasında (859.12 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-10, Şekil 4-29).

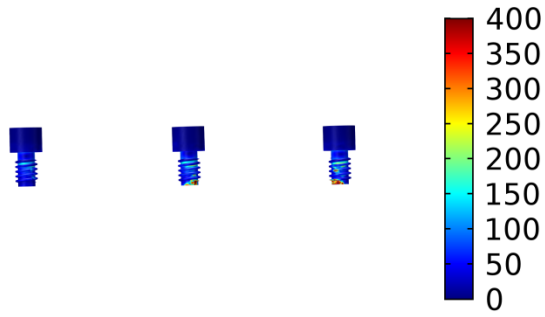
Tablo 4-10: Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)

Materyal	3 no.lu vida	5 no.lu vida	7 no.lu vida	Toplam
Z1	197,70	296,33	153,85	647,88
C1	221,56	335,42	171,02	728,00
P1	387,29	613,65	290,49	1.291,43
T1	322,24	503,16	243,76	1.069,16
Toplam	1.128,78	1.748,56	859,12	

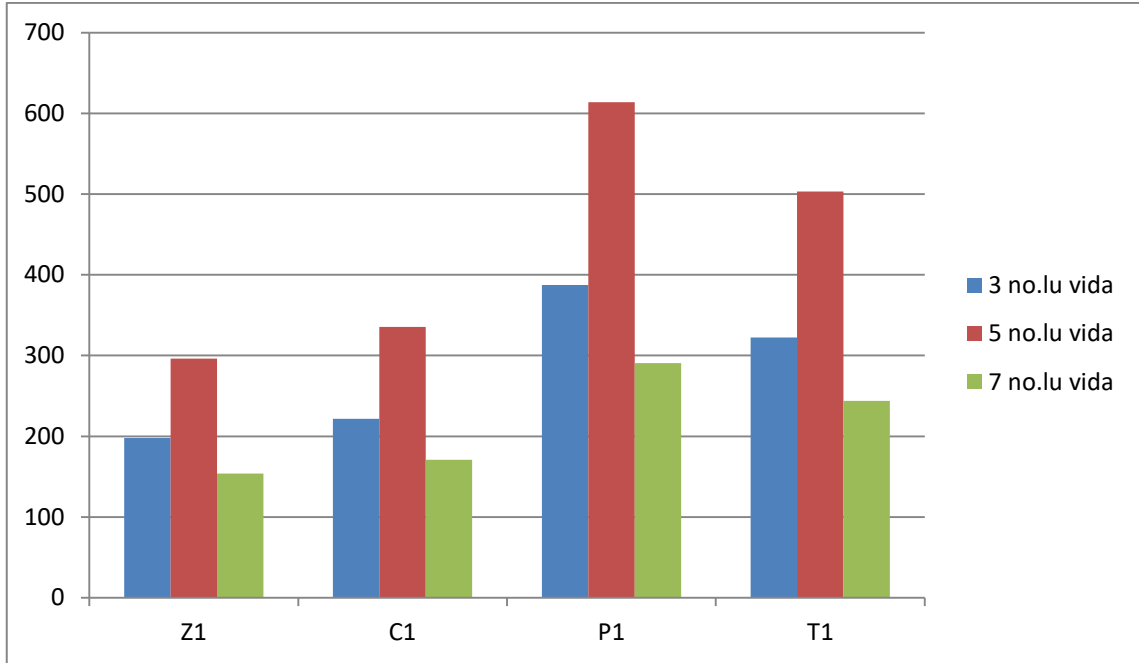
Surface: von Mises stress (MPa)



Surface: von Mises stress (MPa)



Şekil 4-28: Oblik kuvvetler uygulandığında Z1 ve C1 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).



Şekil 4-29: Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa) karşılaştırılması.

4.3.3. Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine vertikal kuvvetler uygulandığında en yüksek stres değeri P2 grubu 5 no.lu protez vidasında (96.22 MPa), en düşük stres değeri Z2 grubu 3 no.lu protez vidasında (28.40 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4-11, Şekil 4-30,31).

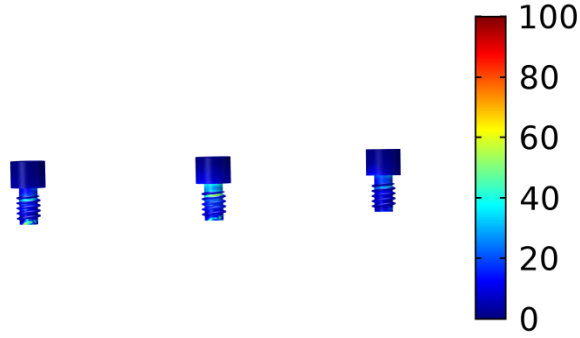
Materyal farklılığına bağlı olarak vidalarda oluşan stresler incelendiğinde en yüksek stres değeri P2 grubu protez vidasında (211.98 MPa) belirlenmiş, bu grubu takiben oluşan stres değerleri T2 grubu protez vidasında (176.71 MPa), C2 grubu protez vidasında (122.95 MPa), Z2 grubu protez vidasında (110.87 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-11, Şekil 4-30,31).

Materyal farklılığına bağlı olmaksızın oluşan streslerin yoğunluğu incelendiğinde tüm gruplarda (Z2, C2, P2 ve T2) en yüksek stres değeri 5 no.lu protez vidasında (280.03 MPa) belirlenmiş ve sırasıyla 7 no.lu protez vidasında (185.62 MPa), 3 no.lu protez vidasında (156.86 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-11, Şekil 4-32).

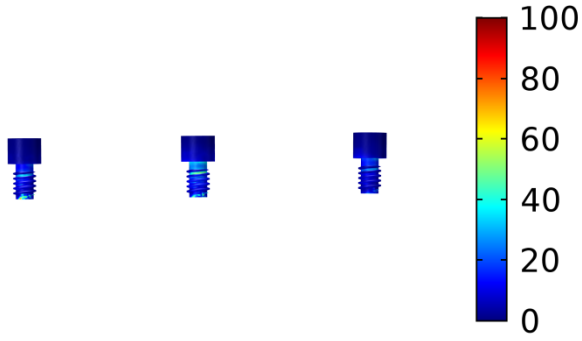
Tablo 4-11: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda vertikal kuvvetler uygulandığında protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)

Materyal	3 no.lu vida	5 no.lu vida	7 no.lu vida	Toplam
Z2	28,40	48,73	33,74	110,87
C2	31,25	54,80	36,90	122,95
P2	52,94	96,22	62,82	211,98
T2	44,27	80,28	52,16	176,71
Toplam	156,86	280,03	185,62	

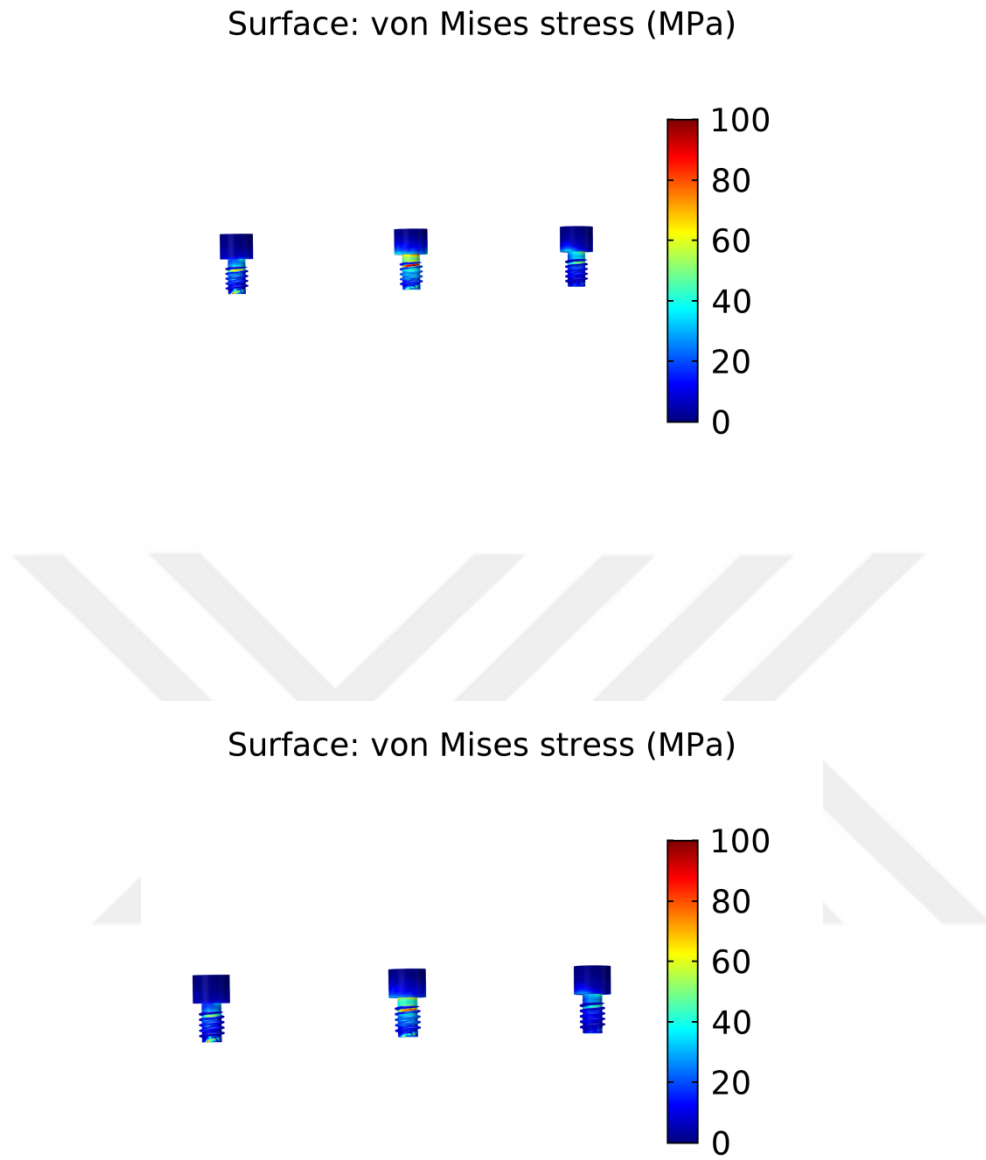
Surface: von Mises stress (MPa)



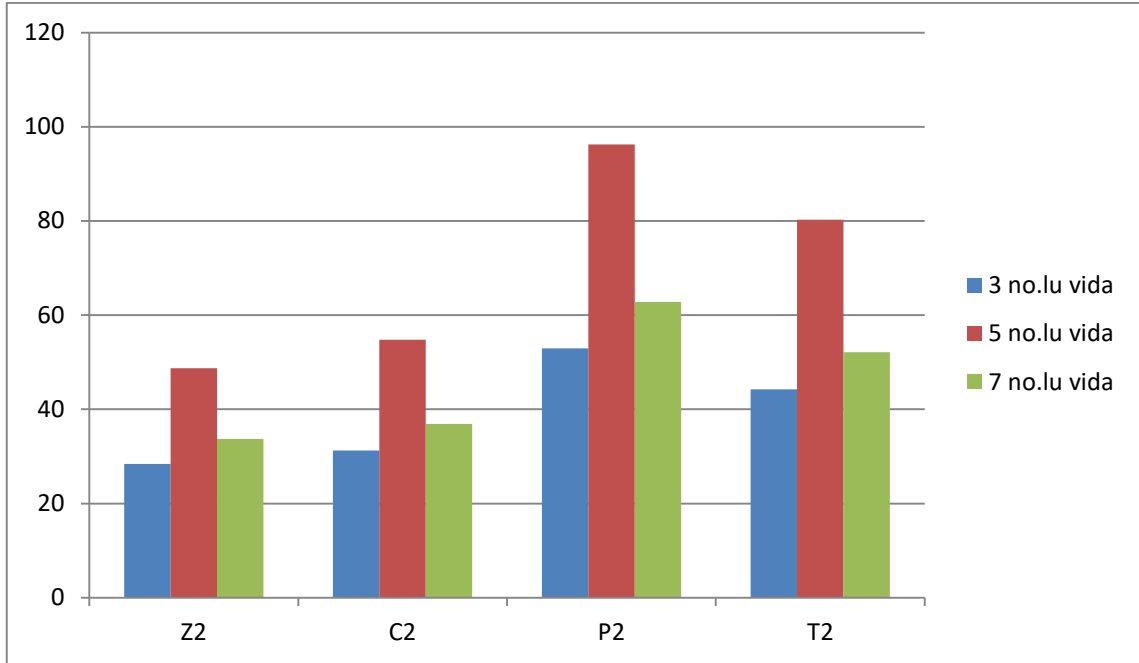
Surface: von Mises stress (MPa)



Şekil 4-30: Vertikal kuvvetler uygulandığında Z2 ve C2 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).



Şekil 4-31: Vertikal kuvvetler uygulandığında P2 ve T2 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).



Şekil 4-32: Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa) karşılaştırılması.

4.3.4. Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

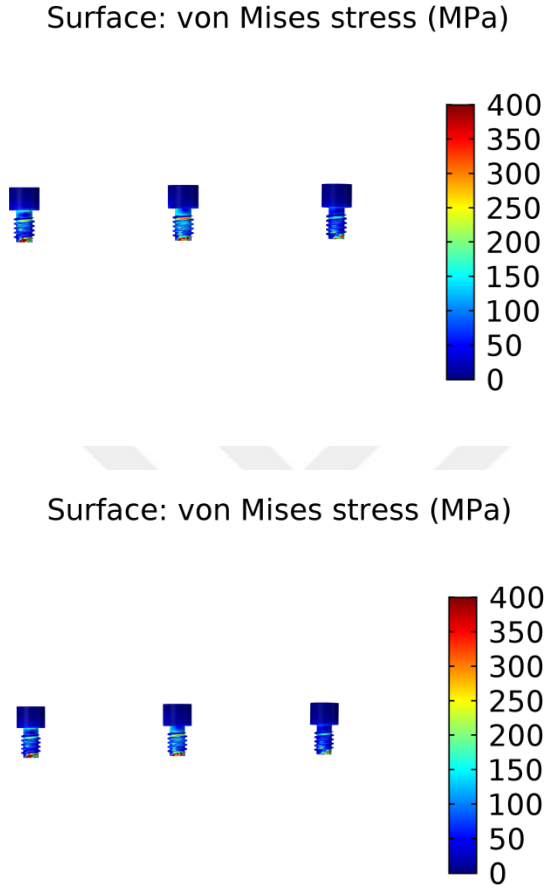
Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapı üyelerine oblik kuvvetler uygulandığında en yüksek stres değeri P2 grubu 5 no.lu protez vidasında (434.00 MPa), en düşük stres değeri Z2 grubu 7 no.lu protez vidasında (146.37 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4-12, Şekil 4-33,34).

Materyal farklılığına bağlı olarak protez vidalarında oluşan stresler incelendiğinde en yüksek stres değeri P2 grubu protez vidasında (1.063 MPa) belirlenmiş, bu grubu takiben oluşan stres değerleri sırasıyla T2 grubu protez vidasında (875.20 MPa), C2 grubu protez vidasında (591.48 MPa) ve Z2 grubu protez vidasında (526.96 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-12, Şekil 4-33,34).

Materyal farklılığına bağlı olmaksızın oluşan streslerin yoğunluğu incelendiğinde tüm gruplarda (Z2, C2, P2 ve T2) en yüksek stres değeri 5 no.lu (1.260 MPa) protez vidasında belirlenmiş ve sırasıyla 3 no.lu (930.76 MPa), 7 no.lu protez vidasında (865.93 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-12, Şekil 4-35).

Tablo 4-12: Kavisli yerleştirilmiş implantlarda oblik kuvvetler uygulandığında protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)

Materyal	3 no.lu vida	5 no.lu vida	7 no.lu vida	Toplam
Z2	159,40	221,19	146,37	526,96
C2	179,63	246,63	165,22	591,48
P2	324,54	434,00	305,42	1.063,96
T2	267,19	359,09	248,92	875,20
Toplam	930,76	1.260,91	865,93	

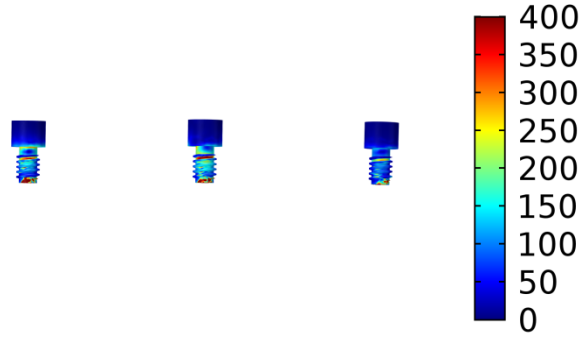


Şekil 4-33: Oblik kuvvetler uygulandığında Z2 ve C2 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).

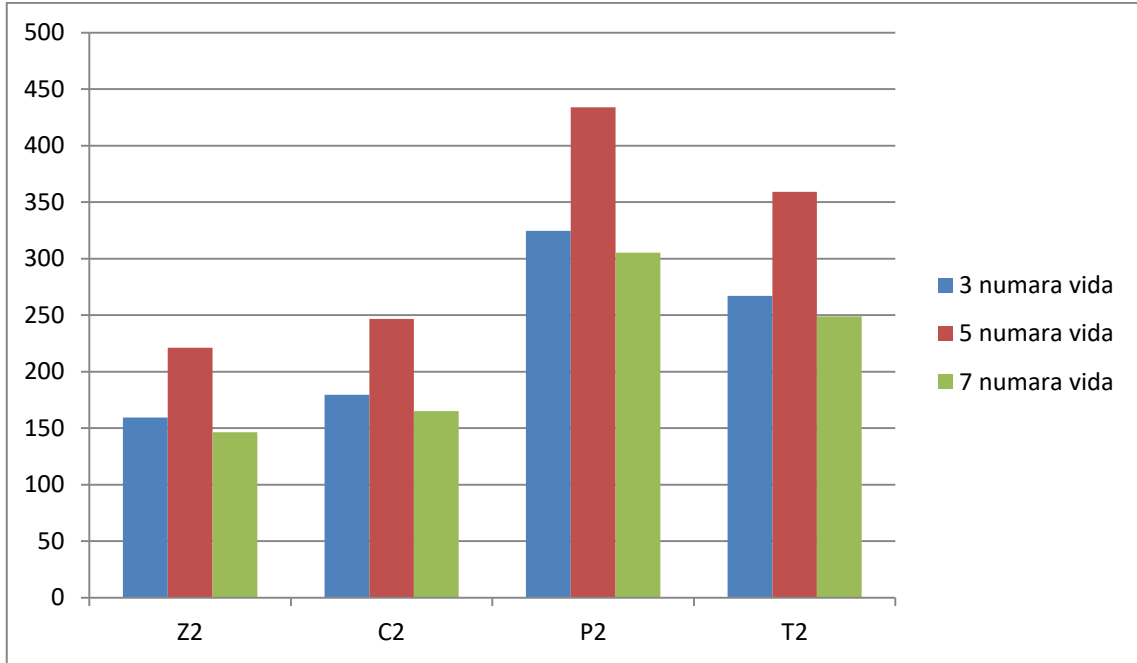
Surface: von Mises stress (MPa)



Surface: von Mises stress (MPa)



Şekil 4-34: Oblik kuvvetler uygulandığında P2 ve T2 gruplarının protez vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımının görüntüsü (MPa).



Şekil 4-35: Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında materyal farklılığına bağlı olarak protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa) karşılaştırılması.

5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışması

5.1.1. Pasif uyum ve oklüzal vidalı protez ilişkisinin tartışması

Literatürde^{152,153} 4'den fazla üyeye sahip olan sabit protezler, uzun alt yapılı protezler olarak kabul edilmekte olup, daha az sayıda üyeye sahip sabit protezlerden daha fazla komplikasyonlarının olduğu bildirilmektedir. Araştırmacılar³⁻⁸ implant üstü protezlerin; implantlarda ve protezlerde uzun dönemde komplikasyon oluşmadan kullanılması için pasif uyuma sahip olma gerekliliği konusunda fikir birliği içindedirler. Günümüzde; pasif uyumun kesin olarak sağlandığını gösterecek bir yöntem belirlenemediğinden, implantlarda ve protetik yapılarda en az stres oluşturacak protez alt yapılarının hazırlanması önerilmektedir^{2,5,8-15,50,53,55,57,152}. İmplantlarda, protez alt yapılarında ve çene kemiklerinde olabildiğince en az stres oluşturma, ancak implant üstü protezlerin biyomekanik özelliklerinin anlaşılması ile mümkün olabileceği belirtilmektedir^{18,75,79,80,87}. Ayrıca; simante sabit protezlerde kullanılan simanın, bir miktar stres emilimi sağladığı da avantaj olarak bildirilmektedir. Oklüzal vidalı implant üstü protezlerde ise; alt yapıların implantlar üzerine vidalanmasının hem implantlar, hem de protezlerde stres oluşturduğu belirtilmektedir^{17,33,45}. Oklüzal vidalı protezlerde pasif uyumun sağlanmasının ve protetik yapılarda streslerin oluşmasının engellenmesinin de daha zor olduğu bildirilmektedir. Bu nedenlerle çalışmamızda; pasif uyumla ilişkili olarak oluşabilecek tüm streslerin değerlendirilmesi amacıyla protez alt yapı modelleri 5 üyeli oklüzal vidalı implant üstü protezler olarak modellenmiştir.

Oklüzal vidalı protezlerde, abutmentlar üzerine, protez alt yapısı vidalar ile sabitlenirken; vidalarda sıkışma ile oluşan streslere rağmen, vidalar sıkıştırılmaya devam edildiğinde pasif olmayan bir yapının da pasif uyuma sahipmiş gibi algılanabileceği de belirtilmektedir^{74,75,125}. Savion ve ark.²² oklüzal vidalı protezlerde çiğneme kuvvetleri ile protez alt yapılarında oluşan streslerin miktarlarının ve dağılımlarının yeni çalışmalarla incelenmesini önermektedirler. Günümüzde implant üstü protezlerde farklı materyallerle oluşturulan protez alt yapılarının pasif uyumları ve protez vidalarında oluşan streslerle ilgili çalışmalara devam edilmektedir^{11-13,15,30,56}. Bu nedenlerle; bu tez çalışmasında 'İmplant Üstü Protezlerde Farklı Materyal ve Tekniklerle Hazırlanmış Protez Alt yapılarının Pasif Uyumlarının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi' başlıklı konu seçilmiştir.

Kallus ve ark.¹⁵⁵ klinik olarak sıkça karşılaşılan bir sorun olan vida kayıplarının, protez alt yapılarının pasif uyumları ile doğrudan ilişkisi olduğunu bildirmektedirler. Bu konu ile ilgili literatürde kesin bir görüş birliği yoktur. Pasif uyuma sahip olduğu düşünülen protezlerde de vida kaybı görülebilmekte veya uyumu iyi olmayan protezlerde de vida kaybı komplikasyonu oluşmayabilmektedir. Bu durumun; klinisyenlerin ve uygulamalarının farklılığından kaynaklandığı ifade edilmektedir. Klinisyen; pasif uyuma sahip olmayan protez alt yapısını vidaların sıkıştırılması esnasında zorlarsa, alt yapıda ve protez vidasında stres oluşturması ile vida kaybı oluşabileceği bildirilmektedir¹⁵⁶. Protez vidasının sıkıştırılması ile pasif uyuma sahip olmayan protez alt yapılarında deformasyona bağlı olarak streslerin ortaya çıkacağı ve eski şekline dönmeye çalışan alt yapı materyaline çiğneme gibi baskı kuvvetleri geldiğinde vidalarda ekstra stresler oluşacağı bildirilmektedir¹⁵⁶. Çalışmalarda^{1,127,144} oklüzal vidalı protezlerin vidalarında altın veya titanyumdan üretilmiş protez vidalarının kullanımı önerilmektedir. Çalışmamızda; klinikte altın vidalardan daha sık kullanımları nedeniyle, tüm protez vidaları saf titanyumdan oluşturulan protez vidası olarak belirlenmiş ve tanımlanmıştır^{2,74,157,158}.

Hellden ve Derand¹²⁵ çalışmalarında protez vidalarının sıkılması ile protez alt yapısı ve abutmentlar arasındaki uyumsuzlukların maskelenebileceğini ve bu durumun yapılarda streslere neden olacağını belirtmişlerdir. Şahin ve Çehreli⁷⁵ de çalışmalarında oklüzal vidalı protezlerde; protez alt yapılarının implantlara vidalanması ile pasif uyumun sağlanmış gibi görünebileceğini ve bu durumda da implantlarda ve protez alt yapılarında stresler oluşabileceğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar^{74,75,125} abutmentlar ve protez alt yapıları arasındaki iç uyumsuzlukların belirlenmesinin zorluğunu ve bu uyumsuzlukların da tüm yapılarda stres oluşturabileceğini bildirmektedirler. Bu nedenlerle çalışmamızda oklüzal vidalı protezlerde, protezlerin abutmentları ile olan uyumları sağlanmış olarak modellenerek; implant yerleşimleri ve farklı protez alt yapı materyali kullanımı ile protez vidası ve protez alt yapılarında oluşacak stresler değerlendirilmiştir.

5.1.2. Sonlu elemanlar analiz yönteminin tartışması

Sonlu elemanlar analizleri 2 boyutlu (2D) veya 3 boyutlu (3D) olarak yapılabilmektedir. Günümüzde 2D çalışma uygulamaları halen devam etse de, 3D çalışma uygulamalarının gerçeğe daha yakın modeller oluşturmaya olanak sağladığı

belirlenmektedir¹⁸. Bu nedenle çalışmamızda matematiksel modeller 3D olarak oluşturulmuştur.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmek istenen yapıların seçilen herhangi bir parçasında oluşan stres değerlerinin saptanabileceği bildirilmektedir^{2,18,19}. Bu nedenle; sonlu elemanlar analiz yöntemi, diş hekimliğinde stres analizi çalışmalarında sıklıkla kullanılmaktadır^{9,10,17-21,155,40,126,149}. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında oluşturulan yapıların modellemelerinde; implantlar ve ağız dokuları homojen ve izotropik yapıda, implantların osseointegrasyonunun % 100 ve kemik ile de direkt temasta olduğu kabul edilmektedir^{2,10,16,18,19,126,127,149,150,159}. Kortikal kemiğin doğadaki yapısı homojen ve izotropik değildir¹⁶⁰. Ancak araştırmacılar^{159,160} sonlu elemanlar analizlerinde; implant ve kemik arasındaki temasın kesintisiz kabul edilmesinin çalışma sonuçlarını değiştirmediklerini bildirmektedirler. Bu nedenle çalışmamızda da modellenen yapılar homojen ve izotropik, implantlar kemik ile kesintisiz temasta olarak kabul edilerek modellenmiştir.

Papavasiliou ve ark.'na^{93,159} göre implant çevresindeki kemik tipinin sonlu elemanlar analizindeki stres dağılımına etkisi yoktur. Akagawa ve ark.²¹ ise, ağız içinde olduğu gibi implant çevresinin spongiyoz kemik ile modellenmesinin daha homojen stres dağılımları oluşturacağını ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edileceğini bildirmişlerdir. Günümüzde sonlu elemanlar analizi ile oluşturulan mandibula modellerinde; mandibula, kortikal ve spongiyoz kemik yapısı olarak hangi kemik sınıflamasına ait ise o kemik tipinde modellenmektedir^{10,127,160}. Çalışmamızda; ağız içindeki doku bulgularına daha yakın sonuçlar elde edilebilmesi amacıyla; kemik modellemesi yapılırken implantların yer alacağı posterior mandibulada genellikle olduğu belirlenmiş olan, Lekholm ve Zarb'ın sınıflaması ile Tip II kemik yapısının modellenmesi (dışta 2mm. kompakt kemik, iç kısımda spongiyoz kemik olarak)^{10,41,127,160} tercih edilmiş ve uygulanmıştır.

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalarda farklı modelleme programları tercih edilebilmektedir. Sonlu elemanlar analiz yazılım programları arasında teknik olarak farklılıklar olmakla birlikte diş hekimliğinde en sık; ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC 75, PATRAN, PROENGINEER, SOLIDWORKS, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA ve ZEBULON programları kullanılmaktadır^{18,90,107}. 2016 yılında yayınlanan Mozayek ve ark.¹⁰⁶ tarafından uzun

arklar üzerine yerleştirilmiş implant üstü sabit protezlerin stres dağılımlarının incelendiği çalışmada da, protetik yapıların ve implant çevresindeki kemik dokusunun tasarımları SOLID WORKS ® Premium 2011 programı ile gerçekleştirilmiştir. Bu nedenlerle çalışmamızda; ayrıntılı olarak modelleme olanağı sunması ve görsel üstünlüklere sahip olması nedenleriyle SOLID WORKS ® 2013 ve COMSOL Multiphysics 4.2 (UK) analiz programı kullanımı tercih edilmiştir^{18,90,106,107}.

Sonlu elemanlar analizleri; incelenecek olan tüm yapıların matematiksel modellerinin oluşturulması, sınır koşullarının belirlenmesi ve her materyalin elastikiyet modülüslerinin kayıt edilmesi esaslarına dayanır. Çalışma verilerinde belirli sınırlar ve kısıtlamalar olsa da, diğer stres analizi yöntemlerine (fotoelastik stres analizi ve strain gauge stres analizi) göre daha detaylı olarak her yapıda oluşan stres değerlerinin belirlenmiş olduğu bildirilmektedir^{2,18,19}. Buna rağmen; bu çalışmaların tamamen klinik esaslı çalışmaların yerini alması beklenmemesi gerektiği de belirtilmektedir^{19,104,127}.

Von Mises stres değeri bulguları; eksensel kuvvetler ile oluşan streslerin birleşimi olarak ifade edilmektedir. Çiğneme kuvvetlerinin de farklı eksenlerde oluşan kuvvetler oluşturması nedeniyle, sonlu elemanlar analizi çalışmalarında daha güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için Von Mises stres değeri bulguları ölçümleri tercih edilmektedir^{79,87,151}. Bu nedenlerle; çalışmamızda da Von Mises stres değerleri ölçüm bulguları değerlendirilmiştir.

5.1.3. Uygulanan kuvvetlerin tartışması

Araştırmacılar^{8,18,161} oblik kuvvetlerin vertikal ve horizontal kuvvetlere göre ağız içinde oluşan kuvvet yönlerini gerçeğe daha yakın olarak yansıttığını belirtmektedirler. İmplant üstü sabit protezlerde stres dağılımının sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelendiği çalışmada¹⁵⁰; posterior bölgede yer alan implant üstü protezlere vertikal ve oblik kuvvetler uygulanmıştır. Çalışma sonucunda oblik kuvvetlerin, vertikal kuvvetlere göre üyelerde daha fazla stres oluşturduğu saptanmıştır. İmplant üstü protezlerde oluşan stres değerlerinin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelendiği diğer çalışmada⁸ da; oblik kuvvet uygulamalarının, vertikal kuvvet uygulamalarına göre daha yüksek değerlerde stresler oluşturduğu bildirilmiştir. Modi ve ark.²³ 2015 yılında pier abutmanı olan ve 3, 5 ve 7 no.lu dişlerin üzerinde yer alan 5 üyeli sabit protezlerde nonrijit ataşman kullanımının, stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirdikleri çalışmalarında; vertikal ve oblik kuvvetleri 80 N ve 180 N arasında

değişen değerlerde uygulamışlardır. Araştırmacılar çalışmaları sonucunda; aynı büyüklükteki oblik kuvvetlerin, vertikal kuvvetlerden daha yüksek stres değerleri oluşturduğunu bildirmişlerdir²³. Bu nedenlerle çalışmamızda hem vertikal, hem de oblik kuvvetlerin uygulanması ve değerlendirilmesi tercih edilmiştir.

Ayrıca, sonlu elemanlar analizi çalışmalarında farklı değerlerde kuvvetlerin uygulandığı saptanmıştır. Bu konuda kesin bir görüş birliği bulunmamakla birlikte implant üstü protezlerde stres dağılımlarının incelendiği çalışmalarda; uygulanan kuvvetlerin 15 N ve 200 N aralığında değiştiği gözlemlenmiştir^{9,149,160,162,163}. Çalışmamızın bulgularını karşılaştırmak amacıyla, çalışmalarda^{9,23,160,162,163} sıklıkla uygulanan kuvvet miktarları değerlendirilerek; vertikal kuvvetler 100 N ve oblik kuvvetler 200 N olarak belirlenmiş ve uygulanmıştır.

Diğer yandan, çalışmamızda belirlenen vertikal (F_V) ve oblik (F_O) kuvvetlerin değerlerinin arasında $\frac{1}{2}$ oranı olması ($F_V/F_O=100/200=1/2$) sağlanmıştır. Birçok çalışmada^{39,164-166} uygulanmakta olan bu oran; Koolstra ve ark.'nın¹⁶⁷ ağız içinde çiğneme esnasında oluşan kuvvet değerlerini 3D sonlu elemanlar analizi ile inceledikleri çalışmalar sonucunda belirlenmiş ve bu değerlerin kullanımı önerilmiştir.

Literatürde 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesinde çizgisel veya kavisli olarak yerleştirilmiş implantların üzerinde yer alan oklüzal vidalı protez alt yapılarında oluşan stresler ile ilgili sınırlı sayıda çalışma^{1,8-10,12} bulunmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda implantlar 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine çizgisel veya kavisli olarak yerleştirilerek protez alt yapıları modellenmiştir. Okeson¹⁶⁸ mandibuladaki oklüzal temas noktalarını 3, 4, 5, 6, 7 no.lu dişlerin bukkal tüberkülleri olarak bildirmektedir. Bu nedenle; çalışmamızda protez alt yapılarına uygulanan kuvvetler, araştırmalarda^{9,39,160,162-167} da kullanılmakta olan 3, 5 ve 7 no.lu alt yapı üyelerinin bukkal tüberkül tepelerinden uygulanmıştır.

5.1.4. Kullanılan implant boyunun ve çapının tartışması

Vootla ve ark.¹²⁷ 2016 yılında oklüzal vidalı implant üstü protezlerde sonlu elemanlar analizi ile stres dağılımını inceledikleri çalışmalarında; 3.5 mm çapında ve 10 mm boyunda Nobel Biocare Replace internal bağlantılı kemik seviyesi implantları kullanmışlardır. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, klinik olarak daha sık kullanılmakta olan implant marka ve boyutları tercih edilmektedir^{13,93,127}. Çalışmamızda da sonlu elemanlar analizi yöntemi ile stres dağılımlarının incelenmesinde; posterior

mandibulada yerleşime uygun boyutlar olarak belirtilen^{9,13,106} 13 mm boyunda ve 4,3 mm çapında implantlar kullanılmıştır.

5.2. Bulguların Tartışması

5.2.1. Çizgisel veya kavisli yerleşim ile protez alt yapı üyelerindeki stres bulgularının tartışması

Hobo ve ark.³⁴ çizgisel yerleşime göre kavisli implant yerleşiminde, implantlarda daha az stres oluştuğunu bildirmişlerdir. Ancak literatürde çizgisel ve kavisli yerleştirilmiş implantlar üzerinde yer alan protez alt yapılarında oluşan streslerin karşılaştırılarak değerlendirildiği çalışmaya rastlanmamıştır. Mandibulanın anatomik yapısı nedeni ile implantların yerleştirilme şekli ve implant sayısı her zaman ideal koşullarda olamayabilir. İmplantların çizgisel veya kavisli yerleşimleri veya kullanılan protez alt yapı materyalinin seçimine bağlı olarak oluşan stres değerlerinde de farklılık oluşabilmektedir^{12,20,73}.

Bu tez çalışmasında; çizgisel ve kavisli yerleştirilmiş implantlar üzerine farklı alt yapı materyalleri ile oluşturulan protez alt yapılarına vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında; protez alt yapı üyelerinde, konnektörlerinde ve protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stresleri ve dağılımları literatürde ilk kez incelenmiş ve karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulanarak tüm materyal gruplarının protez alt yapılarında oluşan stresler incelendiğinde, kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarından daha yüksek değerlerde maksimum Von Mises stres değerleri oluştuğu saptanmıştır (Tablo 4-1 ve 4-3).

Çalışmamızda çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında tüm materyal gruplarının protez alt yapılarında oluşan stresler incelendiğinde, kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarından daha yüksek değerlerde maksimum Von Mises stres değerleri oluştuğu belirlenmiştir (Tablo 4-2 ve 4-4).

Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarında, kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarından daha yüksek stres değerleri oluşması nedeniyle; çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarında kuvvet kırıcı ataşmanların

kullanılarak oluşan streslerin incelendiği ve karşılaştırıldığı yeni çalışmaların yapılması gerektiği kanısındayız.

Çalışmamızda kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulanarak 3, 5 ve 7 no.lu üyelerde oluşan stresler incelendiğinde; çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına göre sadece 7 no.lu üyede oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin arttığı saptanmıştır (Tablo 4-3, Şekil 4-1,2,3,4).

Çalışmamızda kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulanarak 3, 5 ve 7 no.lu üyelerde oluşan stresler incelendiğinde; çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına göre; 3 ve 5 no.lu üyelerde oluşan maksimum Von Mises stresleri azalırken, sadece 7 no.lu üyede oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin arttığı saptanmıştır (Tablo 4-2 ve 4-4). Ancak literatürde 3, 5 ve 7 no.lu üyelerde oluşan stres değerlerinin incelendiği, üyelerde oluşan stres değerleri bulgularımızı karşılaştırabilecek ve destekleyecek bir çalışma yer almamaktadır. Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapısında 7 no.lu üyede stres artışı oluşmasını 7 no.lu dişin, diğer üyelerden daha geniş yüzey alanlı morfolojiye sahip olması ile ilgili olabileceği kanısındayız (Şekil 4-6,7,8,9). Bu bulguların doğrultusunda 3, 5 ve 7 nolu dişler bölgesine implantların yerleştirildiği protez alt yapı tasarımlarında; farklı oklüzal yüzey alanlarının değerlendirildiği, ayrıca 7 no.lu implant bölgesindeki implantın farklı çaplarda implantlar olarak uygulandığı çalışmaların yapılmasını önermekteyiz.

5.2.2. Protez alt yapı materyali tartışması

Abreu ve Spazzin¹⁰ 2010 yılında yayınlanan çalışmalarında implant üstü protezlerde farklı elastik modülüslerine sahip protez alt yapı materyallerinin kullanımının; implantlarda, protez alt yapılarında ve protez vidalarında oluşan stresleri etkilediğini, materyal farklılığından en az etkilenen yapının ise implant çevresindeki kemik dokusu olduğunu bildirmişlerdir. Williams ve ark.¹⁶⁹ da, Abreu ve Spazzin'in¹⁰ bu bulgularını desteklediklerini belirtmektedirler. İmplant üstü protezlerde alt yapı materyali olarak Cr-Co alaşımlarının kullanımının, elastik modülüslerinin yüksek olmasından¹⁶ dolayı implant ve kemik çevresindeki stresleri azalttığını ve bu nedenle implant üstü protezlerde Cr-Co alaşımlarının protez alt yapı materyali olarak sıklıkla tercih edildiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamız bulgularında; elastik modülüsü daha yüksek olan zirkonya protez alt yapılarında, elastik modülüsü daha düşük olan krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımından oluşturulmuş protez alt yapılarından daha yüksek maksimum Von Mises stres değerleri olduğu belirlenmiştir (Tablo 4-1 ve 4-2). Benzing¹⁷⁰ ve Lambodaran¹⁷¹ da çalışmalarında; elastik modülüsü yüksek olan materyallerin, protez alt yapısında daha yüksek stres birikimine neden olduğunu bildirmişlerdir. Literatürde^{13,159} de elastik modülüsü yüksek olan materyallerin deformasyona karşı dirençlerinin de yüksek olması ve yüksek stres değerleri taşıyabilmesi ile diğer protetik yapılara (özellikle protez vidası gibi) iletilen streslerin azalabileceği ifade edilmektedir. Bu nedenle 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine yerleştirilen implantlarda, yerleşimin anatomik nedenlerle çizgisel yerleşimde veya çizgisel yerleşime yakın olduğu olgularda, diş hekiminin elastik modülüsü yüksek olan zirkonya alt yapılarda daha çok stres oluşacağını göz ardı etmemesi gerektiğini ifade edebiliriz.

İmplantların çizgisel veya kavisli yerleştirildiği implant destekli krom-kobalt alaşımı veya zirkonya protez alt yapılarına oblik kuvvetlerin uygulanması ile oluşan streslerin protez alt yapılarının porselen ile bağlantısını olumsuz etkilediği bildirilmektedir^{20,172-174}. Çalışmamızda krom-kobalt, palladyum-gümüş ve titanyum alaşımlarına göre zirkonya protez alt yapılarında daha yüksek değerde saptanan Von Mises stres değeri bulguları nedenleriyle; bu streslerin protez alt yapısı ve porselen arasındaki bağlanmayı da olumsuz etkileyerek porselende kopma, kırılma gibi komplikasyonlar oluşabileceği kanısındayız. Bu nedenlerle farklı protez alt yapı materyallerinin porselen yapıya bağlanma dayanımları ile ilgili yeni çalışmaların yapılmasını önermekteyiz.

Çalışmamızda; kuvvetler direkt olarak protez alt yapı üyelerine uygulanmış, ancak protez alt yapı üzerine porselen işlenmesinin protetik yapılardaki stres değerlerine ve dağılımlarına etkisi incelenmemiştir. 1981 yılında yayınlanan çalışmada¹⁷⁵ döküm yöntemi ile oluşturulan protez alt yapılarının üzerine porselen işlenmesi öncesinde; yüzey ajanlarının uygulanması, hava kabarcıklarının elimine edilmesi aşamasında ısıtılması ve glazür işlemleri nedenleri ile alt yapıların boyutsal stabilitelerinin bozulabileceği bildirilmektedir. Gemalmaz ve ark.¹⁷⁶ 1998 yılında yayınladıkları çalışmalarında porselenin fırınlanması esnasında protez alt yapısında distorsiyonlar oluşabileceğini belirtmektedirler. Diğer yandan porselen işlenmesi ve pişirilmesinin protez alt yapısında distorsiyonlara neden olmadığını bildiren çalışmalar¹⁷⁷⁻¹⁷⁹ da

literatürde yer almaktadır. Pasif uyumun değerlendirildiği çalışmalarda¹⁸⁰⁻¹⁸², döküm protez alt yapıların, döküm işlemleri sonrası veya lehimleme sonrası uyumları ile porselen fırınlanması işlemi yapıldıktan sonraki uyumları arasında farklılık oluşmadığı bildirilmektedir. Katsoulis ve ark.⁵⁵ 2015 yılında 6 implant üstü 10 üyeli CAD/CAM tekniği ile üretilmiş oklüzal vidalı sabit protezlerin titanyum alaşımından alt yapılarının; porselen işlenmesi öncesinde ve sonrasında pasif uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında; porselen işlenmesinin CAD/CAM ile üretilen protez alt yapılarının uyumlarını değiştirmediklerini bildirmektedirler.

Çalışmamızda oluşturulan protez alt yapıları CAD/CAM tasarımıdır, ancak porselen işlenmesinin protez alt yapılarında oluşan stres değerlerine etkisi incelenmemiştir. Bu nedenle özellikle CAD/CAM tasarımı ile oluşturulmuş implant üstü protez alt yapılarında porselen işlenmesinin oluşan stres değerlerine ve pasif uyumlarına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelendiği yeni çalışmalar yapılmasını önermekteyiz.

Diğer yandan 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine yerleştirilen implantlarda; yerleşim anatomik nedenlerle çizgisel yerleşimde veya çizgisel yerleşime yakın ise; protez alt yapı materyalinin seçiminde diş hekiminin ve teknisyeninin zirkonya alt yapılarda krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımından oluşturulan protez alt yapılarından daha çok stres oluşacağını göz ardı etmemesi gerektiğini ifade edebiliriz. Özellikle çizgisel yerleşimlerde zirkonya protez alt yapı materyalinin kullanımı ile alt yapılarda oluşan yüksek stres değerlerinin protetik komplikasyonlarla karşılaşma riskini arttırabileceği, ancak bu durumun diğer pasif uyum değerlendirme yöntemleri olan strain gauge analizi veya fotoelastik analiz ile de incelenmesi gerektiğini ifade edebiliriz. Çalışmamızda zirkonya protez alt yapılarında belirlenen en yüksek stres değeri bulgularının ardından, krom-kobalt alaşımı protez alt yapılarında da yüksek değerlerde stresler oluştuğu belirlenmiştir.

Çalışmalarda konvansiyonel yöntemler ile üretilmiş alt yapılara göre CAD/CAM ile üretilen protez alt yapılarının pasif uyumlarının daha başarılı olarak sağlandığı bildirilmektedir^{39,53,67,123}. Al-Meraiki H. ve ark.¹²¹ 2018 yılında CAD/CAM ile üretilmiş oklüzal vidalı titanyum alaşımı ve zirkonya protez alt yapılarının pasif uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında; hem titanyum alaşımı, hem de zirkonya protez alt yapılarının pasif uyumlarının klinik uygulamalar için yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle özellikle implantların çizgisel veya çizgisele yakın yerleştirildiği; 3, 5 ve 7

no.lu dişler bölgesindeki implantlar üzerinde yer alacak 5 üyeli implant üstü protezlerde krom-kobalt alaşımı alt yapılarda konvansiyonel döküm yöntemi yerine daha başarılı pasif uyum oluşturabilme özellikleri^{55,124} nedeniyle CAD/CAM ile üretilen protez alt yapıların tercih edilmesini önerebiliriz. Çalışmamızın farklı protez alt yapı materyallerinin stres değerleri bulgularına dayanarak; 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesinde bulunan implantlar üzerinde yer alan oklüzal vidalı protezlerde alt yapı materyali seçiminde; implantların yerleşimi ve protez alt yapı üye sayısının değerlendirilmesi ile pasif uyumun yeterli olmamasına bağlı olarak oluşabilecek komplikasyonların azalabileceğini ifade edebiliriz.

5.2.3. Konnektör bulguları tartışması

Çalışmamızda çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında, konnektörlerdeki toplam maksimum Von Mises stres değerlerinin, kavisli yerleştirilmiş implantların konnektörlerinde oluşan toplam maksimum Von Mises stres değerlerinden daha yüksek değerlerde olduğu belirlenmiştir (Tablo 4-5 ve 4-7). Literatürde, implantların yerleşim şekilleri ile protez alt yapılarının konnektörlerinde oluşan streslerin incelendiği ve çalışma bulgularını karşılaştırabileceğimiz bir başka çalışmaya rastlanmamıştır.

Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında en yüksek maksimum Von Mises stres değerlerinin zirkonya protez alt yapının (Z1) konnektörlerinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Tablo 4-5).

Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında, vertikal kuvvet uygulamalarına göre konnektörlerde daha yüksek değerlerde maksimum Von Mises stresleri olduğu belirlenmiştir (Tablo 4-6).

Kavisli yerleştirilmiş implantlarda ise protez alt yapılarına hem vertikal, hem de oblik kuvvetler uygulandığında maksimum Von Mises streslerinin; elastik modülüsü krom-kobalt alaşımı, titanyum alaşımı ve palladyum gümüş alaşımından daha yüksek olan zirkonya alt yapının (Z2) konnektörlerinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Tablo 4-7 ve 4-8).

Çalışmamızda çizgisel yerleştirilmiş implantlarda zirkonya, krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımı protez alt yapı materyalleri ile oluşturulan alt yapılara vertikal kuvvetler uygulandığında en yüksek maksimum Von Mises stres değerlerinin 6.-7. (852,90 MPa) ve 5.-6. (851,24 MPa) konnektörlerde

oluştugu saptanmıştır (Tablo 4-5). Hem çizgisel, hem de kavisli yerleştirilmiş implantlarda zirkonya protez alt yapının konnektörlerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin; krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımı alt yapılarında oluşan stres değerlerinden yüksek olması nedeniyle; 3, 5 ve 7 no.lu implantların yer aldığı implant üstü oklüzal vidalı protezlerin alt yapılarının üretiminde krom-kobalt alaşımı veya titanyum alaşımı protez alt yapı materyallerinin kullanılmasının tercih edilmesi ile kabul edilebilir sınırlar içinde pasif uyuma sahip alt yapıların üretilebileceği kanısındayız. Konu ile ilgili yeni çalışmaların yapılmasını önermekteyiz.

Çalışmamızda hem çizgisel, hem de kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarında karşılaştırma yapabilmek amacıyla standart konnektör yüzey alanları (9 mm²) oluşturulmuştur. Bu nedenle; implantların 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine çizgisel olarak yerleştirildiği implant üstü oklüzal vidalı sabit protezlerin zirkonya protez alt yapılarında konnektör yüzey alanları genişletilerek veya farklı yüzey alanları modellenerek, farklı protez alt yapı materyalleri ile protetik yapılarda oluşan stres değerleri ve dağılımlarının yeni çalışmalarla incelenmesini önermekteyiz.

5.2.4. Protez vidası bulguları tartışması

Çizgisel yerleştirilmiş implantlarda hem vertikal, hem de oblik kuvvet uygulandığında; zirkonya, krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımı tüm materyaller arasında (Z1, C1, P1, T1) protez vidasında oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin, kavisli yerleştirilmiş implantların (Z2, C2, P2, T2) protez vidasında oluşan maksimum Von Mises streslerinden yüksek değerlerde olduğu belirlenmiştir (Tablo 4-9,10,11,12). Ancak literatürde çizgisel ve kavisli implant yerleşimleri üzerinde yer alan farklı protez alt yapı materyalleri ile oluşturulmuş alt yapıların protez vidalarında oluşan stres değerlerinin incelendiği çalışmamıza benzer bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızda farklı materyaller ile oluşturulan protez alt yapılarının protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri incelendiğinde; hem çizgisel hem de kavisli implant yerleşimlerinde vertikal ve oblik kuvvetler uygulanması ile protez vidalarında oluşan en yüksek maksimum Von Mises stres değerlerinin palladyum-gümüş alaşımının (P1 ve P2) protez alt yapılarının vidalarında özellikle 5 no.lu vidalarda (613,65 MPa ve 434,00 MPa) olduğu saptanmıştır (Tablo 4-

9,10,11,12). Ayrıca; çizgisel yerleştirilmiş implantların palladyum-gümüş alaşımından oluşturulan protez alt yapısına oblik kuvvetlerin uygulanması ile protez vidasında oluşan maksimum Von Mises stres değerinin, titanyum protez vidasının elastik deformasyon sınırının (550 MPa) üzerinde bir değerde olduğu belirlenmiştir (Tablo 4-10). Bu nedenle 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesinde, hem çizgisel, hem de kavisli yerleştirilmiş implantların oklüzal vidalı implant üstü protez alt yapılarında palladyum-gümüş alaşımı yerine krom-kobalt veya titanyum alaşımlarının kullanılması önerilebilir.

Oblik kuvvet uygulamalarında; en yüksek maksimum Von Mises stres değerleri hem çizgisel, hem de kavisli yerleştirilmiş implantların palladyum-gümüş alaşımı protez alt yapılarının (P1, P2) protez vidalarında (613,65 MPa ve 434,00 MPa), ardından titanyum alaşımı (T1,T2) alt yapılarının protez vidalarında (503,16 MPa ve 359,09 MPa) saptanmıştır (Tablo 4-10 ve 12). Krom-kobalt alaşımı ve zirkonya protez alt yapıların protez vidasında, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alt yapıların protez vidalarından daha düşük değerlerde stres olduğu belirlenmiştir (Tablo 4-9,10,11,12). Çalışmamızda elastik modülüsü zirkonya ve krom-kobalt alaşımlarına göre daha düşük olan palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımı alt yapılarının protez vidalarına ait stres değerleri bulguları, literatürdeki çalışma^{13,20,126} bulguları ile paralellik oluşturmaktadır. Bacchi ve ark.¹³ 2013 yılında yayınladıkları çalışmalarında elastik modülüsü yüksek materyalden oluşan protez alt yapılarının protez vidasında daha az stres oluşturduğunu bildirmişlerdir. Sertgöz¹²⁶ çalışmasında mandibulaya uygulanan implant üstü protezlerde, 4 farklı protez alt yapı materyalinin (Au alaşımı, Ag-Pd alaşımı, Cr-Co alaşımı, Ti alaşımı) implant üstü protezlerde stres dağılımlarına etkisini incelemiştir. Araştırmacı¹²⁶ elastik modülüsü daha düşük olan materyallerin (Au alaşımı, Ag-Pd alaşımı) periimplanter kemikte oluşan streslerde anlamlı bir değişikliğe neden olmadığını bildirmiştir. Araştırmacı¹²⁶ ayrıca, Au ve Ag-Pd alaşımı gibi elastik modülüsü, krom-kobalt ve titanyum alaşımlarına göre daha düşük olan materyallerin kullanıldığı protez alt yapılarında streslerin protez vidasında yoğunlaşmasından dolayı, elastik modülüsü yüksek olan materyallerin kullanıldığı protez alt yapılarına göre protetik komplikasyon olasılığının daha fazla olduğunu bildirmektedir. Literatürde pek çok çalışmada^{13,20,126,170,171} krom-kobalt alaşımı ve zirkonya gibi elastik modülüsü yüksek materyallerin, elastik modülüsü daha düşük olan materyallere göre protez alt yapılarında daha fazla, protezlerin vidasında ise daha az stres oluşturduğu belirtilmektedir.

Çalışmamızda hem çizgisel, hem de kavisli yerleştirilmiş implantlarda; zirkonya, krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımı protez alt yapı materyallerinin protez vidalarında; oblik kuvvetlerin, vertikal kuvvetlerden daha fazla maksimum Von Mises stres değeri oluşturduğu belirlenmiştir (Tablo 4-9,10,11,12). Protez vidalarında yüksek Von Mises stres değerleri oluşmasının; klinikte vida gevşemesi veya vida kırığı gibi komplikasyonlara neden olabileceği literatürde yer alan çalışmalarda^{158,183,184} bildirilmektedir. Bu nedenle palladyum gümüş alaşımından oluşturulan protez alt yapılarının protez vidasında; elastik modülüsü daha yüksek olan zirkonya, krom-kobalt alaşımı ve titanyum alaşımı alt yapılarının protez vidasından daha yüksek değerlerde maksimum Von Mises stresleri olduğu bulgumuza dayanarak; palladyum-gümüş alaşımı yerine krom-kobalt alaşımı veya titanyum alaşımı tercihi ile protez vidalarında oluşabilecek streslerin azaltılabileceği kanısındayız.

Hem çizgisel, hem de kavisli yerleştirilmiş implantlarda; vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında 3, 5 ve 7 no.lu implantlar üzerinde yer alan 5 üyeli protez alt yapılarında en yüksek maksimum Von Mises stres değerleri pier abutment olan 5 no.lu üyenin protez vidasında saptanmıştır (Tablo 4-9,10,11,12). Vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında; 5 no.lu üyenin protez vidasında, 3 ve 7 no.lu üyelerin vidalarından daha yüksek stres değeri saptanmasının, 5 no.lu implantın pier abutment olmasından kaynaklandığı kanısındayız. Pier abutment olan 5 no.lu üyenin protez vidasında, 3 ve 7 no.lu üyelerin protez vidalarından daha yüksek maksimum Von Mises stres değerleri oluşması nedeniyle, klinikte özellikle pier abutment olan üyede protez vidası gevşemesi veya vida kaybı gibi komplikasyonların oluşabileceği göz ardı edilmemelidir.

3, 5 ve 7 nolu dişler bölgesine implantların yerleştirildiği oklüzal vidalı implant üstü protezlerde pier abutment varlığı ve protez vidalarında oluşan stresler nedeniyle protez alt yapı tasarımında pier abutmentin oklüzal yüzeyinin farklı genişliklerde oluşturulması ile protez vidalarında oluşacak streslerin incelendiği yeni çalışmaların yapılmasını önermekteyiz.

5.2.5. Pier Abutment Tartışması

4 ve 6 no.lu dişlerin eksikliğinde; protetik tedaviler 3, 5 ve 7 no.lu dişlerden destek alınarak, daha fazla sayıdaki diş eksikliklerinde ise 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine implantlar yerleştirilerek gerçekleştirilebilmektedir¹⁶. Literatürde 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine yerleştirilen implantlarda ortadaki dayanağın ‘Pier abutment’

olacağı ve fulkrum hareketi oluşturarak protetik restorasyonda desimantasyona veya komplikasyona neden olabileceği bildirilmekte, ancak bu konuda henüz kesin bir görüş birliği sağlanamadığı da belirtilmektedir^{16,22-24}. Literatürde, pier abutmentı bulunan oklüzal vidalı implant üstü protezlerde oluşan stres değerlerinin incelendiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle; hem implant, hem de diş destekli protezlerde pier abutment varlığı ile ilgili daha fazla çalışma gerektiği bildirilmektedir²². Savion ve ark.²² literatür derlemelerinde; pier abutment varlığında simante protezler yerine oklüzal vidalı protezler tercih edilmesi ile protezde ve dayanaklarında daha az komplikasyon oluşabileceğini belirtmişlerdir. Ancak araştırmacılar²² bu durumun in vivo ve in vitro çalışmaların birlikte yürütülerek değerlendirilmesi gerekliliğini de bildirmektedirler. Literatürde pier abutment varlığı ile oluşan streslerin farklı yöntemlerle incelendiği sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır^{23,49,184-187,188}. Bunlardan 3 çalışmada¹⁸⁵⁻¹⁸⁷ fotoelastik stres analiz yöntemi, diğerlerinde ise^{23,49,188} sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulanan çalışmalardır. Bu çalışmalar içinde yer alan Ziada ve ark.'nın¹⁸⁷ çalışmasında anterior bölgede pier abutment oluşumu değerlendirilmiştir. Araştırmacılar¹⁸⁷ anterior mandibulada, 31, 32 ve 43 no.lu doğal dişler üzerinde oluşturulan 5 üyeli simante sabit protez modellemesi gerçekleştirerek oluşan stresleri fotoelastik stres analiz yöntemi ile incelemişlerdir. Araştırmacılar çalışmaları sonucunda; streslerin 31 no.lu pier abutment olan üyenin simanında yoğunlaşmış olduğunu belirtmişlerdir.

5 üyeli ve pier abutmentı bulunan posterior bölge protezlerinde oluşan komplikasyonların; pier abutmentın fulkrum eksenini oluşturması nedeniyle veya 6 no.lu üyenin baskı kuvvetlerine, 3 no.lu üyenin ise çekme kuvvetlerine maruz kalmasından kaynaklanabileceği bildirilmektedir¹⁶. Bu olgularda çekme-basma dayanımlarını aşan kuvvetlerle, protezlerin alt yapılarında oluşabilecek kole açıklıkları nedeniyle sekonder çürük riski de oluşabileceği bildirilmektedir^{16,22}.

Çalışmamızda 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine hem çizgisel, hem de kavisli olarak yerleştirilmiş implantların oklüzal vidalı 5 üyeli protez alt yapılarında oluşan streslerin, pier abutment olan 5 no.lu üyede yoğunlaştığı saptanmıştır (Tablo 4-1,2,3,4). Çalışmamızda; pier abutmentta, diğer üyelerden daha yüksek değerlerde oluşan maksimum Von Mises streslerinin vida gevşemesine veya porselen ile protez alt yapı

bağlantısının bozulmasına veya implant kayıplarına neden olup olmayacağının yeni çalışmalarla değerlendirilmesini önermekteyiz.

Literatürde, pier abutmentı bulunan 5 üyeli implant üstü protezlerde rijit olmayan ataşmanlardan faydalanılarak streslerin azaltılabileceği ve streslerin tüm üyelere homojen olarak dağılımının sağlanabileceği bildirilmektedir^{185,186}. Ancak literatürde pier abutmentı bulunan implant üstü oklüzal vidalı protezlerde stres dağılımlarının incelendiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmalarda^{22,24,186} rijit olmayan ataşmana sahip uzun protez alt yapıların üyelerinde ve konnektörlerinde oluşan streslerde azalma olduğu bildirilmektedir. Misch¹⁶ pier abutmentlarda stres oluşumunu azaltmak için 5 üyeli sabit protez alt yapılarında rijit olmayan ataşmanların kullanımını; gövde tasarımında ise ataşmanların erkek parçasının pier abutmentın mezialinde, dişi parçasının ise pier abutmentın distalinde yer almasını önermektedir. Literatürde 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine yerleştirilen implant üstü protezlerde, protez alt yapılarında rijit olmayan ataşmanların kullanımı ile ilgili araştırma bulgusu verileri bulunmadığından; hem çizgisel hem de kavisli yerleştirilmiş implantlar üzerine hazırlanan protez alt yapılarında rijit olan ve olmayan ataşmanların kullanımının sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildiği çalışmalar yapılmasının gerekli olduğu kanısındayız.

Sonuç olarak;

“İmplant üstü protezlerde farklı materyal ve tekniklerle hazırlanmış protez alt yapılarının pasif uyumlarının sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi” başlıklı bu tez çalışmasında; mandibulada implantlar 3, 5 ve 7 no. lu dişler bölgesine çizgisel veya kavisli olarak yerleştirilerek CAD/CAM tasarımı olan 5 üyeli zirkonya, krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımı protez alt yapılarına vertikal ve oblik kuvvetler uygulanmış; protez alt yapılarında, konnektörlerinde ve protez vidalarında oluşan maksimum Von Mises stresleri incelenmiştir. Çalışmamızda;

- Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında; materyal farklılığına bağlı olarak oluşan stresler incelendiğinde, kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarından daha yüksek değerlerde maksimum Von Mises stres değerleri olduğu saptanmıştır.

- Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında; materyal farklılığına bağlı olarak oluşan stresler incelendiğinde, kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarından daha yüksek değerlerde maksimum Von Mises stres değerleri olduğu belirlenmiştir.
- Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarında, kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarından daha yüksek stres değerleri oluşması nedeniyle; çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarında kuvvet kırıcı ataşmanların kullanılarak oluşan streslerin incelendiği yeni çalışmaların yapılmasını önermekteyiz.
- Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulanarak 3, 5 ve 7 no.lu üyelerde oluşan stresler incelendiğinde; çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarındaki stres değerlerine göre sadece 7 no.lu üyede oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin arttığı belirlenmiştir.
- Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulanarak 3, 5 ve 7 no.lu üyelerde oluşan stresler incelendiğinde; çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarındaki stres değerlerine göre sadece 7 no.lu üyede oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin arttığı belirlenmiştir.
- 3, 5 ve 7 nolu dişler bölgesindeki implantlar üzerinde yer alan protez alt yapılarında; 7 no. lu diş bölgesinde farklı çaplarda implantların uygulandığı ve farklı oklüzal yüzey alanlarının değerlendirildiği çalışmaların yapılmasını önermekteyiz.
- Çizgisel veya kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarında hem vertikal, hem de oblik kuvvetler uygulandığında elastik modülüsü yüksek olan

zirkonyadan oluşturulmuş protez alt yapılarında; elastik modülüsü daha düşük olan krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımından oluşturulmuş protez alt yapılarından daha yüksek maksimum Von Mises stres değerleri olduğu belirlenmiştir.

- Elastik modülüsü yüksek olan zirkonyanın, özellikle çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarında kullanımı ile protez alt yapı üyelerinde oluşan yüksek stres değerlerinin protetik komplikasyonlar oluşma riskini arttırabileceği kanısındayız.
- 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine yerleştirilen implantlarda; yerleşimin anatomik nedenlerle çizgisel yerleşimde veya çizgisel yerleşime yakın olduğu olgularda diş hekiminin zirkonya alt yapılarında, diğer alt yapı materyallerine göre (krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı, titanyum alaşımı) daha çok stres oluşacağını göz ardı etmemesi gerektiğini ifade edebiliriz.
- 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine yerleştirilen implantlarda zirkonyadan oluşturulmuş oklüzal vidalı protez alt yapılarında krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımı protez alt yapılarından daha yüksek olarak saptanan Von Mises stres değerleri nedeniyle protez alt yapısı ve porselen arasındaki bağlanmayı olumsuz etkileyerek porselende kopma, kırılma gibi komplikasyonlar oluşabileceği kanısındayız. Bu nedenle farklı protez alt yapı materyallerinin porselen yapıya bağlanma dayanımları ile ilgili çalışmaların yapılmasını önermekteyiz.
- 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde yer alacak 5 üyeli implant üstü protezlerde özellikle implantların çizgisel veya çizgisele yakın yerleştirildiği olgularda elastik modülüsü yüksek olan krom-kobalt alaşımı alt yapılarında konvansiyonel döküm yöntemi yerine daha başarılı pasif uyum oluşturabilme özellikleri nedeniyle protez alt yapılarının CAD/CAM ile üretilmesinin tercih edilmesini önermekteyiz.

- 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine implantların çizgisel olarak yerleştirildiği implant üstü oklüzal vidalı protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında konnektörlerde oluşan streslerin, kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarının konnektörlerinde oluşan toplam maksimum Von Mises stres değerlerinden daha yüksek değerlerde olduğu belirlenmiştir.
- 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesine implantların çizgisel olarak yerleştirildiği implant üstü oklüzal vidalı zirkonya protez alt yapılarında oluşan yüksek stres değeri bulguları nedeniyle konnektör yüzey alanları genişletilerek veya farklı yüzey alanları modellenerek, farklı protez alt yapı materyalleri ile protetik yapılarda oluşan stres değerlerinin yeni çalışmalarla incelenmesini önermekteyiz.
- Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında protez vidalarında oluşan en yüksek maksimum Von Mises stres değeri palladyum-gümüş alaşımı alt yapının protez vidasında belirlenmiştir.
- Çizgisel yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında protez vidalarında oluşan en yüksek maksimum Von Mises stres değeri palladyum-gümüş alaşımı alt yapının protez vidasında belirlenmiştir.
- Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına vertikal kuvvetler uygulandığında protez vidalarında oluşan en yüksek maksimum Von Mises stres değeri palladyum-gümüş alaşımı alt yapının protez vidasında belirlenmiştir.
- Kavisli yerleştirilmiş implantların protez alt yapılarına oblik kuvvetler uygulandığında protez vidalarında oluşan en yüksek maksimum Von Mises stres değeri palladyum-gümüş alaşımı alt yapının protez vidasında belirlenmiştir.

- Hem çizgisel, hem de kavisli implant yerleşimlerinde; zirkonya, krom-kobalt alaşımı, palladyum-gümüş alaşımı ve titanyum alaşımı ile oluşturulan protez alt yapılarına vertikal ve oblik kuvvetler uygulanması ile protez vidalarında oluşan en yüksek maksimum Von Mises stres değerlerinin palladyum-gümüş alaşımının protez alt yapılarının vidalarında olduğu saptanmıştır.
- Çizgisel yerleştirilmiş implantların palladyum-gümüş alaşımından oluşturulan protez alt yapısına oblik kuvvetlerin uygulanması ile protez vidasında oluşan maksimum Von Mises stres değerinin (613,65 MPa), titanyum protez vidasının elastik deformasyon sınırının (550 MPa) üzerinde bir değerde olduğu belirlenmiştir. Bu nedenle 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesinde çizgisel yerleştirilmiş implantların oklüzal vidalı implant üstü protez alt yapılarında palladyum-gümüş alaşımı yerine krom-kobalt veya titanyum alaşımlarının kullanılmasını önermekteyiz.
- Hem çizgisel, hem de kavisli yerleştirilmiş implantlarda; vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesinde bulunan implantlar üzerinde yer alan protez alt yapılarında en yüksek maksimum Von Mises stres değerleri pier abutment olan 5 no.lu üyenin protez vidasında saptanmıştır.
- Pier abutmentin protez vidasında, 3 ve 7 no.lu üyelerin protez vidalarından daha yüksek maksimum Von Mises stres değerleri oluşması nedeniyle, özellikle pier abutment olan üyede protez vida gevşemesi veya vida kaybı gibi komplikasyonların oluşabileceği göz ardı edilmemelidir.
- Pier abutmentı bulunan implant üstü protez alt yapılarında; üyelerde, konnektörlerde ve protez vidasında oluşacak stresleri azaltmak için; aynı çalışmada pier abutment olan üyenin farklı oklüzal yüzey alanları oluşturularak incelendiği çalışmalar yapılmasını önermekteyiz.

- Literatürde pier abutmentı bulunan 5 üyeli protezlerde en sık görülen komplikasyonlarından birinin protezlerin desimantasyonu olması nedeniyle; 5 no.lu implantın pier abutment olduğu 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesindeki implantların üzerinde yer alan restorasyonlarda simante yerine, oklüzal vidalı protezlerin tercihi ile ortaya çıkabilecek komplikasyonların azaltılabileceği kanısındayız. Ancak simante ve oklüzalden vidalı protez alt yapılarında oluşan streslerin karşılaştırmalı olarak incelendiği yeni çalışmaların yapılmasını önermekteyiz.
- 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesinde bulunan implantlar üzerinde yer alan oklüzal vidalı protezlerde alt yapı materyali seçiminde implantların yerleşimi ve üye sayısının değerlendirilmesi ile oluşacak streslerin azaltılabileceği ve protezlerde pasif uyumsuzluğa bağlı olarak oluşacak komplikasyonların daha aza indirgenebileceği kanısındayız.
- 3, 5 ve 7 no.lu dişler bölgesindeki implantlar üzerinde yer alan oklüzal vidalı zirkonya protezlerin alt yapılarının üyelerinde ve palladyum-gümüş alaşımının protez vidasında yüksek stres değerleri saptanması nedenleriyle; CAD/CAM tasarımı olan krom-kobalt alaşımı veya titanyum alaşımı protez alt yapılarının tercih edilmesini önermekteyiz.

Kaynaklar

1. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N SM. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2011;24(3):207-220.
2. Abduo J, Judge R. Implications of Implant Framework Misfit: A Systematic Review of Biomechanical Sequelae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(3):608-621.
3. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49:843-848.
4. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6:270-276.
5. Mendes Sde N, Edwards Rezende CE, Moretti Neto RT, Capello Sousa EA HRJ. Effect of framework soldering on the deformation of implant abutments after framework seating: A study with strain gauges. *Implant Dent*. 2013;22(2):193-198.
6. Herbst D, Nel JC, Driessen CH et al. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported frameworks. *J Prosthet Dent*. 2000;83:555-561.
7. Zarb GA SA. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent*. 1990;64:53-61.
8. Watanabe F, Uno I, Hata Y et al. A of stress distribution in a screw retained implant prosthesis. Analysis of stress distribution in a screw retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2000;15:209-218.
9. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont*. 2002;11(1):30-40.
10. Abreu RT, Spazzin AO, Noritomi PY, Consani RLX, Mesquita MF. Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three-dimensional

- stress distribution. *J Prosthodont.* 2010;19(6):425-431.
11. Spazzin AO, Abreu RT, Noritomi PY, Consani RLX, Mesquita MF. Evaluation of Stress Distribution in Overdenture-Retaining Bar with Different Levels of Vertical Misfit. *J Prosthodont.* 2011;20(4):280-285.
 12. Spazzin AO, Dos Santos MB, Sobrinho LC, Consani RL MM. 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;20:517-522.
 13. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, Dos Santos MBF. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(5):1243-1249.
 14. Carr AB SR. Full-arch implant framework casting accuracy: preliminary in vitro observation for in vivo testing. *J Prosthodont.* 1993;2(1):2-8.
 15. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K SM. Assessing the fit of implant fixed prostheses: A critical review. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2010;25:506-515.
 16. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. 1th ed. (St. Louis:, ed.). Inc: Mosby; 2005.
 17. Cicciu M, Bramanti E, Matacena G, Guglielmino E RG. FEM evaluation of cemented-retained versus screw-retained dental implant single-tooth crown prosthesis. *Int J Clin Exp Med.* 2014;7(4):817-825.
 18. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-598.
 19. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006;9(4):257-270.
 20. Assunção WG, Gomes ÉA, Barão VAR, Delben JA, Tabata LF, De Sousa EAC. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: A finite element analysis. In: *Journal of Craniofacial Surgery*. Vol 21. ; 2010:689-695.
 21. Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2003;30(1):41-45.

22. Savion I, Saucier CL, Rues S, Sadan A, Blatz M. The pier abutment: a review of the literature and a suggested mathematical model. *Quintessence Int.* 2006;37(5):345-352.
23. Modi R, Kohli S, Rajeshwari K BS. A three-dimension finite element analysis to evaluate the stress distribution in tooth supported 5-unit intermediate abutment prosthesis with rigid and nonrigid connector. *Eur J Dent.* 2015;9(2):255-26.
24. Shillingburg HT, Fisher DW. Nonrigid connectors for fixed partial dentures. *J Am Dent Assoc.* 1973;87(6):1195-1199.
25. Tylman SD. *Theory and Practice of Crown and Fixed Partial Prosthodontics.* 6th ed. (St. Louis, ed.). CV. Mosby Company; 1970.
26. Çalikkocaoğlu S. *Çalikkocaoğlu S. Bölümlü Protezler.* İstanbul: İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi; 1995.
27. The Academy of Prosthodontics. The Glossary of Proshodontic Terms. *J Prosthet Dent.* 2005;94(1):10-92.
28. Özgür L. Abutment-İmplant Birleşimi Farklı Olan Dental İmplantlardaki Stres Dağılımın DeneySEL ve Klinik Olarak Değerlendirilmesi.Ege Üniversitesi Doktora Tezi, İzmir. 2012.
29. Dalkız M. *Pratik Diş Hekimliği İmplantolojisi.* istanbul: Vestiyer Yayın Grubu; 2009.
30. Arınç H. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Alt Yapıda Kullanılan Farklı Materyaller ve Konnektör Tasarımlarının Stres Dağılımına Etkisinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Değerlendirilmesi,Doktora Tezi. 2015.
31. Schroder A. “ *A Brief History of Implantology*”. In; *Schroeder A., Sutter F., Buser D., Krekeler G. Oral Implantology Georg Thieme Verlag Stuttgart New York.* (2.eds).; 1996.
32. Weinberg LA. Biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1993;8(1):19-31.
33. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50:399-410.
34. Hobo S. *Osseointegration Occlusal Rehabilitation.* TOKYO: Quintessence Publishing Company; 1991.
35. AL-Meraikhi H, Yilmaz B, McGlumphy E, Brantley WA, Johnston WM. Distortion of CAD-CAM-fabricated implant-fixed titanium and zirconia

- complete dental prosthesis frameworks. *J Prosthet Dent*. 2018.
36. Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 2003.
 37. Jemt T LU. Measurements of bone and framework deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implant Res*. 1998;9:272-280.
 38. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent*. 1992;1(4):289-294.
 39. Iplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent*. 2002;30(1):41-46.
 40. Tunalı B. *Multidisipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji*. 2. Baskı. İstanbul: Nobel Tıp; 2000.
 41. Lekholm U, Zarb GA. *Patient Selection and Preparation. Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. (in: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T editors., ed.). Chicago: Quintessence Publishing Company; 1985.
 42. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA EG. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 2005;93(3):227-234.
 43. Spiekermann H, Donalt K HT. *Color Atlas of Dental Medicine Implantology*. (Rateitschak KH., ed.). Newyork: Thieme; 1995.
 44. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F TT. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An 97 in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implant Res*. 2004;15(4):466-473.
 45. Lee MY, Heo SJ, Park EJ PJ. Comparative study on stress distribution around internal tapered connection implants according to fit of cement- and screw-retained prostheses. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(3):312-318.
 46. Mish E CAH. *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby Elsevier. 2008:8-13.
 47. Shillingburg HT, Hobo S WL. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics, Third Edition*. Vol 213.; 1997.
 48. Sakaguchi R, Powers J. *Craig's Restorative Dental Materials*.; 2012.
 49. Oruc S, Eraslan O, Tukay HA, Atay A. Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *J Prosthet Dent*.

- 2008;99(3):185-192.
50. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod.* 1995;65(5):367-372.
 51. van Eijden TMGJ. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol.* 1991;36(7):535-539.
 52. Dean JS, Throckmorton GS, Ellis E, Sinn DP. A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992;50(12):1284-1288.
 53. Bakke M, Holm B, Jensen BL, Mischler L, Möller E. Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. *Eur J Oral Sci.* 1990;98(2):149-158.
 54. Winter W, Möhrle S, Holst S, Karl M. Bone loading caused by different types of misfits of implant-supported fixed dental prostheses: a three-dimensional finite element analysis based on experimental results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(5):947-952.
 55. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Enkling N, Katsoulis K, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(1):44-49.
 56. Kahramanoğlu E, Kulak Özkan Y. İmplant Destekli Protezlerde Pasif Uyum. *Cumhur Dent J.* 2012;15(3):255-263.
 57. Klineberg IJ MG. Design of superstructuresfor osseointegrated fixtures. 1985;28:63-69. *Swed Dent J.* 1985;28:63-69.
 58. Yanase R, Binon P, Jemt T, Gulbransen H PS. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implantsupported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1994;9:469-474.
 59. Millington ND LT. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995;8(6):511-516.
 60. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399-410.
 61. Barbi F, Camarini E, Silva R, Endo H PJ. Comparative analysis of different

- joining techniques to improve the passive fit of cobalt-chromium superstructures, 2012;108:377-385. *J Prosthet Dent*. 2012;108:377-385.
62. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ LB. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999;81:7-13.
 63. Byrne D, Houston F, Cleary R CN. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1988;80:184-192.
 64. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1991;6(4):448-455.
 65. Linke BA, Nicholls JI FR. Distortion analysis of stone casts made from impression materials. *J Prosthet Dent*. 1985;54(6):794-802.
 66. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(2):216-222.
 67. Humphries RM, Yaman P BT. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1990;5(4):331-336.
 68. Taylor TD. Research directions in implant prosthodontics. *Int J Prosthodont*. 2000;13:270-271.
 69. Henry P. An alternate method for the production of accurate casts and occlusal records in the osseointegrated implant rehabilitation. *J Prosthet Dent*. 1987;58:694-697.
 70. Sones A. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1989;62:581-585.
 71. Hayashi M, Wilson N, Ebisu S WD. Influence of explorer tip diameter in identifying restoration margin discrepancies. *J Dent*. 2005;33:669-674.
 72. Christensen G. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*. 1966;16:297-305.
 73. Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(6):810-818.
 74. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont*. 1993;6(4):346-363.
 75. Sahin S, Çehreli MC. The Significance of Passive Framework Fit in Implant Prosthodontics: Current Status. *Implant Dent*. 2001;10(2):85-92.

76. Rappold A, Ripps A IE. Explorer sharpness as related to margin evaluations. *Oper Dent*. 1992;17:2-6.
77. Clelland N, Papazoglou E, Carr A GA. Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont*. 1995;4:243-250.
78. Cameron S, Joyce A, Brousseau J PM. Radiographic verification of implant abutment seating. *J Prosthet Dent*. 1998;79:298-303.
79. Caputo AA SJ. *Biomechanics in Clinical Dentistry*. Chicago, USA: Quintessence; 1987.
80. Sonugelen M AC. *Ağız Protezleri ve Biyomekanik*. 1 ed. Izmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No: 17; 2002.
81. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implant*. 1992;18(3):264-274.
82. Beer FP, E. Russell Johnston J, DeWolf JT, Mazurek DF. *Mechanics of Materials*.; 2015.
83. Glantz P -O, Rangert B, Svensson A, et al. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 1993;4(2):99-105.
84. Ulusoy M AK. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2003.
85. Standlee JP, Caputo AA. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent*. 1992;68(3):436-442.
86. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008;36(7):463-471.
87. Assunção WG, Ricardo Barão VA, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, Dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009;20(4):1173-1177.
88. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol*. 1996;22(2):104-110.
89. Ebrahimi F. Finite element analysis-new trends and developments. *Intech*. 2012:5-20.
90. Moratal D. Finite element analysis. *Sciyo*. 2010:43-103.

91. Adıgüzel O. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Derg.* 2010;11:18-23.
92. Ramoğlu S OO. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2014;(9):9.
93. Bacchi a, R LXC, M FM, M BFDS. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Sci.* 2013;55(3):239-244.
94. P.M. K. *Finite Element Analysis for Design Engineers*. 1th ed. (Sae International, ed.). Warrendale, Pa; 2004.
95. Asar NV. İmplant destekli iki farklı sabit üst yapı tasarımının kemikte oluşturduğu stres dağılımının farklı kemik tiplerine göre değerlendirilmesi. Doktora tezi. 2006.
96. Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *Int J Prosthodont.* 1993;6(2):106-117. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8329086>.
97. Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2002;40(1):76-83.
98. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 2006;33(9):690-697.
99. Güngör MA, Küçük M, Dünder M, Karaoğlu Ç, Artunç C. Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2004;31(2):172-178.
100. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E AL. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara Üniversitesi Basımevi; 1993.
101. Korkmaz FM. Maksiller defektlerde kuvvet dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi. Doktora Tezi. 2008.
102. Phillips RW. *Skinner's Science of Dental Materials*. 9th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co.; 1991.
103. Cankaya MÖ. Alt çene total dissizlik vakalarında implant destekli protez

uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile. 2005.

104. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng.* 1990;12(5):389-397.
105. İnan M. SF. *Cisimlerin Mukavemeti*. 6. Baskı. İstanbul: İstanbul Üniversitesi İTÜ vakfı; 1998.
106. Mozayek R, Allaf M AM. Efficacy of adding a supporting implant in stress distribution of long-span fixed partial dentures: a 3D finite element analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect.* 2016;10(2):81-86.
107. Gokhale NS, Deshpale SS, Bedekar SV TA. Practical finite element analysis, Finite to Infinite, 2008, s:1-140.). *Finite to Infin.* 2008:1-140.
108. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: A review. *J Prosthodont.* 2009;18(2):188-194.
109. McLean JW. *The Science And Art Of Dental Ceramics*. Vol 1. Berlin: Quintessence Publishing Co.; 1979.
110. Givan DA. Precious Metals in Dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):591-601.
111. Naylor WP. *Introduction to Metal-Ceramic Technology, Second Edition.*; 2009.
112. Yamamoto M. *Metal - Ceramics*. Chicago, Berlin, Rio De Janerio, Tokyo.: Quintessence Publishing Co.; 1985.
113. Leinfelder KF. An Evaluation of Casting Alloys Used for Restorative Procedures. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(1):37-45.
114. Anusavice KJ. *Phillip's Science of Dental Materials*. 11th ed. (St. Louis, ed.). Saunders/Elsevier; 2003.
115. Wataha JC, Shor K. Palladium alloys for biomedical devices. *Expert Rev Med Devices.* 2010.
116. Goodacre CJ. Palladium-silver alloys: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1989.
117. Connor PO, Mackert J, Myers M, Parry E. Castability, opaque masking and porcelain bonding of 17 porcelain-fused-to-metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1996;75(4):367-374.

118. Ohkubo C, Hanatani S, Hosoi T. Present status of titanium removable dentures - A review of the literature. In: *Journal of Oral Rehabilitation*. Vol 35. ; 2008:706-714.
119. Çömlekoğlu ME, Dündar M, Güngör MA, Aladağ A, Artunç C. Dişhekimliğinde Alerji: Döküm Alaşımları, Polimerler ve Seramikler. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2008;29:81-92.
120. O'Brien WJ, O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*.; 2009.
121. Müller K, Valentine-Thon E. Hypersensitivity to titanium: Clinical and laboratory evidence. *Neuroendocrinol Lett*. 2006;27(SUPPL. 1):31-35.
122. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater Sci Eng A*. 1998.
123. Niinomi M, Boehlert CJ. Titanium alloys for biomedical applications. *Springer Ser Biomater Sci Eng*. 2015.
124. AL-Meraikhi H, Yilmaz B, McGlumphy E, Brantley W, Johnston WM. In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. *J Prosthet Dent*. 2018.
125. Helldén LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;13(2):190-196.
126. Sertgöz 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(1):19-27.
127. Vootla NR, Barla SC, Kumar VHC, Surapaneni H, Balusu S, Kalyanam S. An evaluation of the stress distribution in screw retained implants of different crown implant ratios in different bone densities under various loads-A FEM study. *J Clin Diagnostic Res*. 2016;10(6):ZC96-ZC101.
128. 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.
129. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
130. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based

- dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):449-456.
131. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Review zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2009;88(2):519-529.
 132. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4(2):130-151.
 133. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):285-290.
 134. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):520-525.
 135. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater.* 2008;24(3):289-298.
 136. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
 137. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia Dental Implants: A Literature Review. *J Oral Implantol.* 2011;37(3):367-376.
 138. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004;24(2):147-153.
 139. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35(11):819-826.
 140. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-562.
 141. Weigl P, Saarepera K, Hinrikus K, Wu Y, Trimpou G, Lorenz J. Screw-retained monolithic zirconia vs. cemented porcelain-fused-to-metal implant crowns: a prospective randomized clinical trial in split-mouth design. *Clinical Oral Investigations.* 2018.
 142. Worni A, Kolgeci L, Rentsch-Kollar A, Katsoulis J, Mericske-Stern R. Zirconia-Based Screw-Retained Prostheses Supported by Implants: A Retrospective Study on Technical Complications and Failures. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015.

143. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in Fixed Implant Prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012.
144. Gomes ÉA, Tiossi R, Lapria Faria AC, Rodrigues RCS, Faria Ribeiro R. Torque loss under mechanical cycling of long-span zirconia and titanium-cemented and screw-retained implant-supported CAD/CAM frameworks. *Clin Oral Implants Res*. 2014. doi:10.1111/clr.12286
145. Pozzi A, Holst S, Fabbri G, Tallarico M. Clinical Reliability of CAD/CAM cross-arch zirconia bridges on immediately loaded implants placed with computer-assisted/template-guided surgery: A retrospective study with a follow-up between 3 and 5 years. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015.
146. Bidra A, Rungruanganunt P, Gauthier M. Clinical outcomes of full arch fixed implantsupported zirconia prostheses: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2017.
147. Cacaci C, Cantner F, Mücke T, Randelzhofer P, Hajtó J, Beuer F. Clinical performance of screw-retained and cemented implant-supported zirconia single crowns: 36-month results. *Clin Oral Investig*. 2017.
148. RC. W. *An Atlas of Tooth Form*. Toronto: Harcourt Canada; 1969.
149. Alvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, Dellanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):508-514.
150. Carneiro, B. A., de Brito, R. B., and França FMG. Finite element analysis of provisional structures of implant-supported complete prostheses. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):161-168.
151. Callister WDJ, Rethwisch DG. *Materials Science and Engineering: An Introduction (2nd Edition)*.; 1991.
152. Botelho MG, Dyson JE. Long-Span, Fixed-Movable, Resin-Bonded Fixed PartialDentures : A Retrospective , Preliminary Clinical Investigation. *Int J Prosthodont*. 2005;18(5):371-376.
153. Dunne SM, Millar BJ. A longitudinal study of the clinical performance of resin bonded bridges and splints. *Br Dent J*. 1993;174(11):405-411.
154. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM CA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent*. 2000;84(6):602-607.

155. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;9(2):169-178.
156. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1994;71(6):592-599.
157. Yannikakis S, Prombonas A. Improving the Fit of Implant Prosthetics: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):126-134.
158. Quaresma SET, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol*. 2008;34(1):1-6.
159. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent*. 1997;25(6):485-491.
160. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004;91(2):144-150.
161. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis; A Two-Dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape, and Load Direction. *J Oral Implantol*. 1998;24(2):80-88.
162. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS KJ. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil*. 2005;32:193-205.
163. de Almeida EO, Rocha EP, Assunção WG, Júnior AC AR. Cortical bone stress distribution in mandibles with different configurations restored with prefabricated barprosthesis protocol: a three-dimensional finite-element analysis. *J Prosthodont*. 2011;20:29-34.
164. Çağlar A, Aydın C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(1):36-44.
165. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite

- element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993;20(2):147-157.
166. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA BF. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehab.* 1994;21:47-56.
 167. Koolstra JH, van Eijden TM, Weijs WA NM. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech.* 1988;21(7):563-576.
 168. Okeson JP. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion.* Vol 69.; 2003.
 169. 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(7):563-570.
 170. Benzing U, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Implant Dent.* 1995;4(4):291.
 171. Lambodaran G, Chander NG, Vasantakumar M. Finite element stress analysis on the influence of cuspal angle and superstructure materials in an implant-supported prosthesis. *Indian J Dent Res.* 2013;24(4):423-427.
 172. Diniz AC, Nascimento RM, Souza JCM, Henriques BB, Carreiro AFP. Fracture and shear bond strength analyses of different dental veneering ceramics to zirconia. *Mater Sci Eng C.* 2014.
 173. Abrisham SM, Fallah Tafti A, Kheirkhah S, Tavakkoli MA. Shear Bond Strength of Porcelain to a Base-Metal Compared to Zirconia Core. *J Dent Biomater.* 2017.
 174. Heintze SD, Eser A, Monreal D, Rousson V. Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017.
 175. Bridger D V., Nicholls JI. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. *J Prosthet Dent.* 1981;45(5):507-514.
 176. Gemalmaz D, Berksun S, Alkumru HN, Kasapoglu C. Thermal cycling distortion of porcelain fused to metal fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1998;80(6):654-660.
 177. Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part II- Etiology. *J Prosthet Dent.* 1992;68(2):284-289.
 178. Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA. Effects of firing cycle and

- surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *J Prosthet Dent*. 1995;74(5):476-481.
179. Twigg SW, Searle JR, Ringle RD, Fairhurst CW. A Rapid Heating and Cooling Rate Dilatometer for Measuring Thermal Expansion in Dental Porcelain. *J Dent Res*. 1989;68(9):1316-1318.
 180. Bryant RA, Nicholls JI. Measurement of distortions in fixed partial dentures resulting from degassing. *J Prosthet Dent*. 1979;42(5):515-520.
 181. Ziebert GJ, Hurtado A, Glapa C, Schiffleger BE. Accuracy of one-piece castings, preceramic and postceramic soldering. *J Prosthet Dent*. 1986;55(3):312-317.
 182. Zervas PJ, Papazoglou E, Beck FM, Carr a B. Distortion of three-unit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. *J Prosthodont*. 1999;8(3):171-179.
 183. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):319-325.
 184. Naert I, Quirynen M, Steenberghe D van, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*. 1992;68(6):949-956.
 185. Landry KE, Johnson PF, Parks VJ PGJ. A photoelastic study to determine the location of the nonrigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1987;57(4):454-457.
 186. Moulding MB, Holland GA, Sulik WD. Photoelastic stress analysis of supporting alveolar bone as modified by nonrigid connectors. *J Prosthet Dent*. 1988;59(3):263-274.
 187. Ziada HM, Orr JF, Benington IC. Photoelastic stress analysis in a pier retainer of an anterior resin-bonded fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1998;80(6):661-665.
 188. Markley MR. Broken-stress principle and design in fixed bridge prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1951.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

İMLANTÜSTÜ PROTEZLERDE FARKLI MATERYAL VE TEKNİKLERLE HAZIRLANMIŞ PROTEZ ALT YAPILARININ PASİF UYUMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 13	% 10	% 1	% 8
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	% 3
2	www.elektrik.gen.tr İnternet Kaynağı	% 2
3	www.tavsiyeediyorum.com İnternet Kaynağı	% 1
4	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
5	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
6	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	% 1
7	Submitted to Erciyes Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
8	polen.itu.edu.tr	

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Gizem Nur	Soyadı	Öztürk
Doğ.Yeri	Edirne	Doğ.Tar.	28.07.1988
Uyruğu	TC	TC Kim No	26900126602
Email	gizemn@hotmai.com	Tel	

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lise	Edirne Anadolu Öğretmen Lisesi	2006

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	73	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	75,125	76,24	70,00
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Science Citation Expanded (SCI) kapsamında yer alan yurtdışı dergilerde yayınlananlar:

1. Celik Güven M, Tuna M, Bozdağ E, **Ozturk GN**, Bayraktar G. Comparison of retention forces with various fabrication methods and materials in double crowns. J Adv Prosthodont. 2017 Aug;9(4):308-314.

Yurtiçi hakemli dergilerde yayınlananlar:

2. Celik M, **Bagrıvatan G**, Bayraktar G. İmplantüstü protezlerde yükleme protokollerini etkileyen faktörler. Dental Klinik. 2013; 3(6):62-66.
3. **Bagrıvatan G**, Çelik M, Çilingir A, Bayraktar G. İmmediyat Yükleme Protokolü: Güncel Yaklaşımlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2014;9:169-74.
4. Adıgüzel Ü, **Bagrıvatan G**, Çelik M, Geçkili O, Bayraktar G. Protetik Diş Tedavisinin Hasta Memnuniyeti ve Yaşam Kalitesine Etkileri. Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2014; 15(2):217-22.
5. **Bagrıvatan G**, Celik M, Cilingir A, Bayraktar G. Estetik implant dayanaklar, Ege üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi, EÜ Dişhek Fak Derg 2015; 2:60-66
6. Ş Uğurgelen, Çelik M, **Bagrıvatan G**, Geçkili O, Bayraktar G, Diş Hekimliğinde Onkoloji Hastalarında Protetik Yaklaşım Türk Diş Hekimliği Dergisi 2016;94: 118-125.

Tebliğler:

7. Celik M, Yıldız M, **Bagrıvatan G**, Sülün T, Gökbuget A, Bayraktar G. Treatment of the edentulous maxilla with an immediate occlusal loading protocol of the edentulous maxilla. 36th Annual Conference of the European Prosthodontic Association. 6-8 Sept 2012 Rotterdam, Holland.
8. **Bagrıvatan G**, Cilingir A, Çelik M, Bayraktar G. Rehabilitation And Closure Of Polidiastema By Porcelain And Composite Laminate Veneers: A Case Report International Congress of İstanbul Universities Dentistry Faculty 6th International Scientific Congress 21-23 November 2013 İstanbul, Turkey.
9. **Bagrıvatan G**, Cilingir A, Celik M, Bayraktar G. Laser Sintered Non-Precious Double Crowns Supported Overdenture A Case Report FDI 2013 İstanbul Annual World Dental Congress 28-31 August 2013 İstanbul, Turkey.

10. **Bagrıvatan G**, Çelik M, Aycicek F, Bayraktar G. Prosthetic treatment of unilateral missing posterior teeth with implant and precision attachments – Case report. I. U. Faculty of Dentistry 7th International Scientific Congress. 19-22 November 2014 İstanbul, Turkey.
11. Bural C, **Bagrıvatan G**, Çelik M, Bayraktar G. Tam protez kullanan bireylerde yaşam kalitesi ve malnüstrisyonun ilişkisinin değerlendirilmesi-pilot çalışma. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 10. Bilimsel Kongresi (10th. International Congress of Academy of Prosthodontics and Gnathological Society.)12-15 Nisan, Antakya, Türkiye.
12. Çelik M, **Bagrıvatan G**, Çilingir A, Sülün T, Bayraktar G. Prosthetic Rehabilitation of Severely Worn Dentition: Case Report International Congress of İstanbul Üniversitesi Dentistry Faculty 6th International Scientific Congress. 21-23 November 2013 İstanbul, Turkey.
13. Çelik M, **Bagrıvatan G**, Çilingir A, Bayraktar G. Aesthetic rehabilitation of injured anterior teeth in a young patients with using ceramic crowns: case reports International Congress of İstanbul Üniversitesi Dentistry Faculty 7th International Scientific Congress.19-22 November 2014 İstanbul, Turkey.
14. Bayraktar G, Yazıcı H, Sinangil A, Öztürk A, Öztürk T, **Bagrıvatan G**, Çelik M, Aysuna N, Bozfakioğlu S. Diyaliz Tedavisi Olan/Olmayan Kronik Böbrek Yetmezliği Hastalarında Oral Hijyen Alışkanlıklarının Değerlendirilmesi. 32. Ulusal Nefroloji, Hipertansiyon, Diyaliz ve Transplantasyon Kongresi. 21-25 EKİM 2015 Antalya, Türkiye.
15. Bayraktar G, Öztürk A, **Bagrıvatan G**, Çelik M, Aysuna N. Bozfakioğlu S, Sinangil A. Diyaliz Tedavisi Olmayan Kronik Böbrek Yetmezliği Hastalarında Diş Protezi Kullanımının Kullanımının Yaşam Kalitesine Etkisinin Değerlendirilmesi. 33. Ulusal Nefroloji, Hipertansiyon, Diyaliz ve Transplantasyon Kongresi 19-23 Ekim 2016.

Özel İlgi Alanları (Hobileri): Doğa sporları, doğa yürüyüşleri.