



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**ALT ÇENE TAM DİŞSİZLİK OLGULARINDA ANTERİOR
BÖLGEYE YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLAR ÜZERİNE
UYGULANAN FARKLI PROTEZ TASARIMLARININ İN VİTRO
OLARAK KUVVET DAĞILIMI YÖNÜNDEN İNCELENMESİ**

Kemal ÇOĞALAN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY

2011-ANKARA

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ALT ÇENE TAM DIŞSİZLİK OLGULARINDA ANTERİOR
BÖLGEYE YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLAR ÜZERİNE
UYGULANAN FARKLI PROTEZ TASARIMLARININ İN VİTRO
OLARAK KUVVET DAĞILIMI YÖNÜNDEN İNCELENMESİ**

Kemal ÇOĞALAN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY

Bu tez, Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü tarafından
09B3334003 proje numarası ile desteklenmiştir.

2011-ANKARA

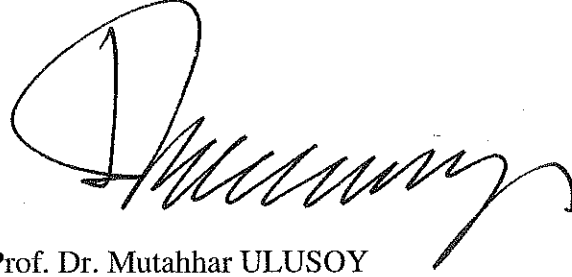
Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı

çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından

Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

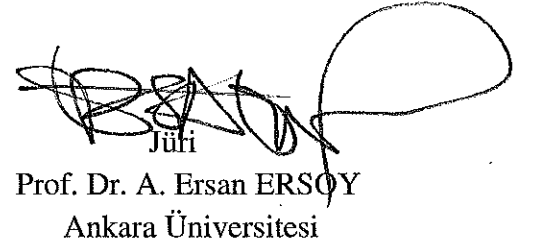
Tez savunma tarihi: 21 / 06 / 2011



Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY
Ankara Üniversitesi
Jüri Başkanı



Jüri
Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞCIOĞLU
Gazi Üniversitesi



Jüri
Prof. Dr. A. Ersan ERSOY
Ankara Üniversitesi

Jüri
Prof. Dr. Ali Hüsnü YAVUZ YILMAZ
Gazi Üniversitesi



Jüri
Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ
Ankara Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	ix
1.GİRİŞ	1
1.1. Kemik Yapı ve Özellikleri	2
1.2. Osseointegrasyon	3
1.2.1. Osseointegre İmpantın Başarı Kriterleri	5
1.3. Kemik Yoğunluğu	5
1.3.1. Kemik Sınıflandırmaları	7
1.4. Dental İmplant Tipleri	10
1.4.1. İmplantların Kemik İle İlişkilerine Göre Sınıflandırılması	10
1.4.1.1. Subperiostal İmplantlar	10
1.4.1.2. Transmandibular İmplantlar	11
1.4.1.3. Kemik İçi (Endosseus) İmplantlar	12
1.4.2. Dental İmplantların Kullanılan Materyallere Göre Sınıflandırılması	14
1.5. İmplant Üstü Protezler	16
1.5.1. İmplant Destekli Sabit Protezler	17
1.5.2. İmplant Destekli Overdenture Protezler	17
1.5.2.1. Bar Tutucular	20
1.5.2.2. Stud Tutucular	21
1.5.2.3. Mıknatıslı Tutucular	24
1.5.2.4. Teleskop Tutucular	24
1.5.3. İmplant Destekli Hibrit Protezler	25

1.5.4. Ön Bölge İmplantüstü Sabit Arka Bölge Hareketli Bölümlü Protezler	25
1.5.4.1. Crismani Hassas Tutucu Sistemi	28
1.5.4.2. Bredent Vario-Stud-Snap SG Hassas Tutucu Sistemi	28
1.5.4.3. ASC 52 Hassas Tutucu Sistemi	28
1.5.4.4. Dalbo Hassas Tutucu Sistemi	29
1.5.4.5. Ceka Hassas Tutucu Sistemi	29
1.5.4.6. O'Ring Hassas Tutucu Sistemi	30
1.6. Biyomekanik Kavramlar	30
1.6.1. Konuyla İlgili Terimler	31
1.7. İmplant/Kuvvet İlişkisi	35
1.8. Kuvvet Analiz Yöntemleri	37
1.8.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	37
1.8.2. Gerinim Ölçer (Strain- Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi	38
1.8.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi	38
1.8.4. Sonlu Eleman (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi	39
1.8.5. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	40
1.8.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	41
1.8.7. Radyoteleometri İle Kuvvet Analiz Yöntemi	41
1.9. Amaç	42
2. GEREÇ VE YÖNTEM	43
2.1. Matematik Modellerin Hazırlanması	44
2.2. Yükleme	52
2.3. Sonuçların Yorumlanması	53
3.BULGULAR	56
3.1. Kortikal Kemik Bulguları	56
3.1.1. Von Mises Stres Bulguları	56
3.1.2. Gerilme Tipi Stres Bulguları (Maksimum Principle Stres)	63

3.1.3. Sıkışma Tipi Stres Bulguları (Minimum Principle Stres)	72
3.2. Spongiyoz Kemik Bulguları	80
3.2.1 Von Mises Stres Bulguları	80
3.2.2. Gerilme Tipi Stres Bulguları (Maksimum Principle Stres)	84
3.2.3 Sıkışma Tipi Stres Bulguları (Minimum Principle Stres)	88
3.3.. İmplant Bulguları	92
4. TARTIŞMA	97
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	107
ÖZET	110
SUMMARY	111
KAYNAKLAR	113
ÖZGEÇMİŞ	123

ÖNSÖZ

Tez haline getirdiğimiz bu çalışmamızda yaygın bir kullanıma sahip olan implant üstü topuz tutuculu ve barlı overdenture protezlerle, bu tedavilere alternatif bir tedavi seçeneği olarak ön bölge implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü protezlerin gelen kuvvetler karşısında implantlar ve destek dokularında oluşturdukları stresler karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Bu tezin hazırlanmasında çok büyük emekleri olan, doktora hayatım boyunca kendimi geliştirmemde çok büyük yardımları olan, tecrübe ve sevgisini her an yanımda hissettiğim, bilgi ve klinik deneyimlerini paylaşmaktan ve aktarmaktan büyük haz alan, eğitimimde bir çok konuda katkısı bulunan danışman hocam Sayın Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY'a, ayrıca öğrenciliğimden itibaren tanıdığım ve her konuda benden yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof. Dr. Ersan ERSOY'a verdiği fikirlerle tezime yaptığı katkılarından dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Doktora hayatım boyunca bana karşı dostane tavırlarından ve ilgisinden dolayı Sayın Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ'e, fikir ve bilgisiyle tezime olan katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU'na teşekkür ederim.

Doktora yeterlilik öncesi dönemde teorik derslerinden istifade ettiğim, ilgisini ve güleryüzünü hiçbir zaman unutmayacağım sevgili hocam Sayın Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na saygılarımı sunarım.

Tez döneminde bana sabırla katlanan, her türlü yardımı benden esirgemeyen, hayatımda olmasından dolayı mutluluk duyduğum Nazile Machmout Kechagia'ya, doğduğum andan itibaren maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen aileme ayrıca teşekkür ederim.

Doktoraya girdiğim andan itibaren benim üzerimde emekleri bulunan bölüm hocalarımıza ve beraber güzel günler geçirdiğimiz asistan arkadaşlarıma teşekkürü bir borç bilirim.

SİMGELER ve KISALTMALAR

GPa	Gigapaskal
HBP	Hareketli Bölümlü Protez
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal (N/ mm ²)
N	Newton (~0,10197 kg)
SESA Yöntemi	Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi
VM	Von Mises
k	Kanin bölgesinde bulunan implantlar
pm	Birinci premolarlar bölgesinde bulunan implantlar
kg	Kilogram
ball 2 imp	2 implant üzerine yapılmış topuz tutuculu overdenture
bar 2 imp	2 implant üzerine yapılmış bar tutuculu overdenture
hassas 2 imp	2 implant üzerine yapılmış sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü protez
ball 4 imp	4 implant üzerine yapılmış topuz tutuculu overdenture
bar 4 imp	4 implant üzerine yapılmış bar tutuculu overdenture
hassas 4 imp	4 implant üzerine yapılmış sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü protez

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırması	8
Şekil 1.2. Kemik yoğunluğu sınıflaması (Misch 2005)	8
Şekil 1.3. Alveol kemiğinin rezorpsiyon paternine göre sınıflandırılması (Misch 2005)	9
Şekil 1.4 Subperiostal implant	11
Şekil 1.5. Transmandibular implant	11
Şekil 1.6. Vida tipi implantlar	12
Şekil 1.7. Silindirik implantlar	13
Şekil 1.8. Blade implantlar	13
Şekil 1.9. Vent tipi implant	14
Şekil 1.10 Gerilim-gerinim arasındaki ilişki	33
Şekil.1.11. Baskı kuvvetleri, çekme kuvvetleri, makaslama kuvvetleri	35
Şekil 2.1. Modelin kesiti	45
Şekil 2.2. Kullanılan implant	45
Şekil 2.3. İki implant üzerine yapılmış topuz tutuculu overdenture protez	47
Şekil 2.4. İki implant üzerine yapılmış barlı overdenture protez	48
Şekil 2.5. Kanin-kanin arası implant üstü sabit bir proteze hassas tutuculara bağlanan HBP.	49
Şekil 2.6. Dört implant üzerine yapılmış topuz tutuculu overdenture protez	50
Şekil 2.7. Dört implant üzerine yapılmış barlı overdenture protez	51
Şekil 2.8. 1. premolarlar arası implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan HBP	52
Şekil 2.9. Kuvvetin uygulandığı noktalar.	52
Şekil 3.1. Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi	58
Şekil 3.2. 45°'lik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi	61
Şekil 3.3. Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi	65

Şekil 3.4. 45°'lik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi	69
Şekil 3.5. Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi	73
Şekil 3.6. 45°'lik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi	78
Şekil 3.7. Vertikal yükleme sonucunda spongiyoz kemikte oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi	81
Şekil 3.8. 45°'lik yükleme sonucunda spongiyoz kemikte oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi	83
Şekil 3.9. Vertikal yükleme sonucunda spongiyoz kemikte oluşan gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi	85
Şekil 3.10. 45°'lik yükleme sonucunda spongiyoz kemikte oluşan gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi	87
Şekil 3.11. Vertikal yükleme sonucunda spongiyoz kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi	89
Şekil 3.12. 45°'lik yükleme sonucunda spongiyoz kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi	91
Şekil 3.13. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu k: kaninler ve pm: 1. premolar bölgesindeki implantlarda oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi	93
Şekil 3.14. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu k: kaninler ve pm: 1. premolar bölgesindeki implantlarda oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi	95
Grafik 3.1. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi	58
Grafik 3.2. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi	62
Grafik 3.3. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin bar grafik olarak ifadesi	66

- Grafik 3.4.** Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin bar grafik olarak ifadesi 70
- Grafik 3.5.** Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek Sıkışma Tipi streslerin (Minimum Principle Stres) bar grafik olarak ifadesi 74
- Grafik 3.6.** Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek Sıkışma Tipi streslerin (Minimum Principle Stres) bar grafik olarak ifadesi 78
- Grafik 3.7.** Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiyoz kemikte oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi 81
- Grafik 3.8.** Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu spongiyoz kemikte oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi 83
- Grafik 3.9.** Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiyoz kemikte oluşan en yüksek Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin bar grafik olarak ifadesi 85
- Grafik 3.10.** Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu spongiyoz kemikte oluşan en yüksek Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin bar grafik olarak ifadesi 87
- Grafik 3.11.** Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiyoz kemikte oluşan en yüksek Sıkışma Tipi streslerin (Minimum Principle Stres) bar grafik olarak ifadesi 89
- Grafik 3.12.** Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu spongiyoz kemikte oluşan en yüksek Sıkışma Tipi streslerin (Minimum Principle Stres) bar grafik olarak ifadesi 91
- Grafik 3.13.** Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi 93
- Grafik 3.14.** Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu implantlarda oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi 95

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Kullanılan materyallerin elastik katsayıları ve poisson oranları	46
Çizelge 3.1. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları	57
Çizelge 3.2. Protez modeli üzerine uygulanan 45° yükleme sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları	60
Çizelge 3.3. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları	64
Çizelge 3.4. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları	68
Çizelge 3.5. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Sıkışma Tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları	72
Çizelge 3.6. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Sıkışma Tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları	76
Çizelge 3.7. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiyoz kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları	80
Çizelge 3.8. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu spongiyoz kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları	83

Çizelge 3.9. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiyoz kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları 84

Çizelge 3.10. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu spongiyoz kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları 86

Çizelge 3.11. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiyoz kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Sıkışma Tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları 88

Çizelge 3.12. Protez modeli üzerine uygulanan ve 45°'lik yükleme sonucu spongiyoz kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Sıkışma Tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları 90

Çizelge 3.13. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu k: kaninler ve pm: 1. premolar bölgesindeki implantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları 92

Çizelge 3.14. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu k: kaninler ve pm: 1. premolar bölgesindeki implantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları 94

1.GİRİŞ

Tam dişsizlik olguları protetik tedavi biliminin çeşitli zorluklarla dolu, değişik protetik uygulamalara konu olan ve her geçen gün yeni arayışlar ve çözüm yolları önerilen olgularıdır. Bilinen klasik yöntemler uygun ağız içi koşullarında uygulamaya devam edilmekle beraber yaygınlaşan implant teknolojilerinin sağladığı avantajlardan yararlanılabilmektedir.

Dişlerin tamamen kaybedilmesi sonucu rezidüel kret rezorbsiyonu, dikey boyut kaybı, yetersiz dudak ve yanak desteği, fonksiyonel bozukluklar ve değişen derecede psikososyal sorunlar ortaya çıkar (Mericske-Stern ve ark., 2000).Günümüzde dişsiz hastaların tam protezlerle tedavisinde elde edilen başarı, hekimin beceri ve bilgisinin yanısıra büyük ölçüde ağızın anatomik ve fizyolojik özellikleri ile sınırlıdır. Diğer taraftan, bu hastalarda, implant uygulamaları ile sağlanan ilave desteklik, tam protezlerin ortaya koyduğu sorunları azaltarak hastanın yaşam kalitesini yükseltmektedir. İmplant dişhekimliği, hastanın özelliklerine ve problemine yönelik olarak çok çeşitli tedavi seçenekleri ortaya koymaktadır. Dişsiz hastalarda implant tedavi planlaması aşağıda özetlediğimiz amaçlar doğrultusunda gerçekleştirilmelidir:

- Rezidüel kretin morfolojik özelliklerine bağlı olarak implantların optimum sayı ve yerlerinin belirlenmesi.
- İmplantlara ve destek dokulara gelecek oklüzal kuvvetlerin uygun şekilde dağılımının sağlanması.
- İmplant yerleri, protez dizaynı ve buna uygun tutucu mekanizmaların belirlenmesi.

- Optimum estetik sonucun alınması ve hijyen protokolünün belirlenmesi (Zitzmann ve Marinello, 1999, Misch,2005).

1.1 Kemik Yapı ve Özellikleri

Osseointegrasyon tanımlamasına geçmeden önce diş kökleri ve implantlara desteklik sağlayan kemik dokusunun anlaşılması önemlidir (Hobo ve ark., 1991;Misch, 1999). Kemik, hücreler arası maddesi üzerine inorganik tuzların çökelmiş olduğu; bu şekilde sağlamlık, esneklik gibi fiziksel özellikler kazanmış bir bağ dokusudur. Kemik dokusu matris denen hücreler arası madde ile hücrelerden oluşur. Matris hücrelere göre daha geniş bir alanı kaplar. Kemik matrisi ve organik matris olarak ikiye ayrılır. Matrisin bu her iki bölümü de kemiğin fiziksel özelliklerinde önem taşır. Kemiğin organik matrisine osteoid madde denir. Osteoid madde kemik ağırlığının %25'ini, kemik hacminin de %38'ini oluşturur; organik matrisin %95'i kollajendir; arta kalan kısmı esas madde yapar. Mineral matris ise kemik ağırlığının % 65'ini oluşturur. Yapısında başta kalsiyum ve fosfor olmak üzere sitrat, karbonat, magnezyum, sodyum, flor ve su vardır (Soydan, 1985).

Kemik yapı, yoğunluğuna göre kompakt (kortikal) ve trabeküler (spongiyoz) kemik olmak üzere ikiye ayrılır. Kompakt kemiği kaplayan periostta; kollajen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar bulunur. Osteoblast ve osteoklastlar, kemiğin yeniden şekillenmesinde, rezorpsiyon ve apozisyonunda görev alırlar. Kompakt kemik tabakasının altında bulunan trabeküler veya spongiyoz kemik gözenekli sünger

görünümlü bir yapıda olup, kompakt kemiğe göre daha az yoğun ve daha az serttir (Hobo ve ark.,1991; Misch,1999).

1.2 Osseointegrasyon

Osseointegrasyon kavramı Per-Ingwer Branemark tarafından yapılan çalışmalardan temel almaktadır. Branemark ve yardımcıları, implant yüzeyinin kemik ile bağlantısını osseointegrasyon olarak tanımlamışlardır (Branemark ve ark., 1969; Branemark ve ark., 1977). Diğer bir tanımlama ile osseointegrasyon , yük taşıyan implant yüzeyi ile yaşayan canlı kemik dokusu arasında direkt olarak fonksiyonel ve yapısal bağlantı kurulmasıdır (Branemark ve ark., 1985; O'Brien, 1997).

Genel olarak osseointegrasyonu etkileyen faktörler;

1. İmplant materyali
 2. İmplant tasarımı
 3. Yüzey özellikleri
 4. Kemiğin kalite ve kantitesi
 5. Cerrahi teknik
 6. İmplant yükleme zamanları ve koşulları, olarak sıralanabilir
- (Albrektsson ve ark., 1981).

Günümüzde kullanılan implant materyali titanyumdur. Titanyum atmosferle temas ettiğinde 50-100 Angstrom olan oksit tabakası oluşur. İmplant kemik içinde uygun bir şekilde iyileşirse oksit tabakası önce glikoprotein tabakasıyla, daha sonra ise kalsifiye tabakayla çevrelenir.

Titanyum implantın cerrahi olarak kemik içine yerleştirilmesinden önce oksidasyonun bozulmaması için metalik cisimlerle ve protein özleriyle teması önlenmelidir (Branemark ve ark.,1985; Hobo ve ark.,1991).

İmplant tasarımı da osseointegrasyon da önemlidir. İmplant yivli bir yüzeye sahip olmalıdır. Yivler kemikle olan yüzey alanını artırır ve kemik dokudaki kuvvet dağılımının dengelenmesinde yardımcı olurlar. Kemik içindeki yivler ilk implant fiksasyonunda önemli rol oynarlar.

Cerrahi olarak implantın yuvasının açılması esnasında fazla ısı oluşumunun engellenmesi gereklidir, bunun için soğutma işlemi önem kazanmaktadır. 43°C' nin üzerine çıktığında kemik yapısında bulunan alkalın fosfatlar zarar görmeye başlar. Bundan dolayı kemik canlılığını kaybeder. İdeal olan 39 °C' nin üzerine çıkmamaktır (Hobo ve ark., 1991; O'Brien, 1997).

Günümüzde implant yüzeyleri en çok titanyum veya hidroksi apatit ile yüzey işlemlerine tabi tutulmaktadırlar. Bu yüzeyin en büyük avantajı olarak yüzey pürüzlülüğünün artması ile birlikte fonksiyonel yüzey alanının artmasıdır.

İmplantların, kemiğe uygulandıktan sonra kemik içinde oklüzal yüklere maruz kalmaksızın mandibulada en az 3 ay üst çenede ise en az 6 ay kalması gereklidir (Albrektsson ve Linder, 1981). Bu görüş halen günümüzde geçerliliğini korumaktadır. Ancak implantların gelişimi ile hemen yükleme veya erken yükleme söz konusu olmuştur. Yapılan birçok çalışma hemen yükleme veya erken yüklemenin osseointegrasyon

süresi beklenildiğindeki başarıya yakın sonuçlar verdiğini bildirmiştir (Glauser ve ark., 2006; Nkenke ve Fenner, 2006).

1.2.1. Osseointegre İmplantın Başarı Kriterleri

Albrektsson ve Zarb'ın 1986 yılında ortaya koydukları implant başarı kriterleri şunlardır:

1. Klinik olarak implantlarda mobilite olmaması.
2. Radyografik olarak implant çevresinde radyolusensinin görülmemesi.
3. İmplant yerleştirilmesini takiben 1 yıldan sonra 0,2 mm'den fazla dikey kemik kaybının olmaması.
4. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibuler kanala baskı gibi kalıcı işaret ve bulguların olmaması.
5. Yukarıdaki kriterler sağlandıktan sonra dental implant uygulamasının başarılı sayılabilmesi için ilk 5 sene sonunda başarı yüzdesi en az %85, 10 sene sonunda da en az %80 olmalıdır (Albrektsson ve Zarb, 1993).

1.3. Kemik Yoğunluğu

Tedavi planlamasında, implant seçiminde, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üst yapının yüklenmesi aşamasında kemik yoğunluğu önemli bir faktördür (Misch, 2005). Osseointegrasyonda yalnızca kemik genişliği ve uzunluğu değil aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğu da olmalıdır.

İmplantların başarısında kemik yoğunluklarını karşılaştıran pek çok araştırma vardır. Bu araştırmalar sonucunda implantların kısa ve uzun

dönem kaybı düşük yoğunluklu kemikte daha fazla bulunmuştur (Engquist ve ark., 1988; Adell ve ark., 1990; Misch., 1990; Friberg ve ark., 1991; Jaffin ve Berman 1991; Fugazzotto ve ark., 1993).

Sevimay ve arkadaşları (2005), yaptıkları çalışmada D1,D2, D3 ve D4 kemik tiplerini sonlu elemanlarla oluşturmuşlar ve gelen yükler karşısında D1 ve D2 kemik tiplerinde kuvvet dağılımının D3 ve D4 e göre daha homojen olduğunu görmüşlerdir.

Adell ve ark. (1981) yaptıkları 15 yıllık klinik gözlemlerde alt çene anterior bölgedeki implantları üst çene anterior bölgedeki implantlara göre %10 daha başarılı bulmuştur. En fazla başarısızlık oranı ise posterior maksillada bulunmuştur (Block ve ark., 1996). Jaffin ve Berman (1991) 1054 implant üzerinde yaptıkları klinik çalışmada implantların başarı oranını %90 olarak belirlemişler. Aynı çalışmada tip IV kemik yoğunluklarına sahip bölgelerde başarısızlık oranı % 35 olarak rapor edilmistir.

Truhlar ve arkadaşları (1997) 2217 implant üzerinde yaptıkları periotest ölçümlerinde en düşük değerleri tip IV kemikte bulmuşlardır.

Sennerby ve arkadaşlarının (1992) tavşanlarda yaptıkları bir çalışmada, sadece üç yivi ile kortikal kemiğe stabilize edilen bir implantın, tamamen trabeküler kemikle sarılmış implanta göre daha yüksek oranda implant-kemik teması sağladığını, ayrıca bu implantı yerinden çıkarıcı kuvvetlerin daha yüksek olduğunu göstermiştir.

1.3.1 Kemik Sınıflandırmaları

Günümüzde en çok kabul gören 2 kemik sınıflandırması vardır. Bunlardan biri Lekholm ve Zarb, (1985) sınıflandırması diğeri ise Misch (1999) sınıflandırmasıdır.

Lekholm ve Zarb (1985) sınıflandırmasına göre kemik sınıflaması 2 gruptan oluşmaktadır. İlk grupta çene kemiklerinin şekli, ikinci grupta kalitesi baz alınmaktadır. Buna göre :

1. Grup (Kemik şekli)

A: Alveolar kemiğin çoğu mevcuttur.

B: Residüel krette az miktarda rezorpsiyon vardır.

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

D: Bazal kemikte de bir miktar rezorpsiyon vardır.

E: Bazal kemikte ciddi rezorpsiyon vardır.

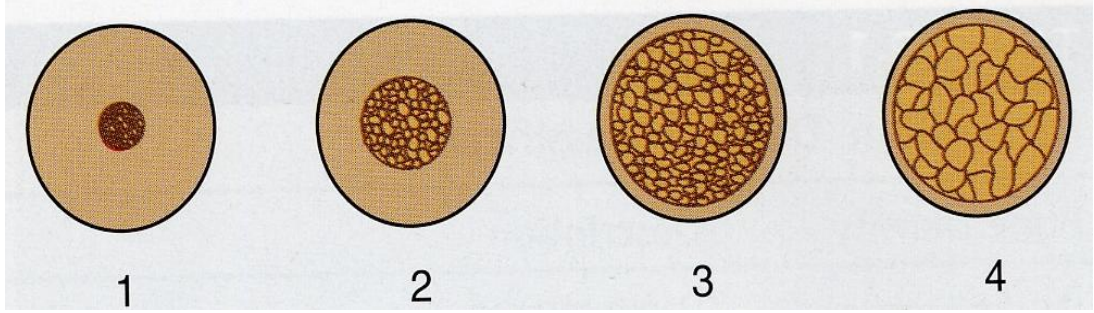
2. Grup (Kemik kalitesi)

Tip I (Q 1) kemik kalitesi: Homojen kompakt kemiği,

Tip II (Q 2) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

Tip III (Q 3) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,

Tip IV (Q 4) kemik kalitesi: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği ifade eder.



Şekil 1.1.. Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırması

Misch (1999) sınıflandırması;

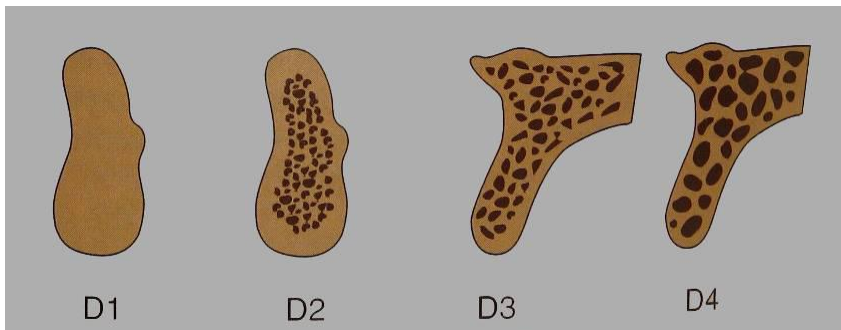
D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dışsız anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Kret tepesinde yoğundan kalın poröze doğru kortikal kemik ve altında kaba dokulu spongiyöz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3 kemik: Kret tepesinde ince poröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongiyöz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

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

D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemik.

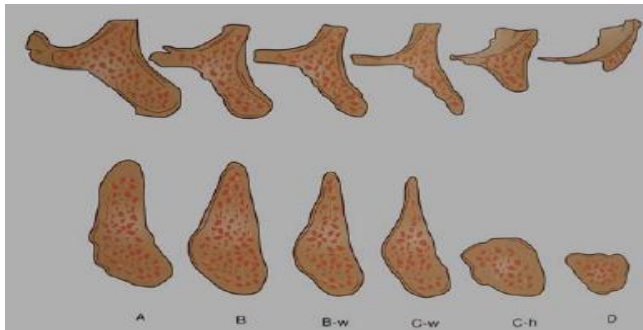


Şekil 1.2. Kemik yoğunluğu sınıflaması (Misch, 2005)

Bu sınıflama kapsamındaki kemik yoğunluklarının alt ve üst çenede genellikle buldukları lokalizasyonlar aşağıda görülmektedir. İmplantla temas eden kortikal kemik miktarının fazla olması implantın primer stabilizasyonunu sağlarken iyileşme sonrasında da streslerin iletimi yönünden avantaj sağlar (Misch, 2005).

<i>Kemik Yoğunluğu</i>	<i>Tanım</i>	<i>Tipik Anatomik Bölge</i>
D1	Yoğun kortikal	Anterior mandibula
D2	Poröz kortikal/Kaba trabeküler	Anterior mandibula Posterior mandibula Anterior maksilla
D3	Poröz kortikal (ince) / ince trabeküler	Anterior maksilla Posterior maksilla Posterior mandibula
D4	İnce trabeküler	Posterior maksilla

Misch (2005) alveol kemiğinin rezorpsiyon paternine göre A, B, C ve D olarak sınıflamıştır. Bu sınıflamada ‘h’ yetersiz yüksekliği, ‘w’ ise yetersiz genişliği temsil etmektedir.



Şekil.1.3. Misch (2005) alveol kemiğinin rezorpsiyon paternine göre sınıflandırılması.

1.4 Dental İmplant Tipleri

İmplantlar genellikle;

A) Kemik ile olan ilişkilerine göre

B) Kullanılan materyallere göre olmak üzere iki başlık altında sınıflandırılmaktadır.

1.4.1. İmplantların Kemik İle İlişkilerine Göre Sınıflandırılması

1) Subperiosteal implant (Kemik üzeri)

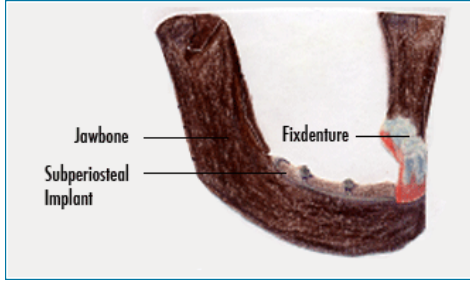
2) Transmandibular implant (Kemik boyunca)

3) Endoosseoz implant (Kemik içi) olarak sınıflandırılırlar (Stellingsma ve ark., 2004).

1.4.1.1. Subperiostal implantlar

Subperiostal implantlar , rezidüel alveolar kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Kemik içi implantların yerleştirilmesinin zor olduğu aşırı kemik rezorpsiyonlu vakalarda uygulanabilir.İmplantın döküm işleminde büyük hassasiyete ihtiyaç vardır (English, 1990; Spiekermann ve ark., 1995; Harris, 2005).

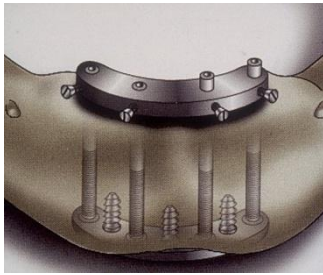
Yüksek oranda enflamasyon, implant yerleşiminden sonra ortaya çıkan ağrı ve şişlik, mandibular sinirin zarar görebilmesi, kemik kaybının hızlanması gibi dezavantajları vardır. Bu tip implantların başarısız olduğu ortak bir kanıdır ve günümüzde pek uygulanmamaktadır (Albrektsson ve Sennerby, 1991).



Şekil.1.4. Subperiostal implant

1.4.1.2. Transmandibular implantlar

Bu tip implantlar metal bir plaka ve transosseal pinler veya postlardan oluşmuşlardır. Metal plaka tutucu pinler veya vidalarla mandibulanın iç kenarına tutturulur. İmplantların yerleştirilmesi için hastane ortamı ve genel anestezi gerekmektedir. İmplantların zor ve kapsamlı cerrahi tekniğe sahip olmalarından dolayı kullanımları çok yaygın değildir. Başarısızlık durumunda çıkarılması zor olmakta ve çevre dokularda fazla zarar oluşmaktadır (Spiekermann ve ark., 1995).



Şekil.1.5. Transmandibular implant

1.4.1.3. Kemik içi (Endosseus) implantlar

Endosteal veya endosseus dental implantlar alt çene veya üst çene alveolar kemiğinin içinde yer alırlar. Kemik içinde kalan ve osseointegre olan ana parça ve kemik dışında kalan abutment olarak adlandırılan tutucu parça olmak üzere iki bölümden oluşur.

Kemik içinde kalan ana parçanın geometrik sekline göre;

1. Vida tip implantlar
2. Silindirik implantlar
3. Blade implantlar
4. Vent tipi implantlar olarak sınıflandırılır.

1. Vida Tip İmplantlar

Günümüzde rutin olarak kullanılan vida tip implantlar, kök formu implantlar olarak da adlandırılmaktadırlar (Spiekermann ve ark., 1995). Skalak (1983) vida tipi implantlarda gelen kuvvetlerin, yivlerin eğimli yüzeyleri aracılığı ile kemiğe iletildiğini belirtmişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada vida tipi implantların stresleri kemiğe daha az ve homojen olarak ilettiği belirtilmiştir.



Şekil.1.6. Vida tipi implantlar

2. Silindirik İmplantlar

İmplantın yüzeyi titanyum plazma sprej (TPS) veya hidroksilapatit kaplama ile kaplıdır. Böylece kemik ile implant arasında moleküler düzeyde bir retansiyon sağlanır. İmplant ile kemik arasındaki bu sürtünme implantların primer stabilizasyonunu sağlar (Skalak, 1983).



Şekil.1.7. Silindirik implantlar

3. Blade İmplantlar

Baş, boyun ve vücut olmak üzere üç kısımdan oluşur. Kemik ile yüzey miktarını arttırmak ve yeni kemik oluşumunu aktive etmek için implantın yüzeyi titanyum plazma sprej (TPS) veya hidroksilapatit kaplama ile kaplıdır. Blade implantlar özellikle alt çene serbest sonlanan vakalarda ince kreterlerde kullanılabilir. Ancak kemikten çıkarılmaları gerektiğinde çıkarma işlemi oldukça zor ve çok fazla doku kaybına neden olmaktadır. Bu nedenle günümüzde pek fazla kullanılmamaktadır (Hahn, 1990).



Şekil.1.8. Blade implantlar

4. Vent Tipi İmplantlar

Vent tipi implantlarda implantın yerleştirildiği bölgede daha az kemik defektine neden olmak için implantın hacmi küçültülmüştür. İmplantın gövdesinde delikler bulunur. Kemik doku bu delikleri doldurarak kemik implant ara yüzeyindeki kayma direncini artırır, ayrıca deliklerin içerisine doğru oluşan bu kemik bir çeşit şok absorbe edici olarak görev yapar (Lubar ve Katin, 1990).



Şekil.1.9. Vent tipi implant

1.4.2. Dental İmplantların Kullanılan Materyallere Göre Sınıflandırılması

- 1) Metaller
- 2) Seramikler
- 3) Polimerler
- 4) Karbon esaslı olan maddeler olarak dört ana başlık altında sınıflandırılır (Terzioğlu, 1996; Ulusoy ve Aydın, 2003).

1) Metaller

Günümüzde en çok kullanılan ve başarılı olan implant alaşımı titanyumdur. Titanyumun dental implantların yapımında kullanılmadan

önce altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt ve bunun gibi çeşitli metaller dental implantların yapımında kullanılmıştır. Ancak bunlar dokularda reaksiyon oluşturmuş ve uzun dönemde başarısız olmuşlardır. Titanyumun sahip olduğu fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikler en başarılı dental implant materyali olmasını sağlamaktadır (Parr ve ark., 1985).

2) Seramikler

Dental implant materyali olarak en çok kullanılan seramikler alüminyumoksit, hidroksilapatit ve trikalsiyum fosfattır. Metallerle oranla daha az biyolojik reaksiyon gösterirler (Hashimoto ve ark., 1989). Yapılan çalışmalarda seramik implantların fonksiyonel yükleri taşımak için gerekli direnci kırılma güçleri nedeniyle gösteremediği bildirilmiştir (Lacefield, 1998).

3) Polimerler

Polimerler sahip oldukları esnekliklerinden dolayı doğal dişin periodontal bağlarından dolayı sahip olduğu esnekliği taklit edebileceği düşünülmüştü ancak yeterli mekanik dirence sahip olmadığından dolayı implant materyali olarak uygun değildirler (Sykaras ve ark., 2000).

4) Karbon Esaslı Maddeler

İlk karbon implantlar camsı karbonlardır. Kırılma güçlerinden dolayı implant materyali olarak uygun değildirler.

1.5. İmplant Üstü protezler

Tam dişsiz hastalarda dental implantların kullanımı protezlerin tutuculuk, stabilite ve çiğneme fonksiyonunu arttırarak hastaların yaşam kalitesini yükseltmektedir (Kenney ve Richards, 1998; El Sheikh ve ark., 1999; Chun ve ark., 2005).

Tam dişsizlik durumunda tedavi planını belirlerken etkili olan faktörler;

- 1) Kemiğin kalitesi
- 2) İmplantların dağılımı, konumu, sayısı
- 3) Ark formu
- 4) Karşıt çenedeki doğal dişler ve protez tipi
- 5) Çeneler arası ilişki
- 6) Oklüzal ilişki
- 7) Tamir kolaylığı
- 8) Hastanın ekonomik durumu, beklentileri
- 9) Estetik gibi faktörler dikkate alınır (Mericske-Stern ve ark., 2000; Jivraj ve ark., 2006).

Tam dişsizlik durumunda uygulanan implant destekli protezler genellikle üç ana başlık altında toplanabilir;

- 1) İmplant destekli sabit protezler
- 2) İmplant destekli hareketli protezler (Overdenture protezler)
- 3) Hibrit protezler (Bueno-Samper ve ark., 2010).

1.5.1. İmplant destekli sabit protezler

İmplant destekli sabit protezler kemikte minimum düzeyde rezorpsiyon olduğunda ve arklar arası mesafenin fazla olmadığı durumlarda tercih edilir. İleri derecede rezorpsiyon olması durumunda yeterli dudak yanak desteği sağlanamaz ayrıca dişler çok uzun olur ve interproksimallerde büyük boşluklar gözlenir. Bunların sonucunda estetik olumsuz yönde etkilenir ve konuşma problemleri görülebilir. Minimum altı implant gerektirdiğinden dolayı maliyeti yüksektir. İmplant kaybı halinde tüm protezin etkilenmesi ve porselen kırıklarında tamir güçlüğü başlıca dezavantajlarıdır (Sadowsky, 1997; Bueno-Samper ve ark., 2010).

1.5.2. İmplant destekli Overdenture protezler

Genellikle 2-4 implant uygulamasını takiben yapılan hareketli protezlerdir. İmplant üstü hareketli protezler overdenture tarzı protezlerdir. Geleneksel overdenturelar, proteze destek sağlamak amacı ile kalan dişler üzerine uygulanmaktadır. Bu doğal desteklerin lokalizasyonları oldukça çeşitlidir ve genellikle geçmişte periodontal hastalıklar nedeni ile kemik kaybına uğramışlardır. İmplant üstü overdenturelarda, implantlar planlanarak özel bölgelere yerleştirilebilirler. İmplant destekler sağlıklı ve rijittir, ayrıca mükemmel bir destek sistemi oluştururlar (Deboer, 1993; Misch, 2005) .

Tam dişsiz hastalarda implant destekli overdenture uygulamasının, implant destekli sabit protez uygulamasına göre çeşitli avantajları vardır.

Bu avantajlar şunlardır.

- Daha az sayıda implant gerekir ve bu da maliyeti düşürür.
- Cerrahi prosedür daha kolaydır.
- Protetik randevular daha kısa, maliyet daha düşük restorasyon yapım tekniği daha basittir.
- Hasta için bakımı kolaydır.
- Labial uzantılar yapay dişlerle yüz estetiği daha kolay sağlanır. Kaybedilmiş dokular protezle örtülebilir.
- Parafonksiyonel hareketlere karşı gece çıkarılabilir.
- İmplant pozisyonu daha az kritiktir (DeBoer, 1993; Ercoli ve ark., 1998; Misch, 2005).

Dezavantajları ise;

- Bazen kaybedilen doku ile orantılı olarak protezin çok hacimli olması,
- Bazı hastaların psikolojik nedenlerden dolayı hareketli protez istememesi,
- Çeneler arası belli bir mesafe gerektirmesi,
- Posterior bölgede kemik kaybının devam etmesi,
- Ortalama yedi yılda bir yeni protez ihtiyacı olması,
- Protezde belli aralıklarda kaide yenileme işlemine ihtiyaç duyması,
- Hassas tutucuların plastik parçaları veya klipslerinin belli aralıklarla yenilenmesinin gerekmesi,
- Protezin altına gıda kaçması,
- Protezin hareket etmesi,
- Kusma refleksi olan hastalarda damak bölgesinin açık olması gerekliliğidir (DeBoer, 1993; Misch, 2005)

Van Waas ve ark., (1991) göre implant tutuculu overdenture sınıflaması, implant sayı ve yerleşimine bağlı olarak, esas olarak mukoza destekli, kombine mukoza-implant destekli, veya implant destekli olabilir.

İmplant tutuculu overdenture uygulamalarında farklı tutucu tipleri kullanılmaktadır. Farklı tutucu tipleri implantlara değişik oranlarda stres iletmekte ve sistemin biyomekaniğini etkilemektedir. Ancak hangi tutucu sistemin en iyi olduğu konusunda fikir birliği yoktur. Günümüzde pek çok farklı tutucu tipi kullanılmaktadır. Tutucu seçiminde ağız hijyeni, anatomik koşullar (alt-üst çene ilişkisi, mesafesi, karşıt ark dentisyonu vb.), implantlar arası mesafe, retansiyon ihtiyacının miktarı, biyomekanik etkenler, protezin hasta tarafından rahatlıkla takılıp çıkartılabilmesi, hastanın psikolojik durumu ve beklentileri, hastanın sosyal statüsü ve ekonomik durumu, hekim ve teknisyenin deneyimi belirleyicidir. Bu faktörlere ek olarak destek sayısı ve kretteki dağılımı, alveoler kretin formu ve rezorbsiyon miktarı da göz önünde bulundurulmalıdır (Wismeijer ve ark., 1995; Bergendal ve Engquist, 1998; Menicucci ve ark., 1998; Duyck ve ark., 1999; Pasciuta ve ark., 2005; Trakas ve ark., 2006; Shafie, 2007).

Overdenture protezlerde kullanılan tutucular dört ana başlık altında sınıflandırılabilir:

- 1) Bar tutucular
- 2) Stud Tutucular
- 3) Mıknatıslı tutucular
- 4) Teleskop tutucular (Heckman ve ark., 2001; Shafie ve ark. 2007).

1.5.2.1. Bar tutucular

Bar tutucular iki yada daha fazla implantı birbirine bağlayan ünitelerdir. Barlı tutucuların destekleri birbirine bağlayarak gelen kuvvetlerin implantlar arasında paylaşımını sağlaması bir avantajdır. Plak birikimi yapım tekniğinin zor ve karmaşık olması yenileme ve tamir işlemlerinin kolay olmaması başlıca dezavantajlardır.

Bar tutucularda kemiğin kalitesi ve kantitesine bağlı olarak 2-4 arası implant yapılır. Barların uygulanabilmesi için yeterli mesafenin olması ve barın mukozanın 2-3 mm yukarısında seyretmesi gerekmektedir. Bar overdenture protezi klips adı verilen metal yada plastik küçük bağlantı parçaları ile bağlanır (Davodi ve ark., 1997). İdeal bar uzunluğu Mericske-Sterne (2003) göre 15-25 mm arasında, Svetlize ve Bodereau (2004) göre 22-27 mm arasındadır. İmplantlar birbirine çok yakın yerleştirilirse bar çok kısa olur ve yeterli retansiyonu sağlayamaz. İmplantlar ark üzerinde düz bir hatta birbirinden uzağa yerleştirilirse dilin hareket alanının daralmasına neden olabilir (Spiekermann ve ark., 1995).

İmplant üstü protezlerde kullanılan barlar kesitlerine göre armut kesitli (Dolder Bar) yuvarlak, U şeklinde (paralel) olmak üzere üç grupta sınıflandırılırlar (Spiekermann ve ark., 1995).

a) U Şeklinde Kesitli Bar

- Rijittir.
- Dört dayanaklı durumlarda uygundur.
- İmplantlar düz bir dayanak hat şeklinde birleştirilir.

b) Yuvarlak Kesitli Bar

- Rezilienttir.
- Dayanaklara yatay ve çapraz kuvvet gelmesini azaltır.

c) Armut Kesitli Bar (Dolder Bar)

- Oval kesitlidir.
- Rezilienttir.
- İndirek tutuculuk açısından avantajlıdır.
- Stres kırıcı mekanizmadır (Zarb ve ark., 2004).

d) Hader Bar

Ayrıca bunların yanında şekil itibarı ile farklı olan kret bölgesinde etek diye tabir edilen uzantısı olan hader bar vardır. Bu bar menteşe hareketine müsaade eder, minimum mesafeye ihtiyaç duyar, az daha olsa paralel olmayan durumları tolere edebilir. Hader Bar yarı rezilient türde bir bardır. Hader klips üç farklı retansiyon gücüne ve 20° rotasyona sahiptir (Deboer, 1993; Misch, 2005).

1.5.2.2. Stud Tutucular

Stud tutucular vertikal ve horizontal yönde belirli derecede reziliens sağlarlar (Leung ve Prciskel, 1994).

Stud tutucular bar tutuculara göre;

- Daha iyi hijyen sağlar ve daha az komplikasyona neden olurlar.

- Daha ucuzdurlar.
- İmplantın kret üzerindeki pozisyonuna daha az bağıdırlar.
- Daha kolay yerleştirilirler, retansiyonları ayarlanılabilir ve kontrol edilebilir.
- Teknik hassasiyeti daha azdır.
- Fonksiyonel yükleri implant ve doku arasında daha iyi dağıtabilirler (Sadowsky, 1997;Menicucci ve ark., 1998;)

Stud tutucuların farklı türleri mevcuttur. Bunlar:

a) Topuz Başlı Tutucular (Ball tutuculu)

Topuz başlı tutucular, barla beraber en çok kullanılan tutuculardır. İmplantlar çizgisel yerleştirildiğinde bar dışında uygulanabilecek rezilient tipte bir tutucudur (Ben-ur, 1996). Topuz başlı tutucular maliyetlerinin düşük olması, protez yapım tekniklerinin kolay olması ve farklı retansiyon derecelerine sahip tutuculara sahip olması gibi avantajları nedeni ile bütün implant sistemlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Deboer, 1993; Misch, 2005).

Topuz tutucuların barlara göre avantajları;

- Yapım teknikleri daha kolaydır ve protez yapım süresi daha kısadır.
- Daha az interoklüzal mesafeye ihtiyaç duyarlar.
- İmplantlar arası mesafenin bar yapımına uygun olmadığı durumlarda uygulanabilirler.
- Oral hijyeni sağlamak daha kolaydır.

- Tüm sistemlerde topuz tutucu üst yapı seçeneği mevcuttur.
- İmplant destek ile protez kaidesi arasında rotasyona izin verir yani esnek bir düzendir.
- Belli bir zaman sonra tutuculuk kaybolduğunda naylon matrikslerinin değiştirilmesi klipsli olanların ise özel anahtarlarla sıkıştırılması ile problem giderilir (Menicucci ve ark., 1998).

b) O-ring Tutucular

Yuvarlak ortası delik, sentetik polimer dişi sayesinde devrilme kuvvetlerine karşı direnç gösterirler. İmplant destekli total ve parsiyel protezlerde tutuculuğu artırır, ancak hastaya ve protezin kullanımına bağlı olarak 6 ile 9 aylık bir sürede retansiyon kaybı olmaktadır (Winkler ve ark., 2002).

c) Locator Tutucular

Farklı retansiyon özelliklerine sahip tutucu parçaları olan ağza kolay takılıp çıkarılabilen retansiyon ve stabilizasyonu üstün düzeyde olan bir tutucudur. Yapılan çalışmalarda 40°'ye kadar açılı yerleştirilmiş implantlarda restorasyonun yapılabilirdiği gösterilmiştir. Toplam tutucu yüksekliği sadece 3.17 mm'dir. Yetersiz interark mesafesi olan vakalarda kullanılabilir (Pasciuta, 2005).

Bunun dışında Era ve Zaag tipi rezilient tutucular da bulunmaktadır (Ellison, 2000; Zuest, 2000).

1.5.2.3. Mıknatıslı Tutucular

Günümüzde, yapılan çalışmalar sonucunda ağız dokularına etkilerinin incelenmesi materyal olarak sıklıkla kobalt-samarium mıknatıs alaşımları tercih edilmektedir. Mıknatıs tutucular, giriş yoluna bakılmaksızın uygulanabilir. Ayrıca lateral kuvvetler karşısında serbest kayma hareketi yapılabildiği için implantlar üzerine gelen zararlı kuvvetleri azaltırlar. Oral hijyeni sağlamak kolaydır. İmplantların birbirine paralel olmasının önemi pek yoktur. En büyük dezavantajı ise zamanla tutuculukların azalması ve korozyona uğrayabilmeleridir (Özekin, 1988).

1.5.2.4. Teleskop Tutucular

Teleskop tutucular, çift kron tasarımına dayanır. Bu tutucuların protez stabilizasyonunda kullanılması paralel yüzlü planlaması sayesinde horizontal stabilite sağlar ve protezi lateral çıkarıcı kuvvetlere karşı stabilize eder. Bu tip protezler kolay takılıp çıkarılırlar, geriatrik hastalarda ve el becerisini etkileyen çeşitli hastalıklarda ideal bir sistemdir. Yapısal olarak rijit ve nonrijit olarak 2'ye ayrılır (Spiekermann ve ark., 1995).

1.5.3. İmplant Destekli Hibrit Protezler

Hibrit protezler orta ve ileri kemik rezorpsiyonunda genellikle 4 yada 6 implant kullanılarak yapay dişlerin akrilik rezin ile metal alt yapıya

bağlanmasıyla oluşturulan bir protez tipidir. Bu protez tipinin en büyük dezavantajı bazen yeterli dudak desteğinin sağlanamaması ve konuşma zorluklarının oluşmasıdır. Ayrıca hijyen sağlamak zordur (Sadowsky, 1997).

Hibrit protezler yüksek gülme hattı olmayan hastalarda maliyeti yüksek olmayan bir sabit protez yapımına imkan sağlar. Metal destekli porselenlere göre yapımı daha basit, maliyeti daha düşük ve tamiri daha kolaydır (Stevens ve ark., 2000; Bueno-Samper ve ark. 2010).

1.5.4. Ön Bölge İmplantüstü Sabit, Arka Bölge Hareketli Bölümlü Protezler

İmplant dişhekimliği, hastanın özelliklerine ve problemine yönelik olarak çok çeşitli tedavi seçenekleri ortaya koymaktadır(Misch, 2005). Dişsiz bir hastaya implant destekli bir protez yapılacaksa sıklıkla iki tedavi seçeneği vardır. Birincisi hastaların da daha çok yapılmasını istediği tamamen implant destekli sabit restorasyonlar, ikincisi de overdenture tipinde protezlerdir. Alt çene tam dişsizliklerde oldukça sık karşılaşılan anteriorda kemik rezorpsiyonun az olduğu, posteriorda ise yetersiz kemik hacminin olduğu durumlarda; posterior bölgelere implant yerleştirilemediğinden biyomekanik açıdan uygun sabit bir protez yapmak mümkün olmaz. Böyle olgularda overdenture protezlere bir alternatif olarak anterior implant üstü sabit bir proteze çeşitli tutucularla bağlanan hareketli bölümlü bir protez yapılması yeni ve başarılı bir tedavi seçeneğidir (Pellecchia, 2000, Starr, 2001).

Bu tedavi seçeneğinde farklı hassas tutucular kullanılabilir. Yapılan çalışmalarda topuz başlı ASC 52 ve DALBO tutucular kullanılmıştır. Bu protez tipinin avantajları;

- Stres kırıcı özelliği olan tutucuların kullanılabilmesi,
- Anterior bölge estetiğinin ve fonetiğinin sabit protezin doğal dişlere daha yakın olduğu için hekim tarafından daha kolay verilebilmesi,
- Anterior rehberliğinin sağlanması,
- Protez hacminin küçülmesi,
- Kolaylıkla takılıp çıkarılabilmesi,
- Retansiyon ve stabilitenin farklı tutucu seçenekleri ile ayarlanabilmesi.

Tam sabit protezlere göre daha az sayıda implant gerektirmesi ve bu nedenden dolayı cerrahi prosedür kolay olur. Ayrıca maliyeti daha uygundur (Pellecchia, 2000, Starr, 2001).

Hassas tutucular, uzun yıllardır hareketli bölümlü protezlerin retansiyonu için kullanılmaktadır. Kennedy I ve II sınıflı olgularda dişsiz alanlardaki yumuşak dokuların reziliensi göz önünde tutulmalı ve bu bölgelerdeki yumuşak dokuların esnek olduğu olgularda, kuvvet kırıcı tipinde daha hareketli tutucular kullanılmalıdır. Serbest alveol krelerini örten yumuşak dokular esnek değilse daha rijit yapıda olan tutucular kullanılabilir.

Preiskel hassas tutucuları şu şekilde sınıflandırmıştır (Preiskel, 1984);

1- İnrakoronal tutucular

- a) Retansiyonu tamamen sürtünmesel olanlar
- b) Retansiyonu mekanik bir kilitle arttırılanlar

2- Ekstrakoronal tutucular

a) Çıkıntılı üniteler veya projeksiyon üniteler

- Rijit bağlantı sağlayanlar
- Komponentler arasında harekete izin verenler

b) Bağlayıcılar

c) Kombine üniteler

3- Çivibaşlı tutucular (stud attachments)

4- Barlı tutucular

- Barlı eklemler
- Barlı üniteler

5- Yardımcı hassas tutucular

- Piston tipi tutucular
- Vidalı tutucular

Sık Kullanılan Hassas Tutucu Sistemleri;

1.5.4.1. Crismani Hassas Tutucu Sistemi:

Crismani intrakoronel ayarlanabilir sürgü tutuculardandır. İki esas grupta toplanmıştır. 2,8 mm'lik dar olanlarından ayarlanabilen satral bir oluk bulunur. Günümüzde yerleştirmeyi kolaylaştırabilmek için bu bağlantının pozitif kısmında yer alan oluklu gingival kısım konik şekilde tasarlanmaktadır. Ünite 7 mm uzunluğundadır fakat 2 mm'ye kadar kısaltılabilir. Negatifi ve pozitifi ceramikor alaşımından yapılmıştır. Bu tutucu kıymetli veya yarı kıymetli alaşımlarla dökülmelidir (Preiskel, 1984; Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.5.4.2. Bredent Vario-Stud-Snap SG Hassas Tutucu Sistemi

Her yöne hareket edebilen bu tutucular hareketli bölümlü protezler için dizayn edilmiş basit ve etkili bir ekstrakoronel tutucudur. Renklerle kodlanmış negatif kısmı, değişik derecelerde retansiyon sağlar ve kolaylıkla değiştirilebilir. Serbest sonlu protezlerde bu hassas tutucu ünitesi periodonsiyum için ılımlı etkiye sahiptir (Preiskel, 1984; Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.5.4.3. ASC 52 Hassas Tutucu Sistemi:

ASC 52 hassas tutucusu küçük, universal, eklemlili bir bağlayıcıdır. Vertikal ve rotasyonel hareketlere izin verir. İki değişik tipte negatifi mevcuttur: Platin-iridyum ve plastik. Platin-iridyum negatif herhangi bir

alaşım ile dökülebilir. Plastik ise negatif kıymetsiz bir alaşım ile dökülmelidir. Paslanmaz çelik pozitif ayarlanabilir retansiyon sağlayan tersine yayla itilen bir konnektördür (Preiskel, 1984; Ulusoy ve Aydın, 2003). Yayın gerginliği isteğe göre artırılıp azaltılabilir. Yay ve küresel eklem çivisi değiştirilebilir. Boyutları küçük olduğundan sınırlı yer olan vakalarda kullanılabilir. Yuva şekli düz olan tip kron içi, diğer şekilleri kron dışı uygulamalarda elverişlidir. Vertikal ve sagittal eksenlerdeki istenmeyen dönmeleri engellerler (Preiskel, 1984).

1.5.4.4. Dalbo Hassas Tutucu Sistemi:

Dalbo vertikal hareketlere ve menteşe hareketlerine izin veren ayarlanabilir, ekstrakoronal distal uzantılı tutucudur (Ulusoy ve Aydın, 2003). Pozitif kısmı, alt sınırında bir küre eklemi bulunan L şeklindeki bir bar çıkıntısı halindedir. Negatif kısım bara uyar ve pozitifin küre bağlantısının kenarlarına tutunur.

Dalbo üniteleri gerek distal gerekse lateral yer değiştirici kuvvetlere karşı yeterli direnç gösterirler. Normal dalbo bağlantısı bir miktar dikey harekete izin verir. Basamaklı dalbo ise metal-metal temasları ile dikey hareketlerin kısıtlandığı bir modifikasyonudur (Preiskel, 1984).

1.5.4.5. Ceka Hassas Tutucu Sistemi:

Sürekli olarak evrim geçiren ve giderek düzelme gösteren bu sistemin çok yönlü olan tutucular arasında önemli bir yeri vardır. Dairesel tutucu elemanın merkezine pozitif pinin geçmesi esasına dayanır. Tutucu pin

şekil olarak koniktir negatif kısım ise tepeden kaideye doğru daralma gösterir. Negatif tutucu unsurun boyutları standarttır. Tam boyutlu Ceka ünitesi için en azından 5 mm' lik dikey saha gereklidir. Yapımcılar, tutuculuğun istenilen şekilde düzenlenmesi amacıyla A1 rumuzlu özel bir alet geliştirmişlerdir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.5.4.6. O'Ring Hassas Tutucu Sistemi:

Plastik dökülebilir, pozitif bulunan rezilient tipte bölümlü protez hassas tutucusudur. Diğer tutuculara göre destek diş üzerine daha az stres iletir, retansiyonu sağlayan halkalar kolayca değiştirilebilir (Lee, 1995).

1.6. Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik; mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır. Biyoloji, fizyoloji, tıp ve mekanik konularını içerir (Cowin, 1991).

Dental implantlar fonksiyon sırasında çok çeşitli siddet ve yönlerde kuvvetlere maruz kalırlar. Fonksiyonel implant tasarımının amacı kuvvetleri en iyi şekilde yayarak ve dağıtarak implant destekli protezin fonksiyon görebilmesini sağlamaktır (Misch, 1999). Dental implantlardan çevre biyolojik dokuya kuvvet iletimi mekanizmasının anlaşılması implant ömrünün belirlenmesinde önemlidir. Klinisyenin implant tasarımı ile ilgili mantık yürütebilmesi için biyomekanik kavramları iyi anlaması gerekir (Cowin, 1991).

1.6.1. Konuyla ilgili terimler

Gerilim (stres)

Bir cisim üzerine dışardan bir kuvvet uygulandığı zaman kitle içerisinde ve yüzeyinde zıt yönde bir direnç oluşur. Bu dirence gerilim denmektedir. Kısaca gerilim birim alana uygulanan kuvvettir (İnan, 1988; Fung, 1993).

$$S = F/A$$

S= Stres

F= Kuvvet

A= Birim alan

Genellikle çalışmalarda tercih edilen kuvvet birimi Newton (N), stres birimi olarak Megapaskal (1 MPa= 1N/mm²) kullanılmaktadır (İnan, 1988; Fung, 1993). Cisme uygulanan kuvvet herhangi bir yönden ve açıdan gelebilir. Bu dış kuvvetler cisim içerisinde oldukça karmaşık streslerin oluşmasına sebep olabilir.

Bu gerilimler:

- 1) Uzama/Çekme tipi gerilimler (Tensile Stress): Bir cisimi uzatmak ya da germek için uygulanan yükün yarattığı deformasyona karşı oluşan dirençtir. Daima uzama /çekme tipi gerilmeyle (tensile strain) ile beraber oluşur.
- 2) Sıkıştırma/ Basma tipi gerilimler (Compressive Stres): Bir cisme sıkıştırmak yada kısaltmak amacıyla uygulanan yüke karşı cisim içerisinde oluşan dirençtir. Daima sıkışma tipi gerilmeyle beraber oluşur.

- 3) Makaslama/ Kayma tipi gerilimler (Shear Stres): Bükme hareketine ya da bir cismin diğerinin üzerinde kaydırmaya karşı oluşan dirence makaslama tipi stres denmektedir.

Herhangi bir cisme tek tip stres uygulamak oldukça zordur. Pratikte daima bir cisim üzerine uygulanan bir tip stres varsa, baskın olmamakla beraber diğer iki tip stres de cisim içerisinde oluşmaktadır. Bunlara kompleks stres denmektedir. Diş hekimliğinde protetik uygulamalarda daha çok kompleks streslerle karşılaşmaktadır (Phillips, 1991; Zaimoğlu ve ark., 1993).

Gerinim (Strain)

Cisme uygulanan kuvvet yani oluşan stres sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir. Gerinim elastik veya plastik yada her ikisi birden olabilir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür. Yani gerinim ortadan kalkınca atomlar eski haline dönerler. Plastik gerinimde ise cisim içerisindeki atomlar geri dönüşümü olmayan bir şekilde yerlerinden oynamıştır(Phillips, 1991; Zaimoğlu ve ark., 1993; O'Brien,1997).

$$\text{Strain} = x/d$$

x= birim boyutta meydana gelen değişiklik

d= orjinal uzunluk

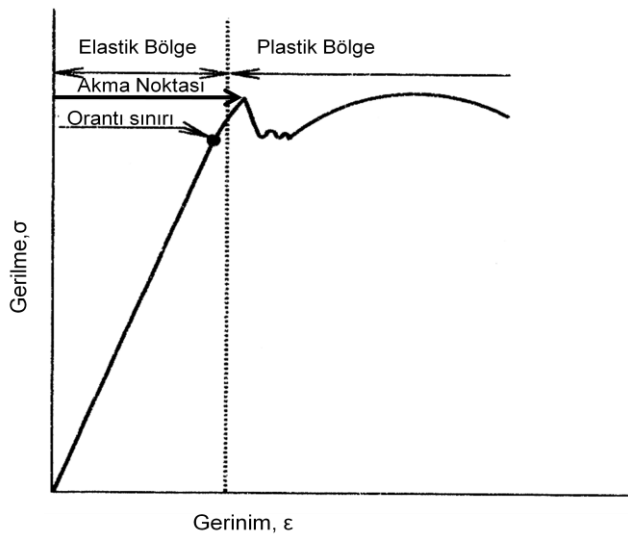
Elastisite modülü (young modülü)

Elastisite modülü, gerilimin gerinime bölünmesi ile elde edilen sabit bir değerdir.

Elastisite modülü =gerilim/gerinim (stres/strain)

Akma sınırına kadar olan değerler içinde gerilim, gerinim ile doğrusal olarak orantılıdır.her malzemenin kendine özgü elastisite modülü vardır. Bu formül, Hooke tarafından ortaya konmuş olup yüzde uzama miktarının yada gerinimin gerilime oranına adı geçen araştırmacının adından dolayı Hooke kanunu denmiştir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Elastisite modülü cismin sertliği hakkında bilgi verir. Elastisite modülü büyüdükçe cismin sertliği artar, yani moleküller arası çekim kuvveti daha da büyür. Gerilim-gerinim eğrisinin eğimi bize cismin elastisite modülü hakkında bilgi vermektedir. Eğrinin gerinim vektörü ile yaptığı açı arttıkça cismin sertliği de artmaktadır.



Şekil 1.10. Gerilim ve gerinim arasındaki ilişki

Poisson Oranı (Poisson's ratio)

Çekme ya da basma yükleri altında cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına poisson oranı denir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin incilmesi gibi, bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisim, diğer yönde de şekil değişikliği gösterir. Bütün malzemeler için “0” ile “0.5” arasında değişen ve teorik olarak “0.25” olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir (Kılıçarslan ve ark., 1999).

Poisson Oranı = Endeki Birim Uzama / Boydaki Birim Uzama

Lineer Elastik Cisim

Gerilim ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu varsayım ancak belli bir sınıra kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir olsa da yumuşak dokularda oldukça küçüktür.

İzotropik Cisim

Yapısal elamanın her yönünde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumdur.

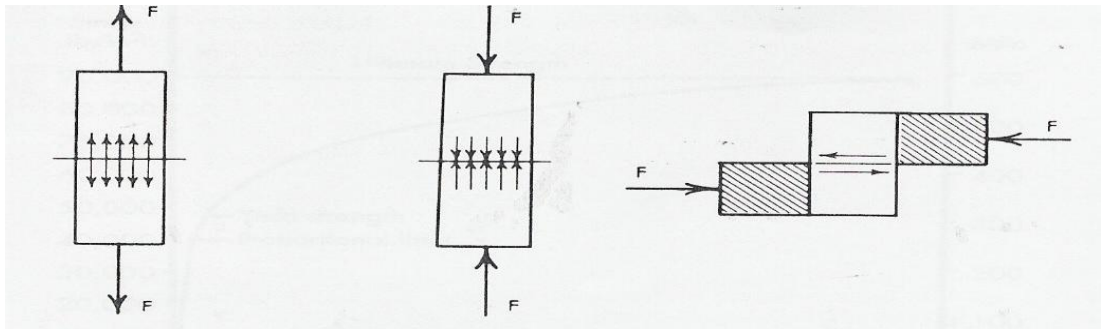
Homojen Cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (Hancı ve ark., 2000).

1.7. İmplant/Kuvvet İlişkisi

Kuvvet, implantlar üzerinde büyüklük, yön, vektör ve nicelikleri yolu ile etki gösterir. Üç boyutlu kuvvetlerin komponentlerine ayrılması vektör çözümlenmesi olarak tanımlanır ve implantın ömrünü uzatması açısından klinikte rutin olarak kullanılır. İmplant mümkün olabildiğince mekanik yüklerin uzun eksene gelmesini sağlayacak şekilde yerleştirilmelidir. İmplantlar üzerine gelen kuvvetler, beş faktöre göre incelenebilir. Bunlar; kuvvetin büyüklüğü, süresi, tipi, yönü ve etki gücüdür. Diş hekimi bu faktörleri dikkatlice değerlendirmelidir (Misch, 1999).

Kuvvetler baskı, çekme yada makaslama kuvvetleri olarak tanımlanabilirler. Baskı kuvvetleri, kütledeki partikülleri birbirine sıkıştırma işlevi yapar. Çekme kuvvetleri, objeleri birbirinden ayırır. Makaslama kuvvetleri ise implantlar üzerinde kaymaya sebep olur. Baskı kuvvetleri, kemik implant ara yüzeyinin bütünlüğünü sağlama eğilimindeyken çekme ve makaslama kuvvetleri ayrılmış veya bozulmuş bir ara yüzey oluşturma eğilimindedirler. Diğer kuvvet tipleri ile kıyaslandığında makaslama kuvvetleri, implantlar ve kemikte en yıkıcı kuvvet tipidir (Misch, 1999).



Şekil.1.11. Çekme kuvvetleri Baskı kuvvetleri Makaslama kuvvetleri

İmplantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletiminin bağılı olduğu faktörler;

1. Yükleme tipi ve şiddeti,
2. İmplant ve protezin materyal özellikleri,
3. İmplant geometrisi,
4. İmplant yüzey özellikleri,
5. İmplant-kemik ara yüzeyi,
6. Kemiğin yoğunluğuna bağılıdır (Cochran, 2000).

Çiğneme fonksiyonu ilk aşamada dikey kuvvetlerin oluşmasına neden olur. Mandibulanın yatay düzlemdeki hareketleri sonucunda ve diş tüberkül eğimleri neticesinde ise oblik ve yatay kuvvetler oluşur. Bu kuvvetler protetik yapı ile implanta oradan da kemiğe iletilir.

Erken oklüzal bir temas oluştuğunda küçük bir alana aşırı yük geldiğinden stres miktarı oldukça artmaktadır. Ayrıca erken temasların sıklıkla eğik düzlemlerde oluşmasından dolayı kuvvetin yatay bileşkesi implantın boyun bölgesindeki stresleri arttırırlar (Misch, 1999).

Wolf kanununa göre kemik, uygulanan kuvvetle ilişkili olarak sürekli yeniden yapılanma gösterir. Kemiğin yoğunluğunu koruyabilmesi için uyarıya gereksinimi vardır. Yerleştirilen dental implantlar da sadece protetik üst yapıya destek olarak hizmet görmeyip aynı zamanda etrafındaki kemik dokuyu da uyararak devamlılığını sağlar. Böylece yerleştirilen implant sağlıklı olarak yerinde kaldığı sürece etrafındaki kemiğin yüksekliğini ve genişliğini korur (Rieger ve ark., 1990b).

1.8. Kuvvet Analiz Yöntemleri

- 1) Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
- 2) Gerinim ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
- 3) Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
- 4) Sonlu Elaman (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi
- 5) Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi
- 6) Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
- 7) Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi (Ulusoy ve Aydın, 2003)

1.8.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Kuvvet analizi çalışmalarında kullanılan diğer yöntemlere nazaran bütün modeldeki iç baskıların doğrudan gözlenmesine imkan vermesi bakımından tercih edilmektedir. Söz konusu yöntem karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Bu yöntem iki fiziksel tekniğe dayanır. Birincisi bazı ortamların altında çift kırıcılık göstermesi, ikincisi ışığın polarizasyonudur.

Işık bir Nicol plazmasından geçince polarize olur. Polarizasyon ışık dalga hareketlerindeki titreşimlerin belirli bir yol çizmesiyle meydana gelen bir olaydır. Polarize ışık huzmesi, yüklenmiş fotoelastik bir materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı polarize filtre veya polarizkop yardımıyla gözlenir.

Araştırılacak konunun fotoelastik materyalden üç boyutlu benzer bir modeli hazırlanır. Bu model özel şartlarda yüklenir ve oluşan kuvvetler tespit edilir. Kesitler alınıp polariskopta incelenir, fotoğrafları çekilir. Kuvvetlerin dondurulması esasına dayanan bu teknik ‘üç boyutlu fotoelastik analiz yöntemi’ adını alır. Eğer kuvvet analizi istenen konu iki boyutlu veya düzlemsel ise 3-5mm’lik kalınlığa sahip fotoelastik maddeden oluşan levhalardan o cismin modeli hazırlanır ve polariskop üzerindeyken yükleme yapıp incelenir, fotoğrafları çekilir. Bu yöntem ‘iki boyutlu fotoelastik analiz yöntemi’ olarak adlandırılır. Ayrıca kuvvet analizi yapılacak modelin üzerine yumuşak fotoelastik özellikle levhalar yapıştırıldıktan sonra kuvvet uygulanır ve oluşan kuvvet çizgilerinin yansıma polariskoplarıyla incelenmesi yapılabilir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.8.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer denildiğinde yük altındaki yapıların gövdesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerin saptanmasında kullanılan aygıtlar anlaşılmaktadır. Bunların mekanik-optik, potik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çeşitleri vardır. Elektronik gerinim ölçer aygıtlar, değişken dirençli ince tellerden Wheatson köprü gövdesi oluşturularak ölçmede kullanılırlar (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.8.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemle analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınlandıktan sonra yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu

bölgede izlenen çatlaklar kuvvet hatların doğrultusunu gösterirler (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.8.4. Sonlu Eleman (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi

1960'lı yıllarda geliştirilen sonlu elemanlar stres analizi (SESA) biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanır. Bu bir nevi, bilgisayar üstünde tabiatın taklit edilmesidir. SESA, fiziksel modelleri tarifleyen matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindedir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Sonlu eleman yönteminin şu üstünlükleri vardır.

1. Sonuçların hassasiyeti çok yüksektir.
2. Sonuçlar çok kısa sürelerde elde edilebilir.
3. Sonuçlar çok ayrıntılı ve çeşitli olarak örneğin, gerilimler, yer değiştirmeler, esnemeler gibi tüm önemli bilgiler elde edilebilir.

SESA yönteminin uygulanması şu sırayı takip etmektedir:

- a) Analiz edilecek yapının, iki veya üç boyutlu ve gerçek boyutla orantılı geometrik modelinin hazırlanması ilk aşamadır. Bu geometrik modelde farklı şekillere sahip aynı tür elemanlar kullanılacağı gibi değişik türden elemanlar da kullanılabilir.
- b) Eleman olarak adlandırılan her küçük alan için diğer elemanlara veya sınırlara bağlı olduğu yerlerde düğüm noktaları (node, joint) belirlenir.

- c) Yapıyı oluşturan malzemelerin elastiklik modülü ve poisson oranları verilerek analizlerde yapının fiziksel tepkileri sağlanır. Her eleman için gerek doğrudan doğruya gerekse varyasyonel hesap ve başka yöntemlerle çıkan eleman özellikleri genelde bir eleman 'rijitlik' matrisi şeklinde ifade edilir. Tüm bağlantıların sıkı zincirlerle donatılmış gibi beraber hareket etmeye mecbur bırakılması rijitlik durumunu ifade eder.
- d) Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler bütün sistem için genelleştirilir ve bir denklem dizisi haline getirilir.
- e) Bu aşamada alanların düğüm noktalarındaki değerleri denklemlerin çözümlenmesi ile elde edilir.
- f) Çıkan sonuçların incelenmesi ve yorumlanması son aşamada yapılır. Ek analizlerin gerekip gerekmediği belirlenir (Eskitaşçıoğlu, 1991; Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995).

1.8.5. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Holografik İnterferometri, lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün halografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre boyutunda algılayıp görünür ışık saçaklarına dönüştürebilen bir metoddur. Test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının nanometre boyutlarında kaydedebildiği çok hassas bir kuvvet analiz yöntemi olan halografik interferometri diş hekimliğinde öncelikle ortodontik çalışmalarda, zaman içerisinde de sırasıyla kron-köprü, implant, lehim, çeşitli materyaller, tam ve bölümlü protez konularında düzenlenen in vitro çalışmalarda kullanılmıştır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.8.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem Lord Kelvin tarafından bulgularanan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değışiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır. Çiğneme sırasında bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olmakla beraber, dental implantların statik yüklenmesi gibi diğeri ilgi alanları, bu yöntemin yüklenme frekansı gereksinimlerini karşılamamaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.8.7. Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu metod birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış bir gerilim ölçerle, gerilim ölçer yükselticisi, antenle bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.9 Amaç

Tam dişsiz hastalarda alt ve üst çenede anterior bölge implant yerleştirilmesi açısından en uygun bölgedir. Bu bölgeye yerleştirilen implantlar üzerine çok farklı türde protez tasarımları yapılabilmektedir. Bu tür olgularda hekimler tarafından en çok barlı veya küresel tutuculu overdenture tarzı protezler tercih edilmektedir. İmplantüstü overdenture protezlere bir alternatif olarak; anterior bölge implantüstü sabit bir proteze çeşitli tutucularla bağlanan hareketli bölümlü bir protez yapılması yeni bir tedavi seçeneğidir. Yapacağımız çalışmada yaygın bir kullanıma sahip olan topuz tutuculu ve barlı overdenture protezlerle, bu yeni tedavi seçeneğinin nasıl bir stres dağılımı sergilediği belirlenecek ayrıca implant sayısının kuvvet dağılımında nasıl bir rol oynadığı karşılaştırmalı olarak incelenecektir.

Bu noktadan hareketle, yapacağımız çalışmada alt çene tam dişsizliklerde anterior bölgeye yerleştirilen en az implant uygulamasıyla, en etkin yük dağılımını sağlamaya yönelik olarak implantlar üzerine yapılan farklı protez tiplerinin yarattıkları gerilimlerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi çalışmamızın amacını teşkil etmektedir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda, sonlu eleman stres analiz (SESA) yöntemi kullanılmıştır. Tıp ve Diş Hekimliğinde, sonuçları sağlam dayanaklarla sunabilmek amacıyla biyolojinin konusunu oluşturan varlıkların, davranışlarının incelenmesinde mekanik yöntemler kullanılarak yapılan tüm stres analiz çalışmaları içerisinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir. Yöntem matematiksel bir yöntemdir, temelinde herhangi bir şekle sahip yapıyı daha basit geometrik şekillere ve elemanlara bölmek vardır (Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru,1995).

Araştırmada, mandibula şekline sahip kemik üzerinde, ilerde açıklayacağımız üzere anterior bölgeye 2 ve 4 implant yerleştirerek üzerine uygulanan farklı protez tasarımlarının yapıldığı modeller üzerinde analiz yapıldı.

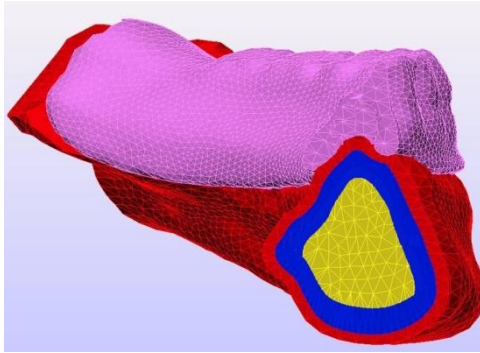
3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Pentium ® D CPU 3,00 GHz işlemci, 250gb Hard disk, 3.00 GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack 3 işletim sistemi olan bilgisayardan, Nextengine (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N

,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.

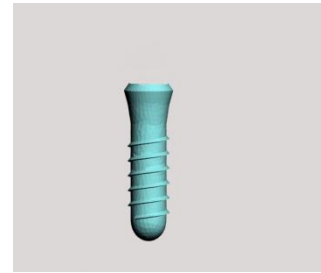
2.1. Matematik Modellerin Hazırlanması

İlk aşama olarak analiz edilecek yapının üç boyutlu ve gerçek boyutla orantılı geometrik ana modeli olan alt çene modeli hazırlanmıştır. Kemiği ifade eden taban parçasının oluşturulmasında insan alt çenesi, protezler ve protez parçaları Nextengine tarayıcısı kullanılarak tarandı. Elde edilen görüntüler, 3d-doctor yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongiyoz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu. Bu şekilde mandibula kortikal kemik, spongiyoz kemik, mukoza protez alt ve üst parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu. Rhino’da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşmadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.

Mandibulada sıklıkla D2 kemik kalitesi görüldüğünden dolayı buna uygun olarak dens trabeküler kemiği kaplayan 2mm kortikal kemik ve bunun üzerinde 1 mm kalınlığında mukoza olacak şekilde model oluşturulmuştur. Kortikal ve trabeküler kemik isotropik, homojen, lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan implantlar ITI Straumann (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) marka baz alınarak modellenmiştir. Karşılaştırmalı bir çalışma yapılacak olması sebebiyle aynı çap (4 mm) ve boyda (12mm) implantlar kullanılmıştır. İmplantların modellenmesi için Nextengine 3d lazer tarayıcısından ve Rhinoceros yazılımından yararlanıldı. İmplantlar kemiğe 90°' lik bir açı ile yerleştirilmişlerdir. Modellerdeki implantların kemikle osseointegrasyonu tam olarak (%100) kabul edilmiştir. Uygulanan kuvvetler altında kemik ile implant arasında hareket oluşmasına izin verilmemiştir.



Şekil 2.1. Modelin kesiti



Şekil 2.2. Kullanılan implant

Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan materyalin elastik katsayıları ve Poisson oranları **Çizelge 2.1**'de gösterilmiştir(Barao ve ark., 2009; Chun ve ark.,2005; Menicucci ve ark.,1998; Sevimay ve ark., 2005) .

	Elastik Katsayıları	Poisson Oranları
Titanyum implant ve abutment	110 ³¹ GPa	0.35v
Dense trabeküler kemik	1.37 ³² GPa	0.3 v
Kortikal kemik	13.7 ³² GPa	0.3 v
Co-cr alaşım	218 ³³ GPa	0.33 v
Feldspatik porselen	82.8 ³⁴ GPa	0.35v
Akrilik dişler ve akrilik rezin	3000 MPa	0.35v
Mukoza	680 MPa	0.45v
Barın plastik klipsi	3000 MPa	0.28v
Topuztutucu ve hassas tutucunun matrixi	5 MPa	0.48v

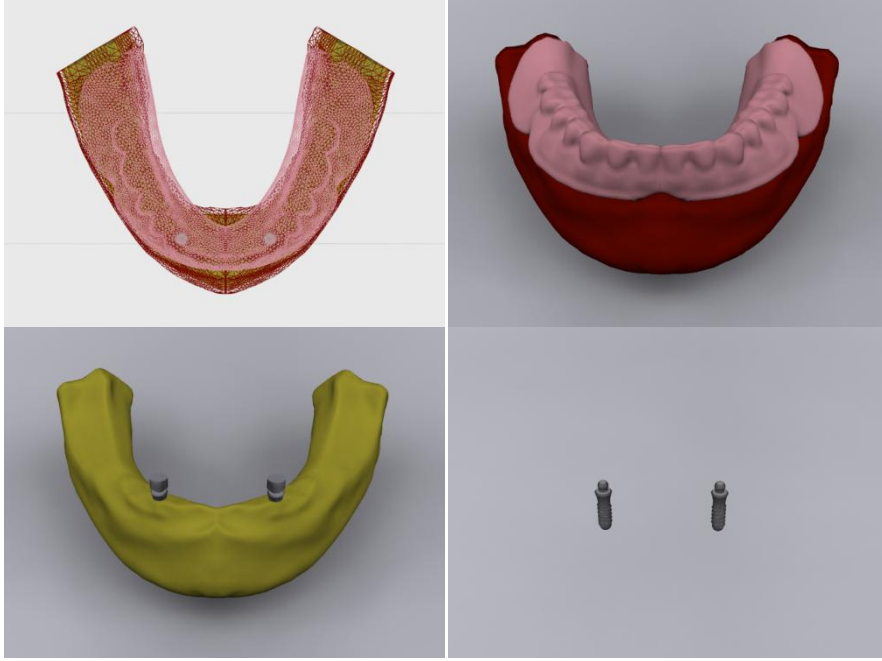
Çizelge 2.1. Kullanılan materyallerin elastik katsayıları ve poisson oranları

İmplant sayısı ve protez tipine bağlı olarak 6 farklı model oluşturulmuştur.

Model 1:

Alt çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki iki implant her iki tarafta kaninler bölgesine merkezden uzaklığı 11 mm birbirine uzaklığı 22 mm olacak şekilde yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine topuz tutuculara sahip overdenture tarzı bir protez hazırlanmıştır.

Topuz tutucunun çapı 2 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde oluşturulmuştur. Bu modelde 108974 düğüm 590996 eleman kullanılmıştır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. İki implant üzerine yapılmış topuz tutuculu overdenture protez.

Model 2:

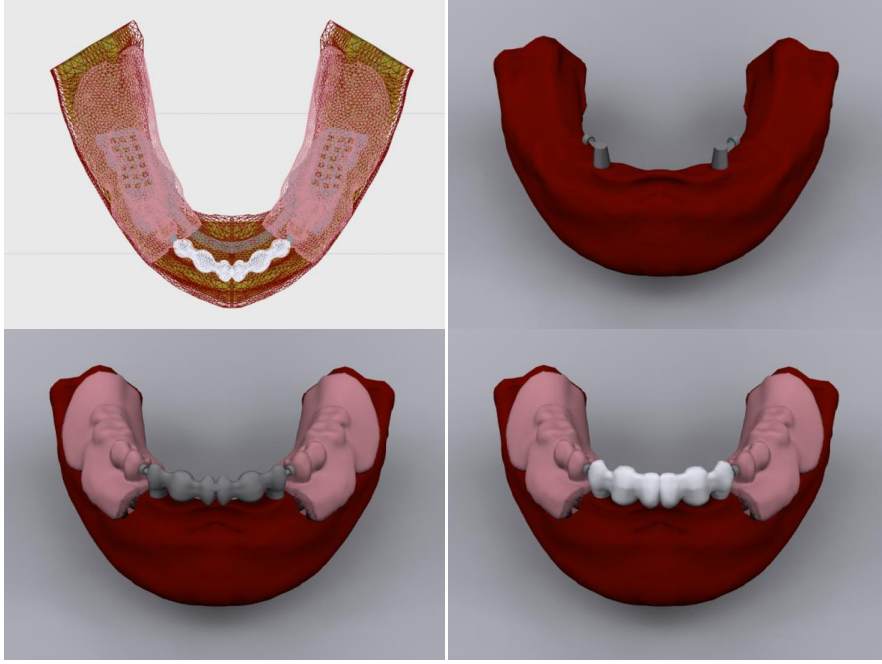
Alt çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki iki implant her iki tarafta kaninler bölgesine merkezden uzaklığı 11 mm birbirine uzaklığı 22 mm olacak şekilde yerleştirilmiştir. Bar ile birbirine bağlanmış implantlar üzerine overdenture tarzı bir protez yapılmıştır. Barın kesiti armut kesitli (Dolder Bar) olacak şekilde yapılmıştır. . Bu modelde 112896 düğüm 619972 eleman kullanılmıştır (Şekil2.4).



Şekil 2.4. İki implant üzerine yapılmış barlı overdenture protez

Model 3:

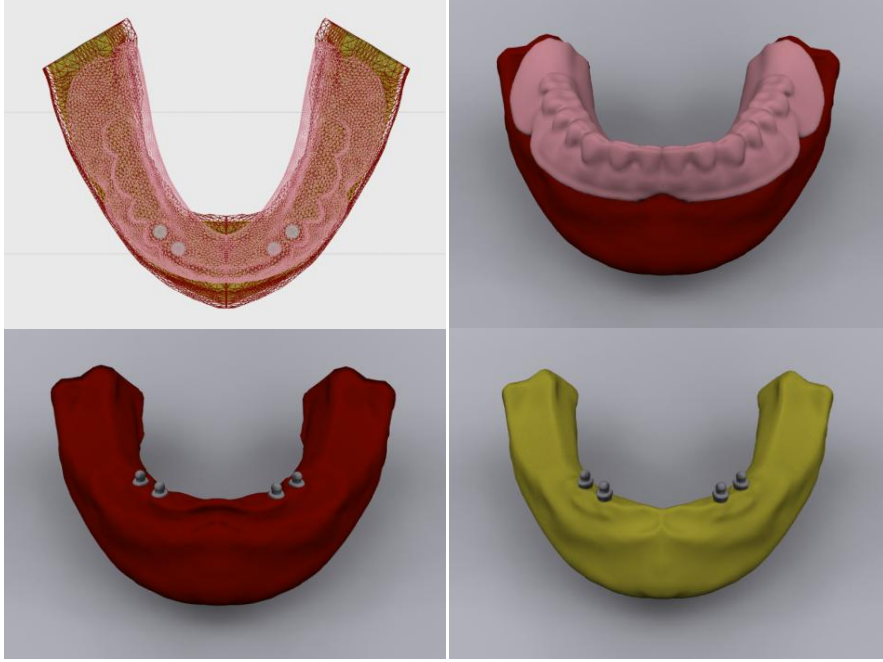
Alt çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki iki implant her iki tarafta kaninler bölgesine merkezden uzaklığı 11 mm birbirine uzaklığı 22 mm olacak şekilde yerleştirilmiştir. Kanin kanin arası implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü bir protez yapılmıştır. Sabit protez metal destekli porselen köprü olup, her iki kanin dişin distalinde topuz tutuculu hassas tutuculara sahiptir. Topuz tutucuların çapı 2 mm olup tutuculuğu sağlayan matrikste 2mm kalınlığa sahip olacak şekilde hazırlanmıştır. Bu modelde 128086 düğüm 712630 eleman kullanılmıştır (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. Kanin-kanin arası implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan HBP.

Model 4:

Alt çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki 4 implant her iki tarafta kaninler bölgesi ve 1. premolar bölgesine yerleştirilmiştir. Kaninler bölgesine yerleştirilen implantların merkezden uzaklığı 11 mm birbirine uzaklığı 22 mm, premolarlar bölgesine yerleştirilen implantlar ise kaninler bölgesine yerleştirilen implanttan 3 mm distaldedir. İmplantlar üzerine topuz tutuculu tutuculara sahip overdenture tarzı bir protez hazırlanmıştır. Topuz tutucularının çapı 2 mm ve tutuculuğu sağlayan matriksin kalınlığı da 2 mm olacak şekilde oluşturulmuştur. Bu modelde 125506 düğüm 686808 eleman kullanılmıştır (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Dört implant üzerine yapılmış topuz tutuculu overdenture protez

Model 5:

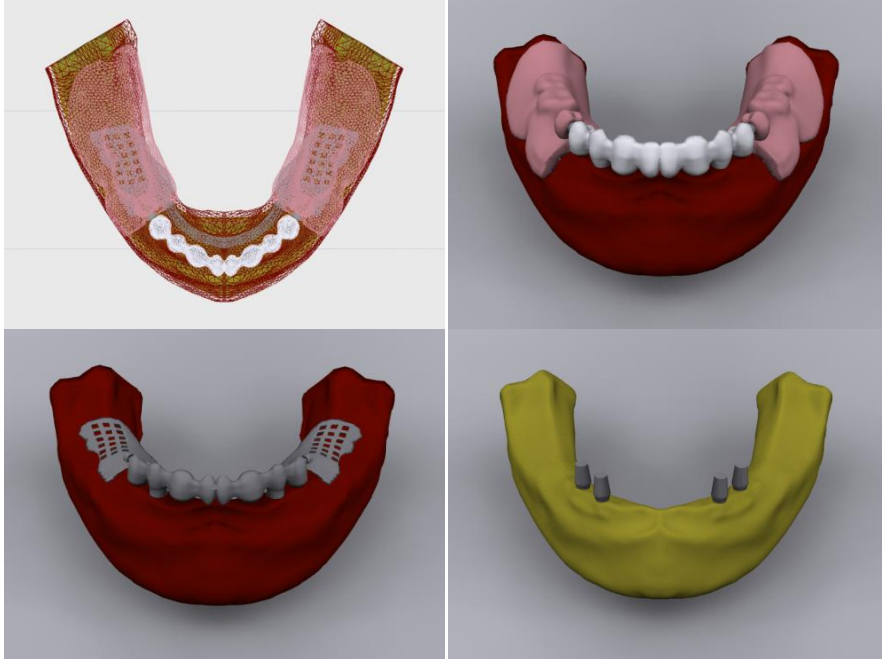
Alt çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki 4 implant her iki tarafta kaninler bölgesi ve 1. premolar bölgesine yerleştirilmiştir. Kaninler bölgesine yerleştirilen implantların merkezden uzaklığı 11 mm birbirine uzaklığı 22 mm, premolarlar bölgesine yerleştirilen implantlar ise kaninler bölgesine yerleştirilen implanttan 3 mm distaldedir. Bar ile birbirine bağlanmış implantlar üzerine overdenture tarzı bir protez yapılmıştır. Barın kesiti armut kesitli (Dolder Bar) olacak şekilde yapılmıştır. Bu modelde 129348 düğüm 715924 eleman kullanılmıştır (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Dört implant üzerine yapılmış barlı overdenture protez.

Model 6:

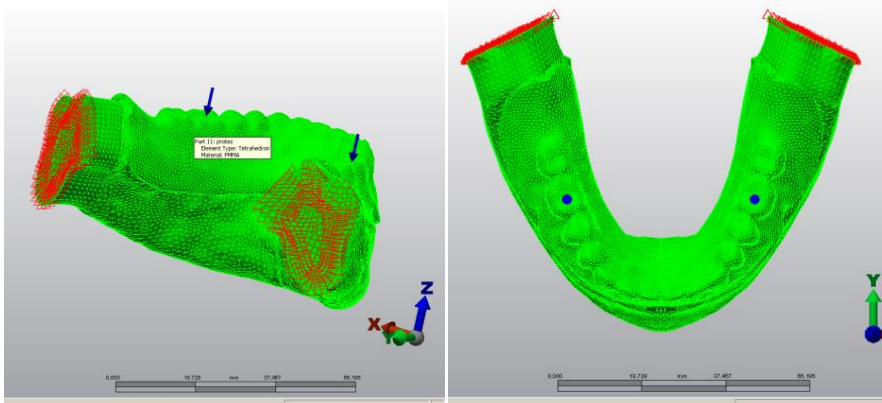
Alt çene modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda vida şeklindeki 4 implant her iki tarafta kaninler bölgesi ve 1. premolar bölgesine yerleştirilmiştir. Kaninler bölgesine yerleştirilen implantların merkezden uzaklığı 11 mm birbirine uzaklığı 22 mm, premolarlar bölgesine yerleştirilen implantlar ise kaninler bölgesine yerleştirilen implanttan 3 mm distaldedir. 1. premolarlar arası implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü bir protez yapılmıştır. Sabit protez metal destekli porselen köprü olup, her iki 1. premolar dişin distalinde topuz başlı hassas tutuculara sahiptir. Topuz tutucuların çapı 2 mm olup tutuculuğu sağlayan matrikste 2mm kalınlığa sahip olacak şekilde hazırlanmıştır. Bu modelde 141998 düğüm 794356 eleman kullanılmıştır (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. 1.premolarlar arası implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan HBP.

2.2. Yükleme

Yaptığımız çalışmada oklüzal kuvvetler her iki taraftaki alt 1. Molar dişin merkezinden vertikal (0°) olarak 100 N ($\sim 10,2$ kg) ve oblik (45°) 100 N (10,2 kg) olacak şekilde uygulanmıştır.



Şekil 2.9. Kuvvetin uygulandığı noktalar.

2.3. Sonuçların Yorumlanması

Sonlu elemanlar stres analizleri (SESA) sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için, bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Yapılması gereken, çıkan değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve büyük bir titizlikle yorumlanmasıdır.

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler iki ana grupta toplanır. Bunlar normal stresler σ (gerilme ve sıkışma stresi) ve τ kesme stresleridir. Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine; bir normal iki kesme stresi etki eder. Kesme stresleri; $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti ile tanımlanır.

Bir üç boyutlu elemanda, en büyük stres değeri, bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; Maksimum Principle Stres, intermediate principle stres ve Minimum Principle Stres olarak üçe ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_2 ara değeri, σ_3 ise en küçük negatif değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olursak; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama olur.

σ_1 : Maximum Principle Stresi simgeler, en büyük pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek **gerilme stres**'ini ifade eder.

σ_3 : Minimum Principle Stresi simgeler, en küçük negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek **sıkışma stres**'ini ifade eder.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahip ise, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır.

Kırılgan materyaller için principle stres değerleri önemlidir. Çünkü;

$\sigma_1 > S_{ut}$ [en yüksek gerilme dayanıklılığı (ultimate tensile strength)] veya

$\sigma_3 > S_{uc}$ [en yüksek sıkışma dayanıklılığı (ultimate compressive strength)] olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises stres, çekilebilir ve dövülebilir materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve üç principle stres olarak tanımlanır.

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

Von Mises stres değeri implant materyalinde oluşan stres değerlerinin değerlendirilmesinde principle stres değerlerinden daha anlamlıdır. Dolayısıyla implantta oluşan Von Mises stres değeri titanyumun germe dayanıklılığını geğerse başarısızlık olur. Ayrıca Von Mises stres değerlerini stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirebiliriz.

3. BULGULAR

Çalışmamızda 2 farklı açıda çift taraflı uygulanan 100 N kuvvet sonucu 6 farklı modelde oluşan stres dağılımları kortikal- spongiyoz kemik üzerinde Von Mises, Principle Maximum ve Principle Minimum verileriyle, implant üzerindeki stres dağılımı ise Von Mises verileriyle değerlendirilmiştir.

3.1. Kortikal Kemik Bulguları

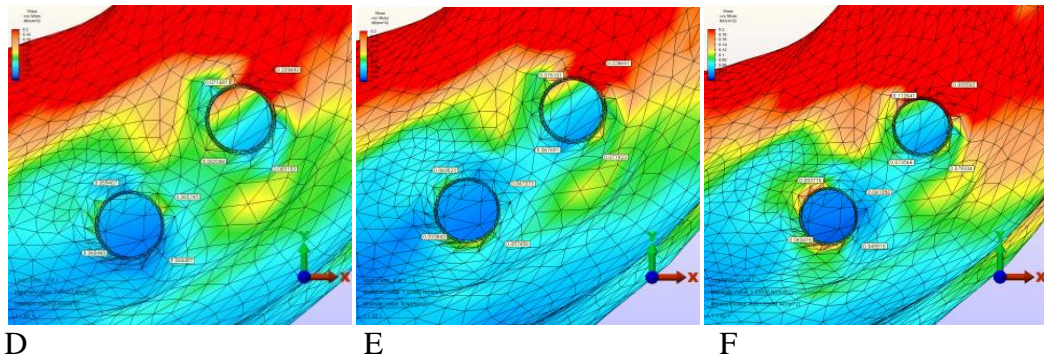
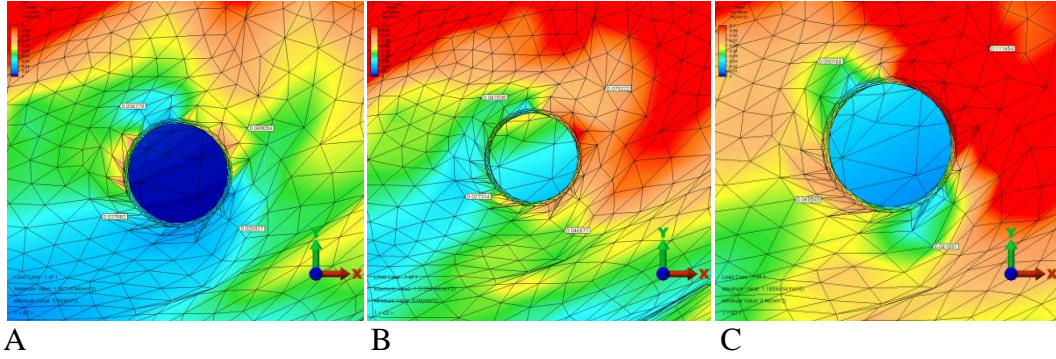
Kortikal kemik üzerinde implant çevresinde belirlenen referans noktalarında ve protez sahasında stres değerleri incelenmiştir.

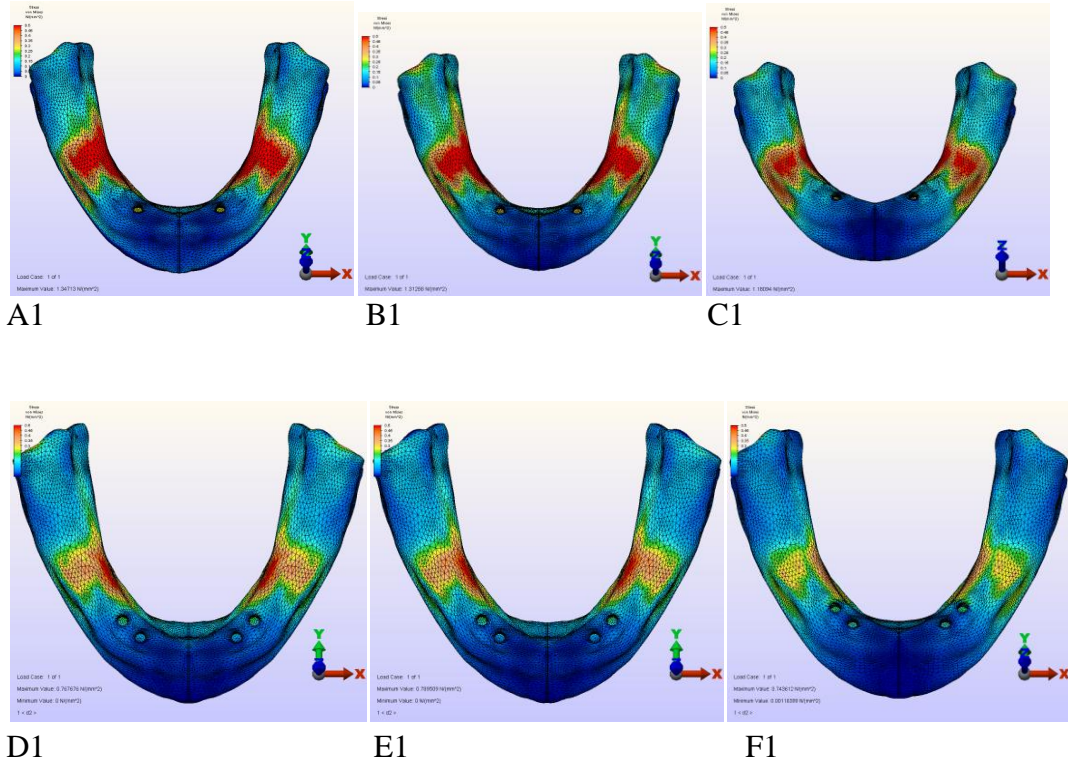
3.1.1.Von Mises Bulguları

1) **Vertikal Yükleme (0°):** 6 ayrı model üzerindeki vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan ortalama Von Mises stres değerleri **Çizelge 3.1.**, streslerin dağılımı **Şekil 3.1.** ve oluşan en yüksek stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.1.**'de sunulmuştur.

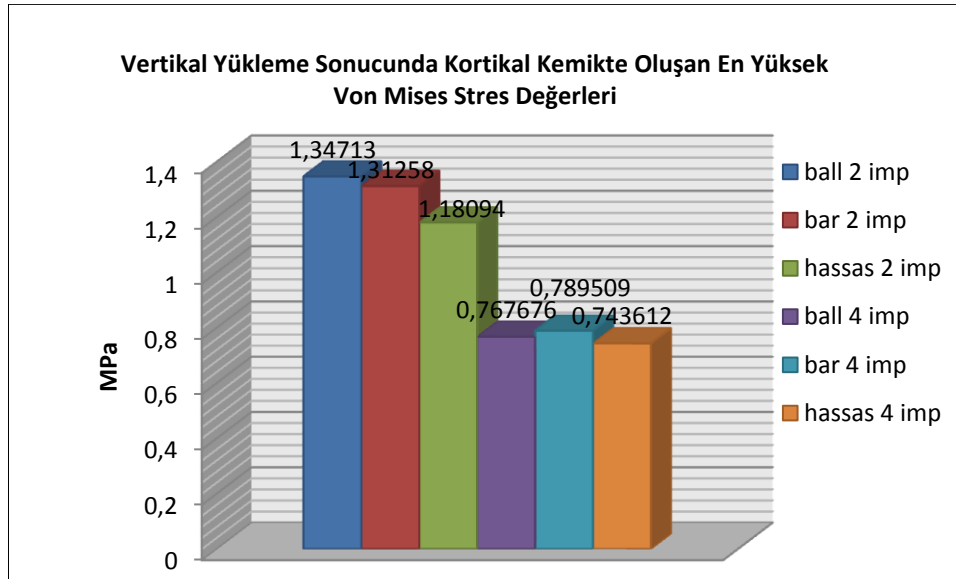
Çizelge 3.1. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte k: kanın; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları.

VM	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4 imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
	0°(k)	0°(k)	0°(k)	0° (k)	0° (k)	0° (k)	0° (pm)	0°(pm)	0° (pm)
B	0,026927	0,046677	0,041091	0,044487	0,057456	0,049915	0,065103	0,077923	0,079334
L	0,036779	0,047038	0,050766	0,059407	0,063523	0,093776	0,071481	0,076101	0,112641
M	0,027882	0,027314	0,049569	0,040440	0,033843	0,063416	0,082598	0,067691	0,073566
D	0,049054	0,070222	0,111654	0,065745	0,047373	0,041056	0,229493	0,228691	0,355582





Şekil 3.1. Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. A-A1: topuz 2 implant overdenture; B-B1: bar 2 implant overdenture; C-C1: hassas tutuculu 2 implant HBP; D-D1: topuz 4 implant overdenture; E-E1: bar 4 implant overdenture; F-F1: hassas tutuculu 4 implant HBP.



Grafik 3.1. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Vertikal yükleme sonucunda implantlar etrafında oluşan Von Mises stres değerleri incelendiğinde en yüksek stres değerleri, 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanmış HBP olan modelde premolar bölgesine yerleştirilmiş implant etrafında gözlenmiştir. İmplantlar etrafında oluşan en düşük Von Mises stres değerleri ise kaninler bölgesine 2 implant yerleştirilmiş topuz tutuculu overdenture protezli modelde kaydedilmiştir (Çizelge 3.1).

Kortikal kemikte yükleme sonrasında oluşan Von Mises stres alanları incelendiğinde, yüksek stres bölgeleri kırmızı alanlarla gösterilmiştir. İmplantlar etrafında oluşan stresleri gösteren imajlarda skala değer aralığı 0-0,1 MPa, kortikal kemiğin tamamında oluşan stresleri gösteren imajlarda değer aralığı 0-0,5 MPa arasındadır. İki implantlı modellerde implantlar etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises stresleri incelendiğinde, tüm modellerde streslerin implantların distal bölgelerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Dört implantlı modellerde implantlar etrafındaki en yüksek Von Mises stresleri premolar bölgesine yerleştirilmiş implantın distal yüzeyinde görülmüştür. İmplant sayısı 2' den 4'e çıktığında tüm modellerde özellikle birinci premolar bölgesindeki implantların etrafında oluşan Von Mises streslerinin arttığı görülmüştür (Şekil 3.1).

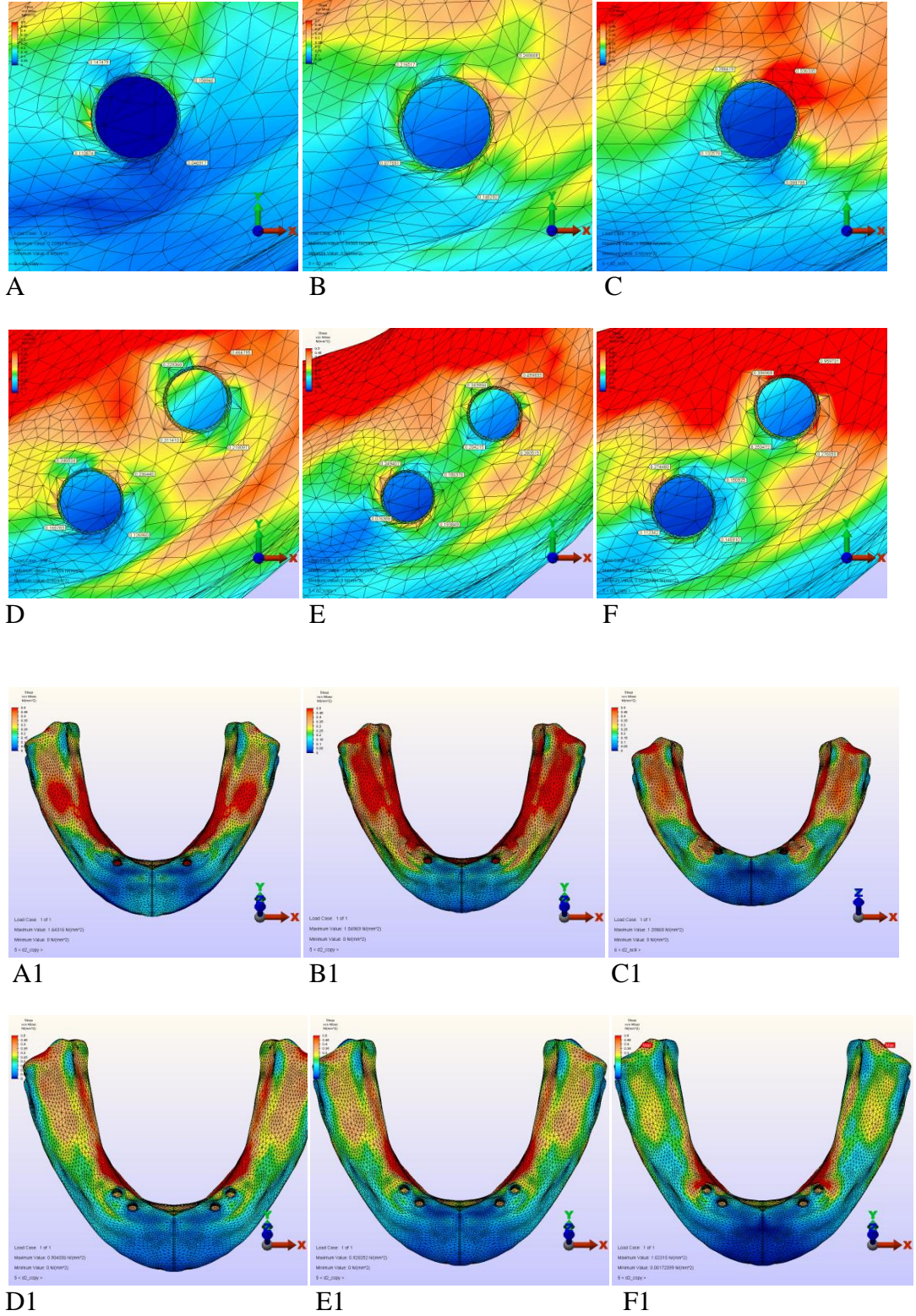
Kortikal kemiğin protez sahasındaki tüm yüzeyleri incelendiğinde; en yüksek stres değeri kaninler bölgesine 2 implant yerleştirilmiş topuz tutuculu overdenture protezli modelde ~1,34 MPa, en düşük stres değeri ise 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü bir proteze sahip olan modelde

~0,74 MPa görülmüştür. Tüm modellerde mukoza altındaki kortikal kemikteki en yüksek Von Mises stres değerleri kuvvetin uygulandığı bölgenin çevresinde ve lingual yüzeylerde görülmüştür. İmplant sayısı ikiden dörde çıktığında, protez sahasında mukoza altındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises stres değerlerinin düştüğü gözlenmiştir(Grafik 3.1,Şekil 3.1).

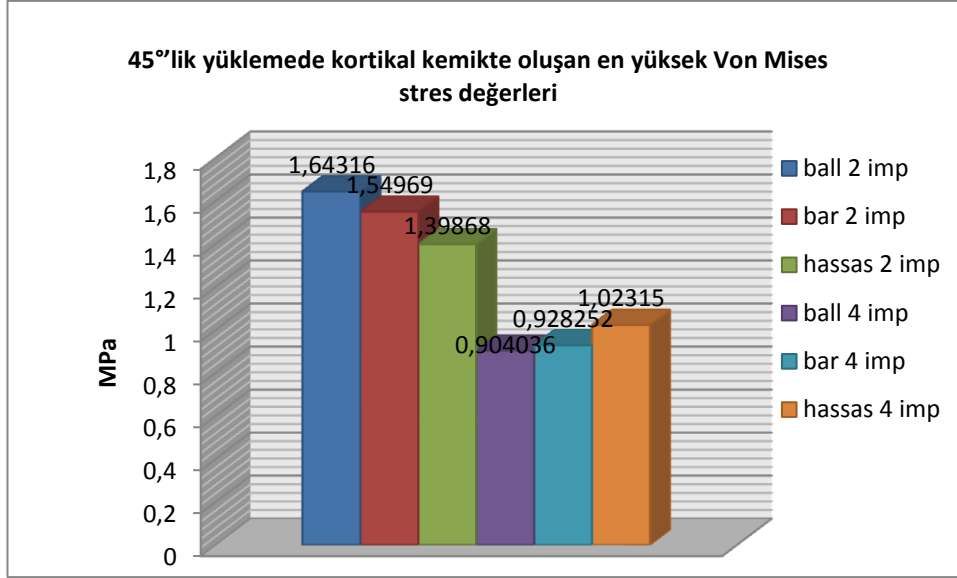
2) 45° Yükleme: 6 ayrı model üzerindeki 45°'lik yüklemde kortikal kemikte oluşan ortalama Von Mises stres değerleri **Çizelge 3.2.**, streslerin dağılımları **Şekil 3.2.** ve oluşan en yüksek stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.2.**'de sunulmuştur.

Çizelge 3.2. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yüklem sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları.

VM	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4 imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4 imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
	45°(k)	45°(k)	45°(k)	45° (k)	45° (k)	45° (k)	45° (pm)	45° (pm)	45° (pm)
B	0,051357	0,148292	0,088795	0,126960	0,193849	0,145910	0,218097	0,280515	0,276050
L	0,138946	0,216517	0,286419	0,246824	0,249407	0,274480	0,229368	0,243904	0,386968
M	0,100933	0,077551	0,132579	0,165783	0,076388	0,112342	0,311410	0,204215	0,253472
D	0,146632	0,240668	0,536335	0,236440	0,186376	0,150925	0,466795	0,459833	0,959731



Şekil 3.2. 45°'lik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. A-A1: topuz 2 implant overdenture; B-B1: bar 2 implant overdenture; C-C1: hassas tutuculu 2 implant HBP; D-D1: topuz 4 implant overdenture; E-E1: bar 4 implant overdenture; F-F1: hassas tutuculu 4 implant HBP.



Grafik 3.2. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yüklem sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

45°'lik yüklem sonucunda implantlar etrafındaki kortikal kemikte oluşan stres değerlerinde vertikal yüklem değerlerine göre artış gözlenmektedir. Bunun nedeni de uygulanan kuvvetin lateral bileşeninin olması ve devirici kuvvet etkisi yapmasıdır.

45°'lik yüklem sonucunda implantlar etrafında oluşan Von Mises stres değerleri incelendiğinde, en yüksek stres değerleri, 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanmış HBP olan modelde premolar bölgesine yerleştirilmiş implant etrafında gözlenmiştir. İmplantlar etrafında oluşan en düşük Von Mises stres değerleri ise kaninler bölgesine 2 implant yerleştirilmiş topuz tutuculu overdenture protezli modelde kaydedilmiştir (Çizelge 3.2).

Kortikal kemikte 45°'lik yüklem sonrasında oluşan Von Mises stres alanları incelendiğinde, yüksek stres bölgeleri kırmızı alanlarla gösterilmiştir. İmplantlar etrafında kortikal kemikte oluşan stresleri

gösteren imajlarda skala değer aralığı 0-0,1 MPa, kortikal kemiğin tamamında oluşan stresleri gösteren imajlarda değer aralığı 0-0,5 MPa arasındadır. İki implantlı modellerde implantlar etrafındaki kortikal kemikte oluşan Von Mises stresleri incelendiğinde, modellerde streslerin daha çok implantların distal bölgelerinde yoğunlaştığı görülmektedir. Dört implantlı modellerde implantlar etrafındaki kortikal kemikte Von Mises streslerinin premolar bölgesine yerleştirilmiş implantların distal yüzeylerinde yoğunlaştığı görülmüştür. İmplant sayısı ikiden dörde çıktığında implantların etrafında oluşan Von Mises stres değerlerinin yükseldiği görülmüştür (Şekil 3.2).

Kortikal kemiğin protez sahasındaki tüm yüzeyleri incelendiğinde; en yüksek stres değeri kaninler bölgesine 2 implant yerleştirilmiş topuz tutuculu overdenture protezli modelde ~1,64 MPa, en düşük stres değeri ise 4 implant üzerine yapılmış topuz tutuculu overdenture protezli modelde ~0,90 MPa görülmüştür. Tüm modellerde kortikal kemikteki en yüksek Von Mises stres değerleri kuvvetin uygulandığı bölgenin çevresinde ve lingual yüzeylerde görülmüştür. İmplant sayısı arttığında mukoza altında ki kortikal kemikte oluşan Von Mises stres değerlerinin düştüğü gözlenmiştir (Grafik 3.2, Şekil 3,2).

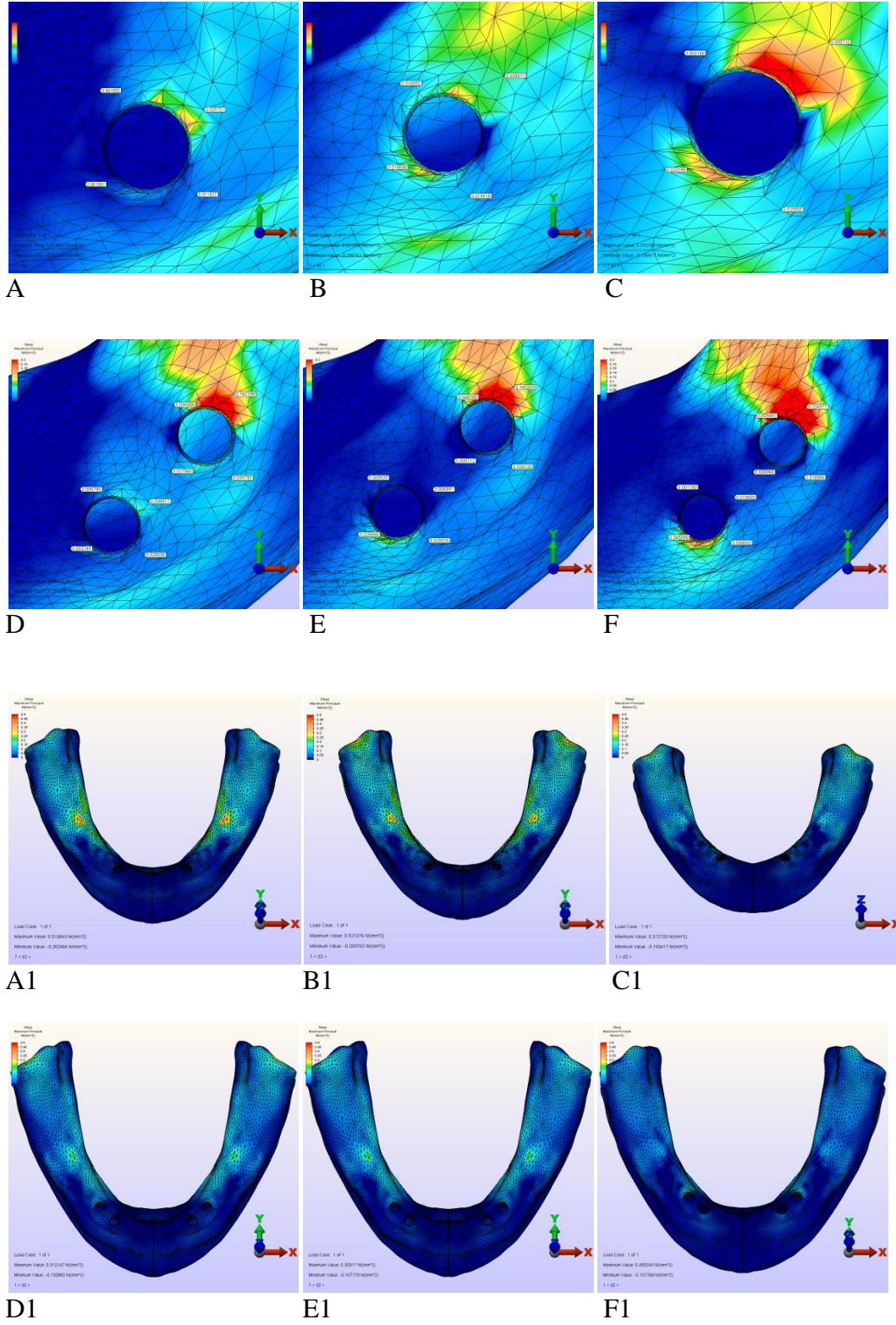
3.1.2. Gerilme Tipi Stres Bulguları (Principle Stres Maksimum)

1) **Vertikal Yükleme:** 6 ayrı model üzerindeki vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan ortalama gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerleri **Çizelge 3.3.**, streslerin dağılımları **Şekil 3.3.** ve oluşan

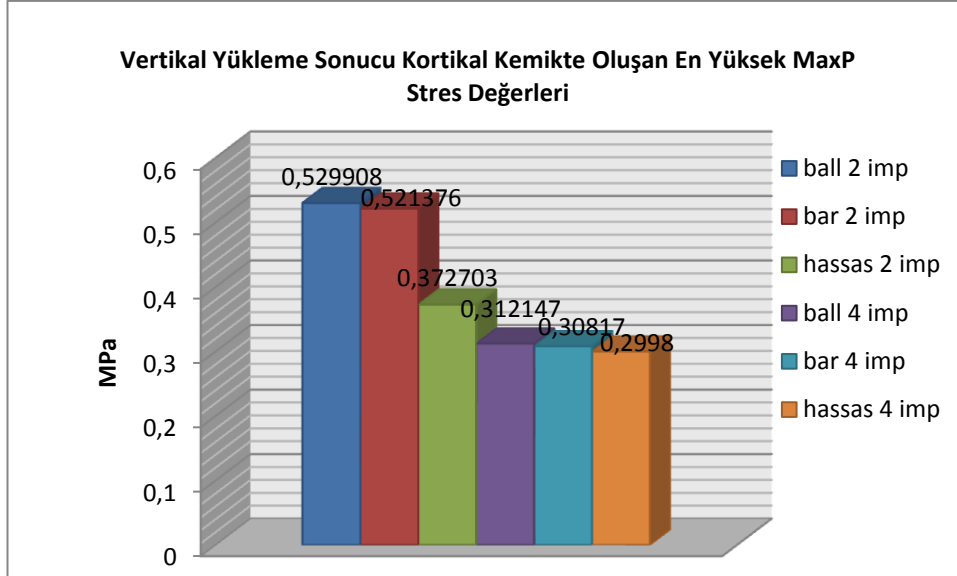
en yüksek stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.3.**'te sunulmuştur.

Çizelge 3.3. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

MaxP	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
	0°(k)	0°(k)	0°(k)	0° (k)	0° (k)	0° (k)	0° (pm)	0°(pm)	0° (pm)
B	0,011827	0,019518	0,025555	0,020638	0,025076	0,035653	0,035750	0,028120	0,018886
L	0,001552	0,016553	0,003166	0,006790	0,005925	0,001750	0,034306	0,048789	0,055892
M	0,001501	0,019838	0,023199	0,003749	0,028068	0,045099	0,027980	0,005712	0,008968
D	0,025757	0,039671	0,055710	0,038917	0,006991	0,010603	0,142198	0,140269	0,224977



Şekil 3.3. Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi. A-A1: topuz 2 implant overdenture; B-B1: bar 2 implant overdenture; C-C1: hassas tutuculu 2 implant HBP; D-D1: topuz 4 implant overdenture; E-E1: bar 4 implant overdenture; F-F1: hassas tutuculu 4 implant HBP.



Grafik 3.3. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Vertikal yükleme sonucunda implantlar etrafında oluşan gerilme tipi stres değerleri incelendiğinde, en yüksek stres değerleri, 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanmış HBP olan modelde premolar bölgesine yerleştirilmiş implant etrafında özellikle distal bölgede gözlenmiştir. İmplantlar etrafında oluşan en düşük gerilme tipi stres değerleri ise kaninler bölgesine 2 implant yerleştirilmiş topuz tutuculu overdenture protezli modelde kaydedilmiştir (Çizelge 3.3).

Kortikal kemikte vertikal yükleme sonrasında oluşan gerilme tipi stres alanları incelendiğinde, yüksek stres bölgeleri kırmızı alanlarla gösterilmiştir. İmplantlar etrafında oluşan stresleri gösteren imajlarda skala değer aralığı 0-0,1 MPa, mukoza altında oluşan stresleri gösteren imajlarda değer aralığı 0-0,5 MPa arasındadır. İki implantlı modellerde implantlar etrafındaki kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres

yoğunlukları incelendiğinde tüm modellerde en yüksek stresler implantların distal bölgelerinde görülmüştür. Ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan HBP' den oluşan modelde topuzve bar tutuculu modellere göre implant etrafında daha fazla stres yoğunluğu görülmüştür. 4 implantlı modellerde implantlar etrafındaki gerilme tipi stres yoğunlukları dağılımı birbirine oldukça benzemektedir. Stres yoğunluğu implantın distal bölgesinden linguale doğru bir dalgalanma göstermektedir. Bununla beraber implant etrafındaki kortikal kemikte en yüksek stres yoğunluğu ön bölge sabit hassas tutuculu HBP' li modelde premolar bölgesindeki implantın distal yüzeyinde görülmüştür. İmplant sayısı 2' den 4' e çıktığında kanin bölgesindeki implantların etrafında oluşan gerilme tipi stres yoğunluğunun azaldığı ancak premolar bölgesindeki implantlar etrafında stres yoğunluğunun arttığı görülmüştür (Şekil 3.3).

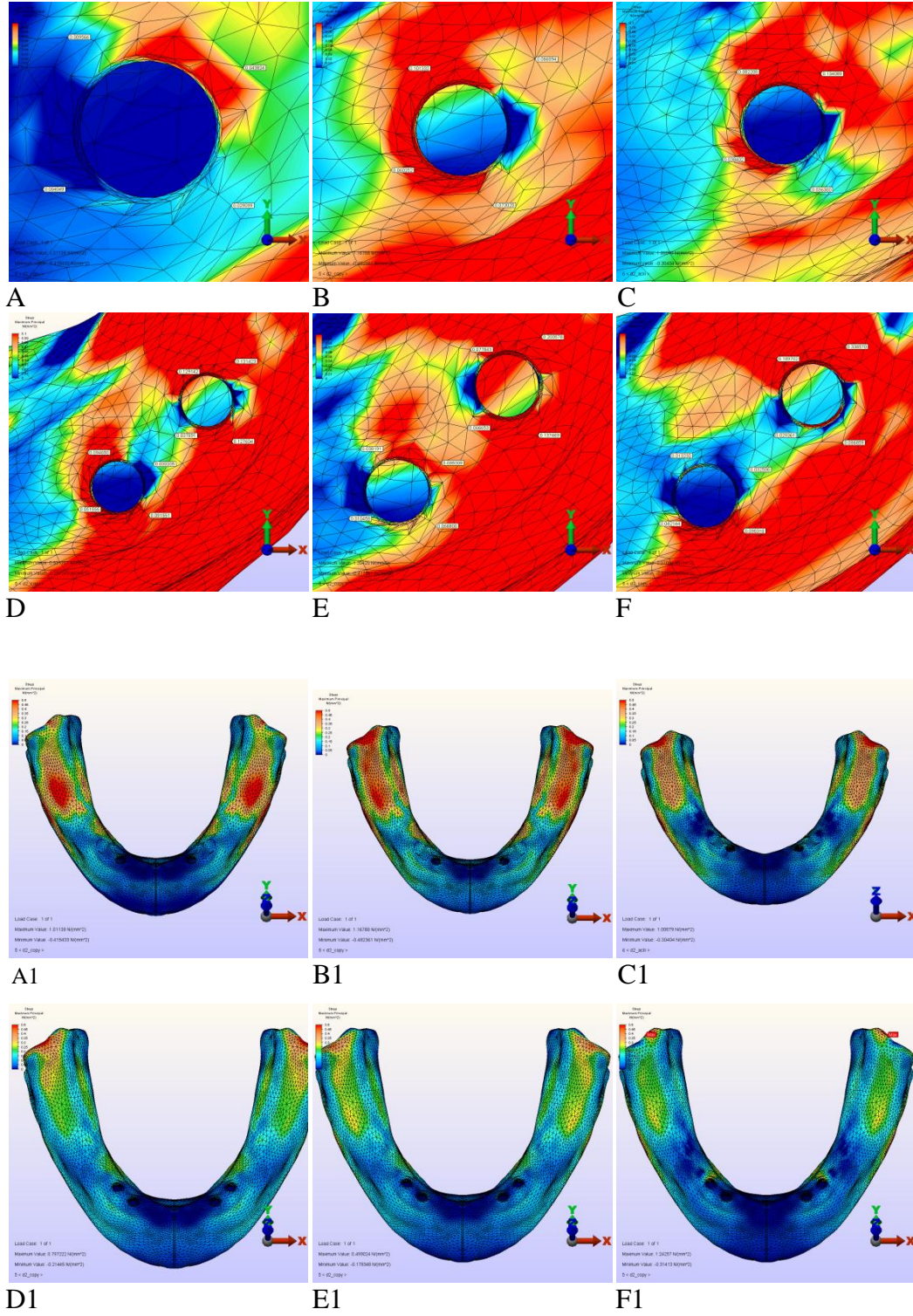
Kortikal kemiğin protez sahasındaki tüm yüzeyleri incelendiğinde; en yüksek stres değeri kaninler bölgesine 2 implant yerleştirilmiş topuz tutuculu overdenture protezli modelde ~0,53 MPa, en düşük stres değeri ise 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü bir proteze sahip olan modelde ~0,29 MPa görülmüştür. Tüm modellerde kortikal kemikteki en yüksek gerilme tipi stres değerleri kuvvetin uygulandığı bölgenin çevresinde ve lingual yüzeylerde görülmüştür (Grafik 3.3, Şekil 3.3).

Aynı protez tipine sahip modeller incelendiğinde implant sayısı ikiden dörde çıktığında kortikal kemiğin mukoza altındaki yüzeylerinde gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin düştüğü gözlenmiştir (Grafik 3.3, Şekil.3.3)

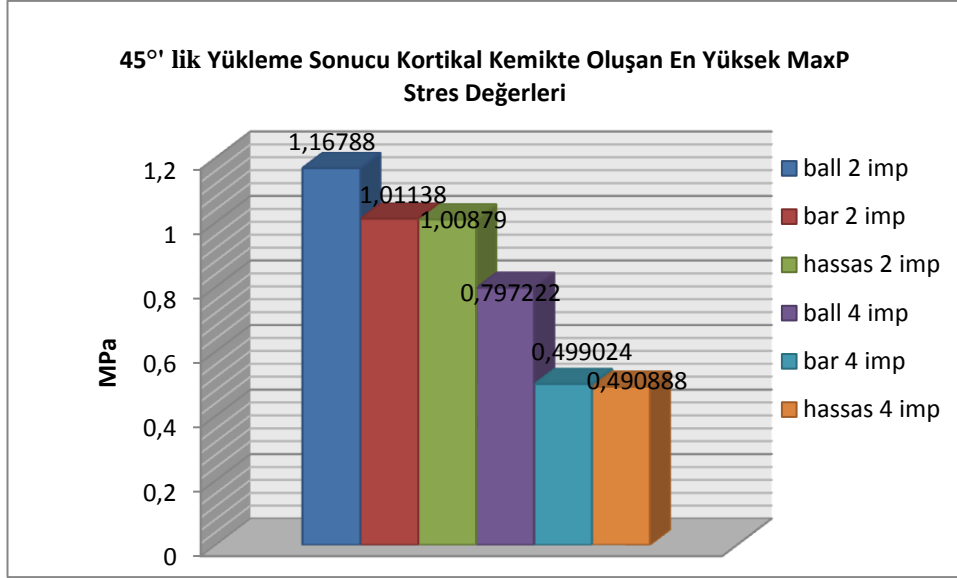
2) 45° Yükleme: 6 ayrı model üzerindeki 45°'lik yüklemelerde kortikal kemikte oluşan ortalama gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerleri **Çizelge 3.4.**, streslerin dağılımları **Şekil 3.4.** ve oluşan en yüksek stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.4.**'te sunulmuştur.

Çizelge 3.4. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

MaxP	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
	45°(k)	45°(k)	45°(k)	45° (k)	45° (k)	45° (k)	45° (pm)	45° (pm)	45° (pm)
B	0,029099	0,073020	0,036300	0,066800	0,091551	0,095318	0,137469	0,127604	0,086859
L	0,009566	0,101332	0,082208	0,038191	0,094650	0,013230	0,077843	0,129142	0,189702
M	0,004049	0,060252	0,038402	0,010458	0,051555	0,042144	0,066653	0,037891	0,029361
D	0,043824	0,066894	0,134089	0,085309	0,030205	0,032506	0,200578	0,131423	0,338570



Şekil 3.4. 45°'lik yükleme sonucunda kortikal kemikte gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi. A-A1: topuz 2 implant overdenture; B-B1: bar 2 implant overdenture; C-C1: hassas tutuculu 2 implant HBP; D-D1: topuz 4 implant overdenture; E-E1: bar 4 implant overdenture; F-F1: hassas tutuculu 4 implant HBP.



Grafik 3.4. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

45°' lik yükleme sonucunda implantlar etrafındaki kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres değerlerinde vertikal yükleme değerlerine göre ciddi miktarda artış gözlenmiştir.

45°' lik yükleme sonucunda implantlar etrafında oluşan gerilme tipi stres değerleri incelendiğinde, en yüksek toplam stres değerleri 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanmış HBP olan modelde premolar bölgesine yerleştirilmiş implant etrafında gözlenmiştir. İmplantlar etrafında oluşan en düşük gerilme tipi stres değerleri ise kaninler bölgesine 2 implant yerleştirilmiş topuz tutuculu overdenture protezli modelde kaydedilmiştir (Çizelge 3.4).

Kortikal kemikte 45°' lik yükleme sonrasında oluşan gerilme tipi stres alanları incelendiğinde, yüksek stres bölgeleri kırmızı alanlarla gösterilmiştir. İmplantlar etrafında oluşan stresleri gösteren imajlarda

skala değer aralığı 0-0,1 MPa, kortikal kemiğin tamamında oluşan stresleri gösteren imajlarda değer aralığı 0-0,5 MPa arasındadır. İki implantlı modellerde implantlar etrafındaki kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres yoğunlukları incelendiğinde, iki implant üzerine yapılmış topuz tutuculu overdenture protezli modelde implantın disto-lingual yüzeyindeki stres yoğunlaşması dikkat çekmektedir. İki implantlı bar tutuculu modelde stresler implantın bukkal, mesial ve lingual yüzeylerinde yoğunlaşmıştır. İki implant üzerine yapılmış sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan HBP' den oluşan modelde implant etrafında disto-lingual ve meziyo-bukkal yüzde daha fazla stres yoğunluğu görülmüştür (şekil 3.4).

Dört implantlı modellerde implantlar etrafındaki gerilme tipi stres yoğunlukları incelendiğinde, topuz tutuculu overdenture protezli modelde her iki implantın bukkal ve lingual yüzeylerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Stres yoğunluğu implantın distal bölgesinden linguale doğru bir dalgalanma göstermektedir. Bununla beraber implant etrafındaki kortikal kemikte en yüksek stres yoğunluğu n bölge sabit hassas tutuculu HBP' li modelde premolar bölgesindeki implantın distal yüzeyinde görülmüştür (şekil 3.4).

Kortikal kemiğin protez sahasındaki tüm yüzeyleri incelendiğinde; en yüksek stres değeri kaninler bölgesine 2 implant yerleştirilmış topuz tutuculu overdenture protezli modelde ~1,16 MPa, en düşük stres değeri ise 4 implant üzerine yapılmış n bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü bir proteze sahip olan modelde ~0,49 MPa görülmüştür. Tüm modellerde kortikal kemikteki en yüksek

gerilme tipi stres değerleri kuvvetin uygulandığı bölgenin çevresinde özellikle bukkal sahada ve trianguler bölgede görülmüştür (Grafik 3.4, Şekil 3.4).

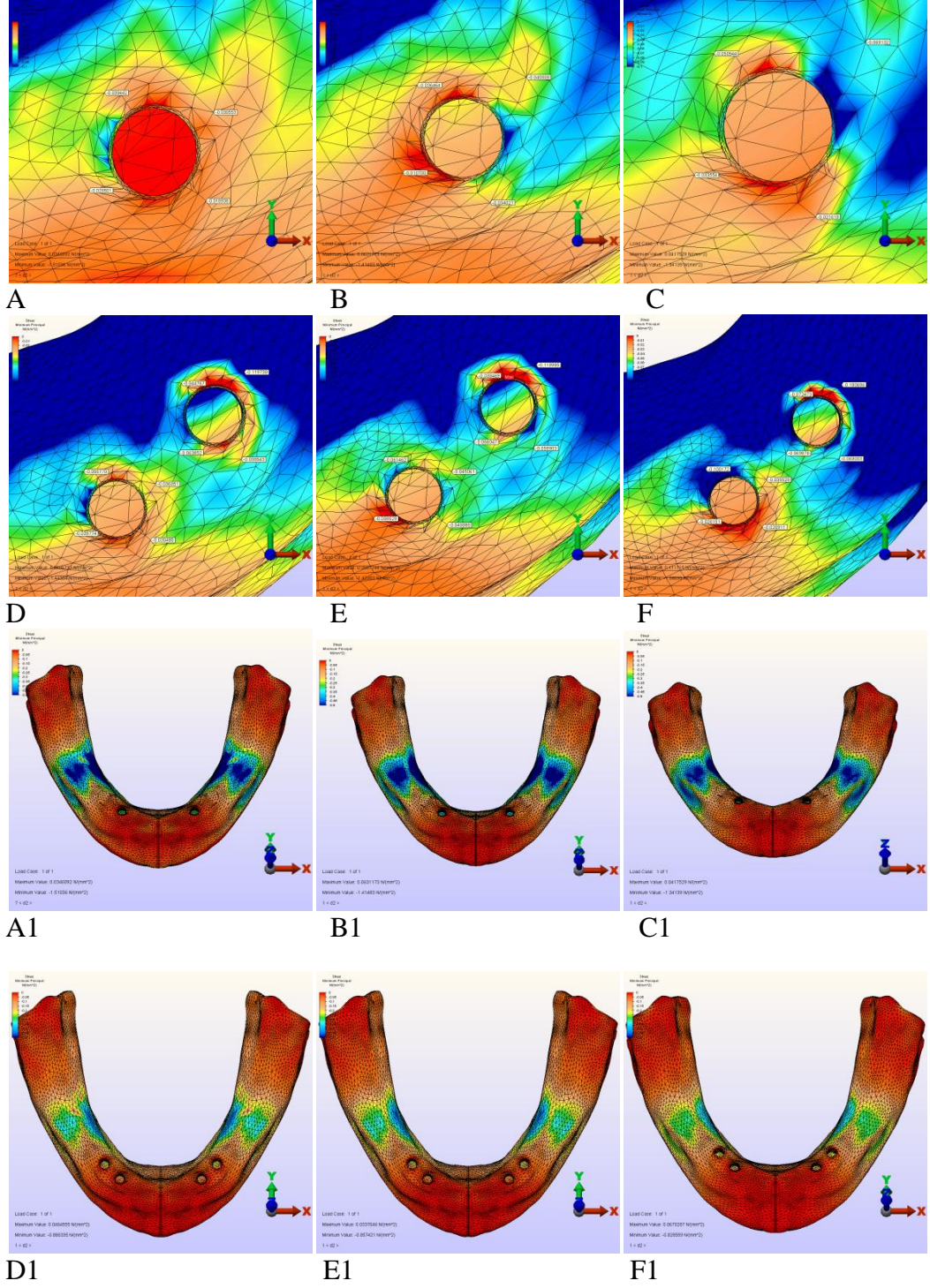
Aynı protez tipine sahip modeller incelendiğinde implant sayısı ikiden dörde çıktığında kortikal kemiğin mukoza altında ki yüzeylerinde gerilme tipi stres (Maximum Principle Stres) yoğunluğunun azaldığı gözlenmiştir (Şekil 3.4).

3.1.3. Sıkışma Tipi Stres Bulguları (Principle Stres Minimum)

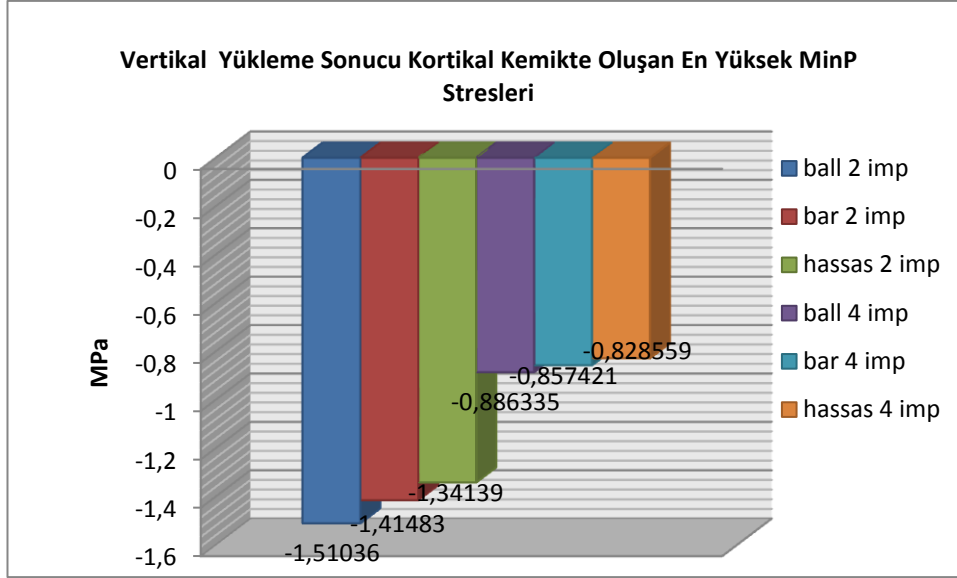
1) Vertikal Yükleme: 6 ayrı model üzerindeki vertikal yüklemede kortikal kemikte implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan ortalama sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerleri **izelge 3.5.**, streslerin dağılımları **Şekil 3.5.** ve oluşan en yüksek streslerin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.5.**'te sunulmuştur.

Çizelge 3.5. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Sıkışma Tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
MinP	0°(k)	0°(k)	0°(k)	0° (k)	0° (k)	0° (k)	0° (pm)	0°(pm)	0° (pm)
B	-0,018938	-0,034027	-0,021619	-0,030480	-0,040888	-0,020911	-0,038543	-0,059903	-0,069003
L	-0,039442	-0,036464	-0,050544	-0,055770	-0,061462	-0,100172	-0,044767	-0,038469	-0,072473
M	-0,029501	-0,010700	-0,033554	-0,039774	-0,008529	-0,026151	-0,063852	-0,066047	-0,069876
D	-0,030553	-0,040808	-0,069132	-0,036051	-0,045061	-0,035528	-0,119738	-0,119985	-0,180696



Şekil 3.5. Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi. A-A1: topuz 2 implant overdenture; B-B1: bar 2 implant overdenture; C-C1: hassas tutuculu 2 implant HBP; D-D1: topuz 4 implant overdenture; E-E1: bar 4 implant overdenture; F-F1: hassas tutuculu 4 implant HBP.



Grafik 3.5. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek Sıkışma Tipi streslerin (Minimum Principle Stres) bar grafik olarak ifadesi.

Vertikal yükleme sonucunda implantlar etrafında oluşan sıkışma tipi stres değerleri incelendiğinde en yüksek stresler, 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanmış HBP olan modelde premolar bölgesine yerleştirilmiş implant etrafında, özellikle distal bölgede gözlenmiştir. Kaninler bölgesine 2 implant yerleştirilmiş topuz tutuculu overdenture protezli modelde elde edilen değerler diğer modellere göre daha düşük stresler olduğunu göstermektedir (Çizelge3.5).

Kortikal kemikte vertikal yükleme sonrasında oluşan sıkışma tipi stres alanları incelendiğinde, yüksek stres bölgeleri mavi alanlarla gösterilmiştir. İmplantlar etrafında oluşan stresleri gösteren imajlarda skala değer aralığı -0,1-0 MPa, kortikal kemiğin tamamında oluşan stresleri gösteren imajlarda değer aralığı -0,5-0 MPa arasındadır. İki implantlı modellerde implantlar etrafındaki kortikal kemikte oluşan

sıkışma tipi stres yoğunlukları incelendiğinde bar tutuculu overdenture protezli modelin ve ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan HBP'li modelde implantların distal bölgelerinde, topuz tutuculu overdenture protezli modelin diğer iki modeldeki kadar olmasa da mesial yüzeydeki yoğunluk dikkat çekmektedir. Ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan HBP' den oluşan modelde topuz ve bar tutuculu modellere göre implant etrafında daha fazla stres yoğunluğu görülmüştür. Dört implantlı modellerde implantlar etrafındaki sıkışma tipi stres yoğunlukları dağılımı birbirine oldukça benzemektedir. Stres yoğunluğu implantın meziyo-lingual bölgesinden linguale doğru bir dalgalanma göstermektedir. Bununla beraber implant etrafındaki kortikal kemikte en yüksek stres yoğunluğu ön bölge sabit hassas tutuculu HBP' li modelde premolar bölgesindeki implantın meziyo-lingual yüzeyinde ve kanin bölgesindeki implantın lingual yüzeyinde görülmüştür(Şekil 3.5).

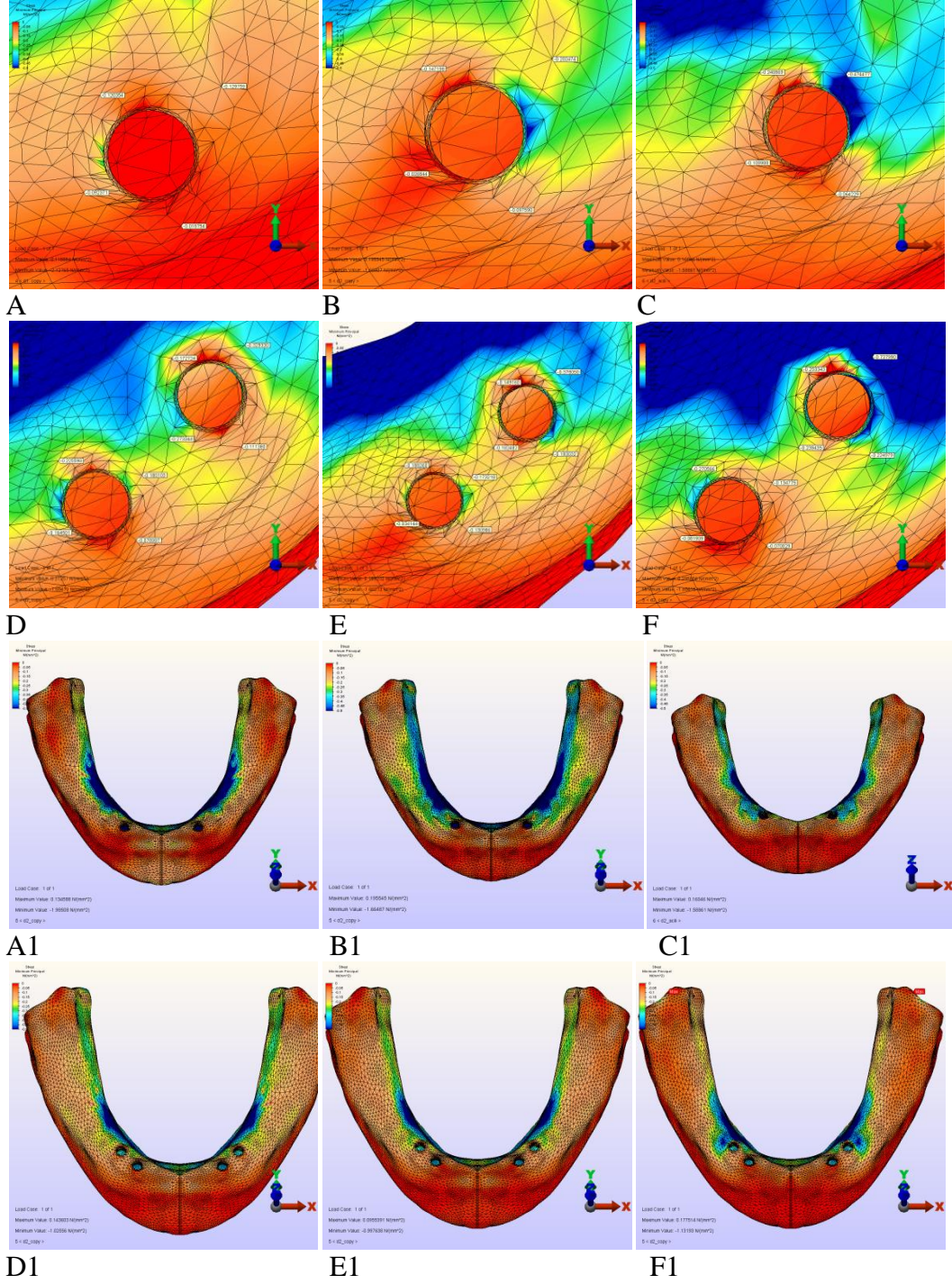
Kortikal kemiğin protez sahasındaki tüm yüzeyleri incelendiğinde; en yüksek stres, kaninler bölgesine 2 implant yerleştirilmiş topuz tutuculu overdenture protezli modelde $\sim 1,51$ MPa, en düşük stresler ise 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü bir proteze sahip olan modelde $\sim 0,82$ MPa görülmüştür. Tüm modellerde kortikal kemikteki en yüksek sıkışma tipi stresler kuvvetin uygulandığı bölgenin çevresinde görülmüştür(Grafik 3.5, Şekil 3.5).

Aynı protez tipine sahip modeller incelendiğinde implant sayısı ikiden dörde çıktığında kortikal kemiğin tüm yüzeylerinde sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) yoğunluğunun azaldığı gözlenmiştir.

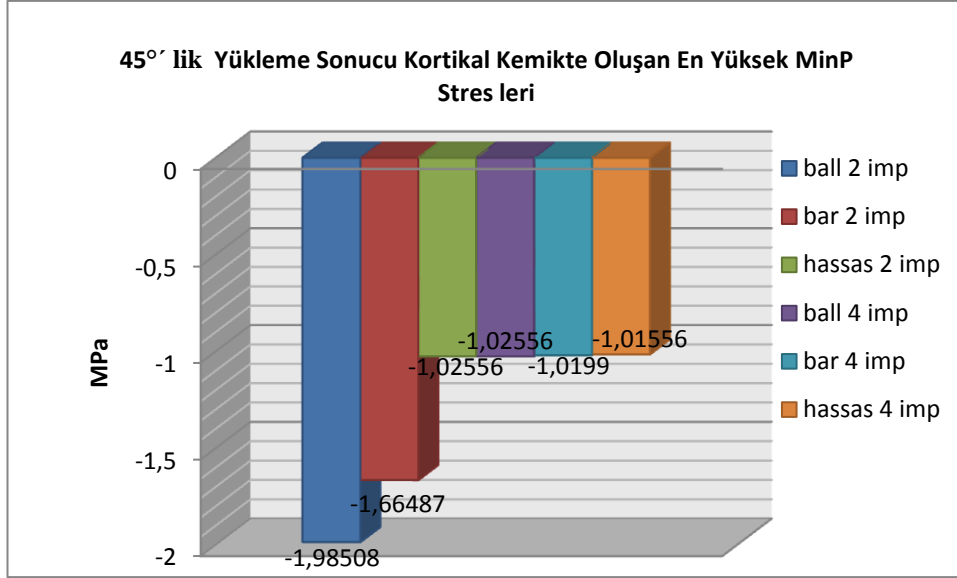
2) 45° Yükleme: 6 ayrı model üzerindeki 45°'lik yüklemelerde kortikal kemikte oluşan ortalama sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerleri **Çizelge 3.6.** streslerin dağılımları **Şekil 3.6.** ve oluşan en yüksek streslerin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.6.**'da sunulmuştur.

Çizelge 3.6. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yüklemeye sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Sıkışma Tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
MinP	45°(k)	45°(k)	45°(k)	45° (k)	45° (k)	45° (k)	45° (pm)	45° (pm)	45° (pm)
B	-0,029013	-0,097590	-0,064229	-0,078997	-0,130986	-0,070029	-0,111380	-0,193032	-0,224979
L	-0,140263	-0,147198	-0,240869	-0,225598	-0,188260	-0,270566	-0,172724	-0,149160	-0,253343
M	-0,105090	-0,026844	-0,109988	-0,164501	-0,034144	-0,081909	-0,273344	-0,182482	-0,239435
D	-0,121205	-0,202474	-0,474477	-0,180103	-0,173218	-0,134775	-0,329330	-0,378050	-0,737990



Şekil 3.6. 45°'lik yükleme sonucunda kortikal kemikte sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stress) dağılımının incelenmesi. A-A1: topuz 2 implant overdenture; B-B1: bar 2 implant overdenture; C-C1: hassas tutuculu 2 implant HBP; D-D1: topuz 4 implant overdenture; E-E1: bar 4 implant overdenture; F-F1: hassas tutuculu 4 implant HBP.



Grafik 3.6. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan en yüksek Sıkışma Tipi streslerin (Minimum Principle Stres) bar grafik olarak ifadesi.

45°' lik yükleme sonucunda implantlar etrafındaki kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde vertikal yüklemeye göre ciddi miktarda artış gözlenmiştir.

45°'lik yükleme sonucunda implantlar etrafında oluşan sıkışma tipi stres değerleri incelendiğinde, en yüksek streslerin, 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanmış HBP olan modelde premolar bölgesine yerleştirilmiş implant etrafında, özellikle distal bölgede gözlenmiştir (Çizelge 3.6).

Kortikal kemikte 45°'lik yükleme sonrasında oluşan sıkışma tipi stres alanları incelendiğinde yüksek stres bölgeleri mavi alanlarla gösterilmiştir. İmplantlar etrafında oluşan stresleri gösteren imajlarda skala değer aralığı -0,1-0 MPa, kortikal kemiğin tamamında oluşan stresleri gösteren imajlarda değer aralığı -0,5-0 MPa arasındadır. İki

implantlı modellerde implantlar etrafındaki kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres yoğunlukları incelendiğinde, bar tutuculu overdenture protezli modelin ve ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan HBP'li modelde implantların distal bölgelerindeki stres yoğunluğu dikkat çekmektedir. Ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan HBP' den oluşan modelde topuz ve bar tutuculu modellere göre implantlar etrafında daha fazla stres yoğunluğu görülmüştür. Dört implantlı modellerde stres yoğunluğu topuz tutuculu overdenture protezli modeldeki implantların meziyo-lingual yüzeylerinde, bar tutuculu overdenture ve ön bölge sabit arka bölge HBP'li protezli modellerin premolar bölgesindeki implantların disto-bukkal yüzeylerinde yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 3,6).

Kortikal kemiğin protez sahasındaki tüm yüzeyleri incelendiğinde; en yüksek streslerin kaninler bölgesine 2 implant yerleştirilmiş topuz tutuculu overdenture protezli modelde \sim -1,98 MPa, en düşük streslerin ise 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü bir proteze sahip olan modelde \sim -1,01 MPa görülmüştür. Tüm modellerde kortikal kemikteki en yoğun sıkışma tipi stres alanları kuvvetin uygulandığı bölgenin çevresinde ve ark boyunca lingual yüzeylerde görülmüştür. Aynı protez tipine sahip modeller incelendiğinde implant sayısı ikiden dörde çıktığında kortikal kemiğin tüm yüzeylerinde sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) yoğunluğunun azaldığı gözlenmiştir (Grafik 3.6, Şekil 3.6).

3.2. Spongiyoz Kemik Bulguları:

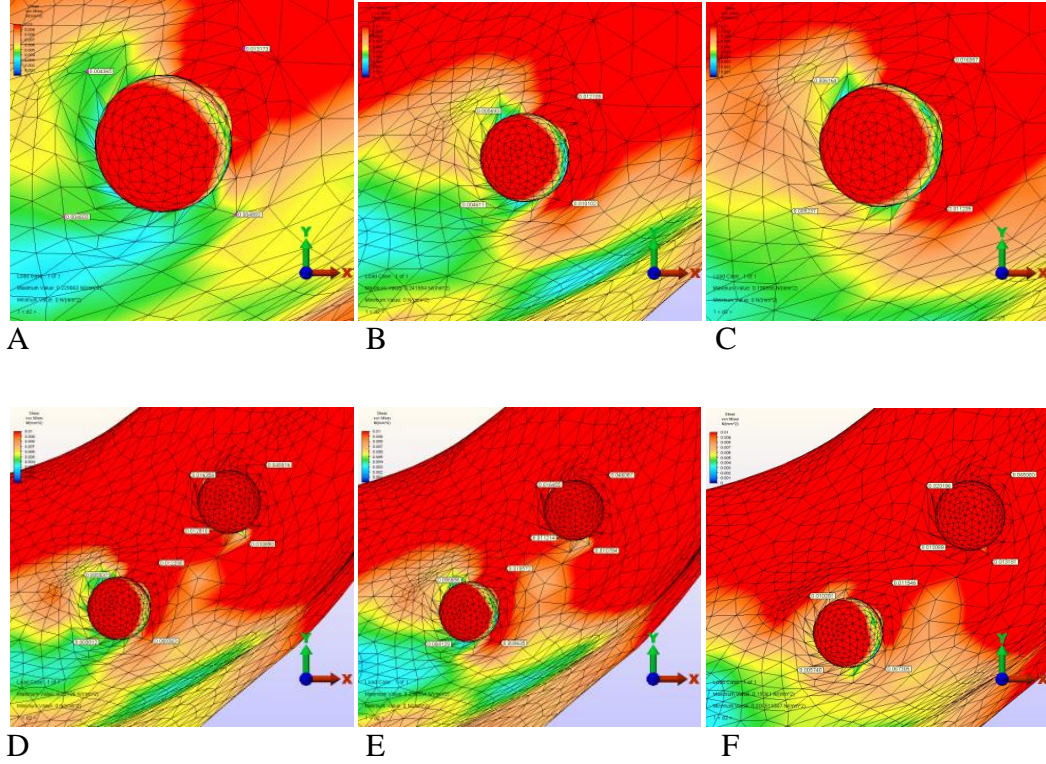
Spongiyoz kemik üzerinde implantlar etrafında belirlenen referans noktalarında ve spongiyoz kemikte oluşan stres dağılımları incelenmiştir.

3.2.1. Von Mises Bulguları

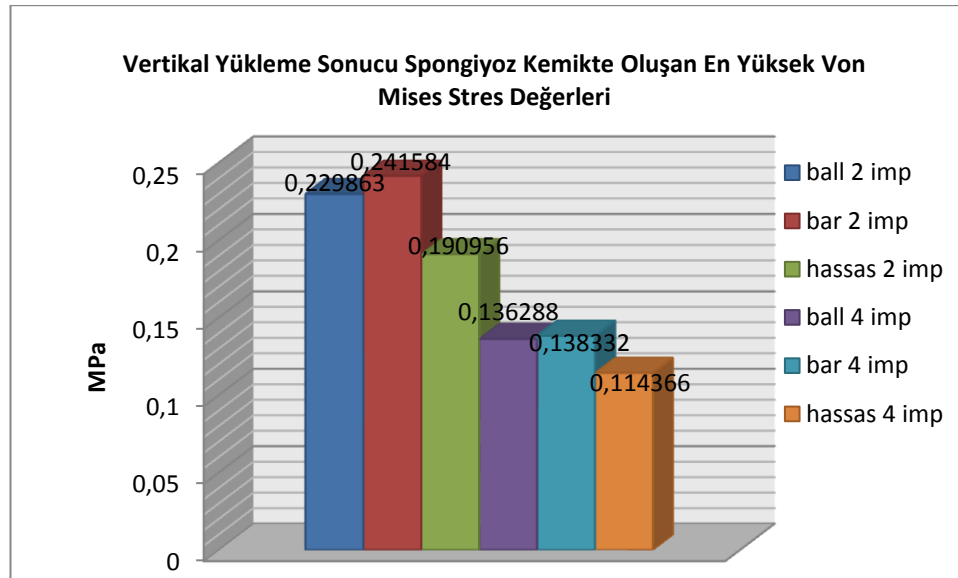
1) **Vertikal Yükleme (0°):** 6 ayrı model üzerindeki vertikal yükleme sonucu spongiyoz kemikte implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan ortalama Von Mises stres değerleri **Çizelge 3.7.**, streslerin dağılımları **Şekil 3.7.** ve oluşan en yüksek stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.7.**'de sunulmuştur.

Çizelge 3.7. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiyoz kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları.

VM	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
	0°(k)	0°(k)	0°(k)	0° (k)	0° (k)	0° (k)	0° (pm)	0°(pm)	0° (pm)
B	0,004892	0,010102	0,011239	0,008363	0,009635	0,007305	0,010890	0,010784	0,013181
L	0,004365	0,005693	0,006164	0,005537	0,006656	0,010281	0,016358	0,016455	0,020186
M	0,004603	0,004611	0,005237	0,003812	0,004129	0,005740	0,012816	0,011214	0,013088
D	0,013173	0,012105	0,016357	0,012290	0,010572	0,011546	0,045516	0,046087	0,065000



Şekil 3.7. Vertikal yükleme sonucunda spongiyöz kemikte Von Mises stres dağılımının incelenmesi. A: topuz 2 implant overdenture; B: bar 2 implant overdenture; C: hassas tutuculu 2 implant HBP; D: topuz 4 implant overdenture; E: bar 4 implant overdenture; F: hassas tutuculu 4 implant HBP.



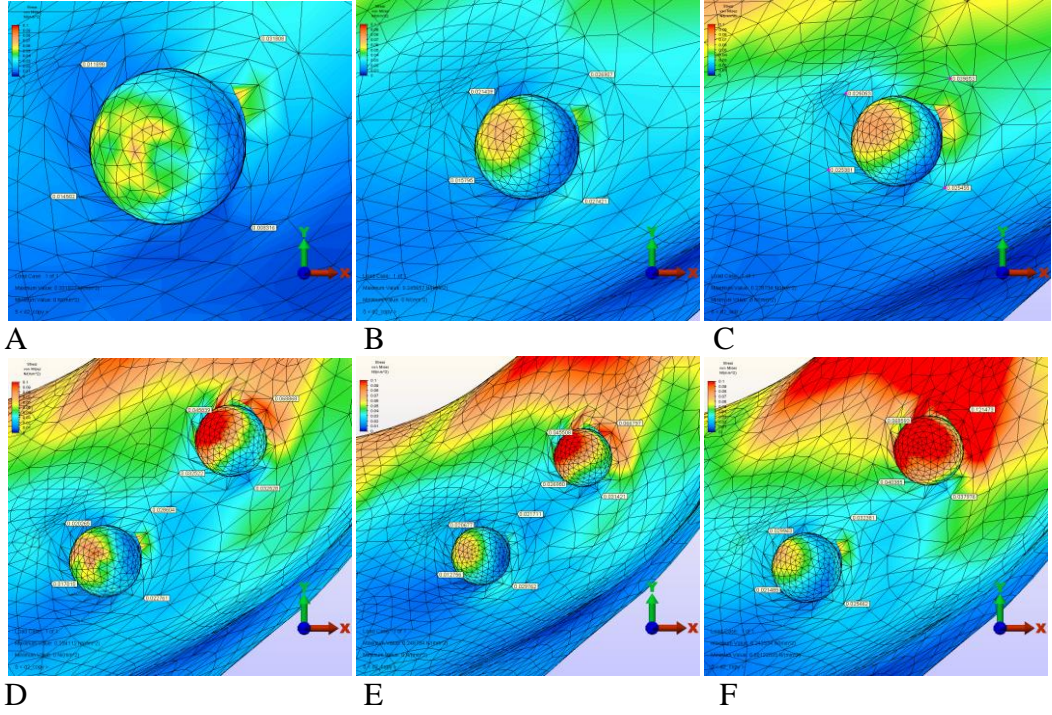
Grafik 3.7. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiyöz kemikte oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Tüm modellerde spongiyoz kemikte kayıt edilen vertikal yükleme sonucu oluşan Von Mises stres değerleri kortikal kemiğe göre oldukça düşük ve birbirine yakın seyretmektedir. 2 implant üzerine yapılmış bar tutuculu overdenture protezli modelin Von Mises stres değeri bir miktar yüksek olsa da bu fark oldukça düşüktür. İki implantlı modellerde streslerin daha yüksek olduğu görülmektedir.

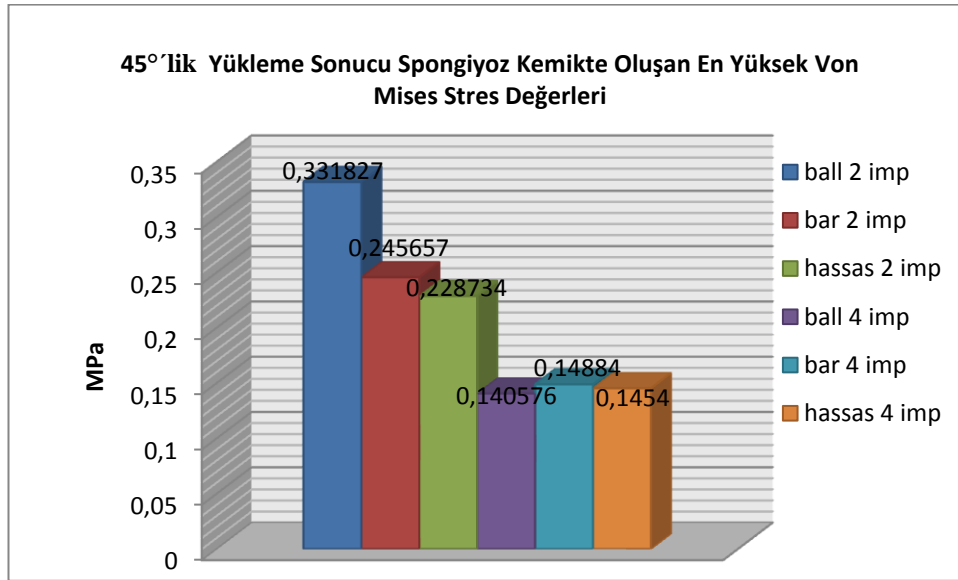
2) 45° Yükleme: 6 ayrı model üzerindeki 45°'lik yüklemde spongiyoz kemikte implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan ortalama Von Mises stres değerleri **Çizelge 3.8.**, streslerin dağılımları **Şekil 3.8.** ve oluşan en yüksek stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.8.**'de sunulmuştur.

Çizelge 3.8. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu spongiyoz kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları.

VM	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
	45°(k)	45°(k)	45°(k)	45° (k)	45° (k)	45° (k)	45° (pm)	45° (pm)	45° (pm)
B	0,008316	0,027421	0,025455	0,022761	0,029762	0,025462	0,032528	0,031421	0,037976
L	0,011898	0,021439	0,025053	0,020265	0,020677	0,029943	0,045839	0,045508	0,068593
M	0,014502	0,015795	0,025381	0,017010	0,012756	0,021485	0,032522	0,026980	0,040385
D	0,031808	0,026907	0,039853	0,028604	0,021711	0,032381	0,068868	0,066797	0,121473



Şekil 3.8. 45°'lik yükleme sonucunda spongiyöz kemikte oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. A: topuz 2 implant overdenture; B: bar 2 implant overdenture; C: hassas tutuculu 2 implant HBP; D: topuz 4 implant overdenture; E: bar 4 implant overdenture; F: hassas tutuculu 4 implant HBP.



Grafik 3.8. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu spongiyöz kemikte oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

45°'lik yükleme sonucunda spongiyoz kemikte görünen Von Mises değerleri incelendiğinde vertikal yüklemeye göre stres değerleri bir miktar artmıştır. Ancak bu artış MPa cinsinden değerlendirildiğinde düşüktür.

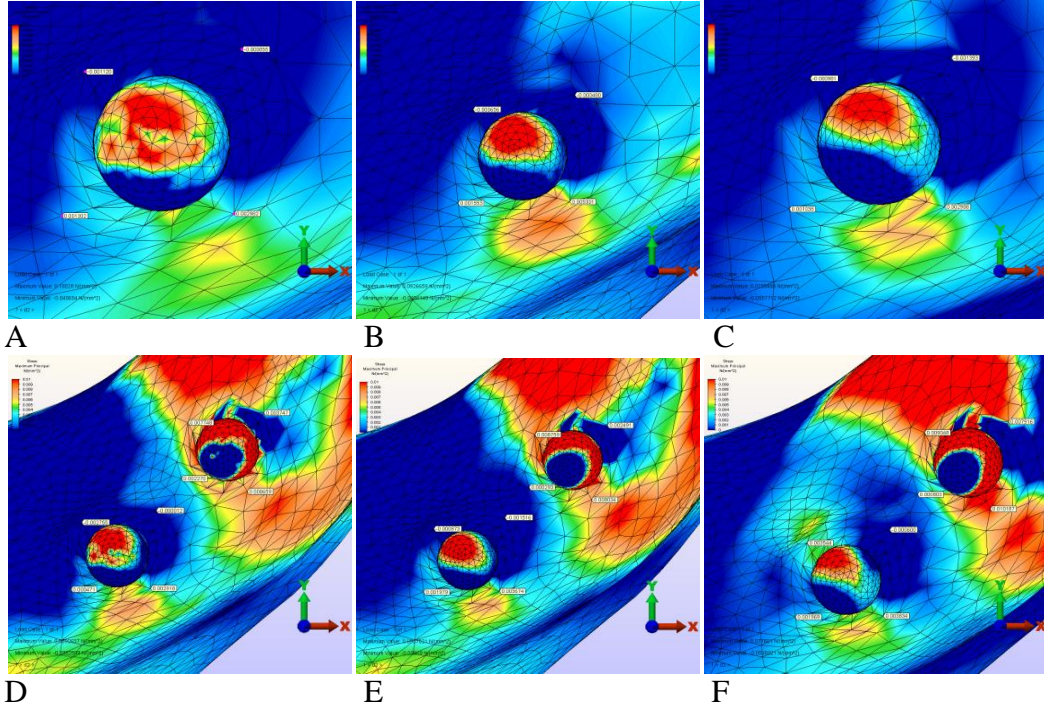
45°'lik yükleme sonucunda modellerde oluşan Von Mises stres değerleri birbirine yakın değerlerde seyretmekle beraber 2 implantlı topuz tutuculu overdenture protezli modelde bir miktar yüksektir. Dört implantlı modellerde streslerin daha düşük olduğu görülmektedir.

3.2.2. Gerilme Tipi Stres Bulguları (Principle Stres Maksimum)

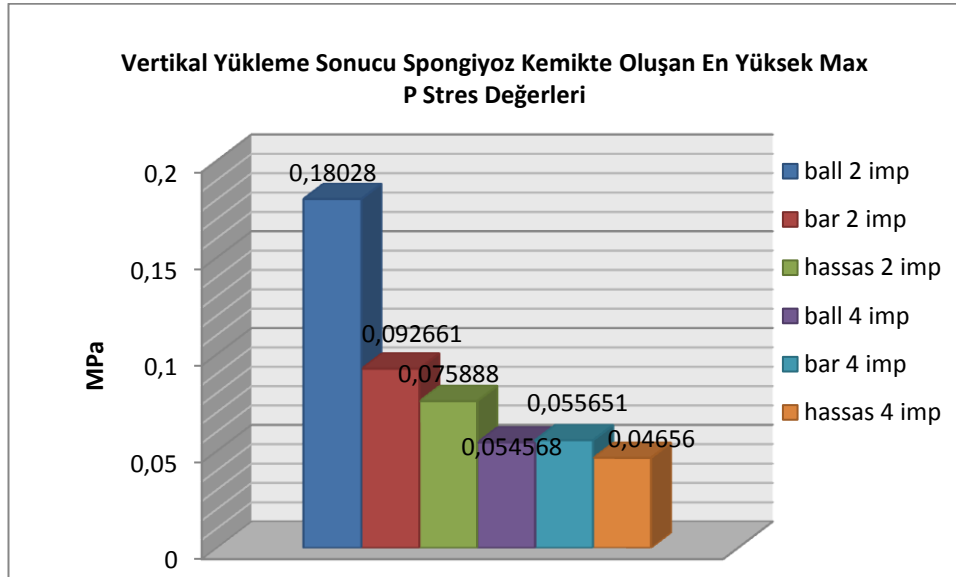
1) **Vertikal Yükleme:** 6 ayrı model üzerindeki vertikal yüklemeye spongiyoz kemikte implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan ortalama gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerleri **Çizelge 3.9.**, streslerin dağılımları **Şekil 3.9.** ve oluşan en yüksek stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.9.**'da sunulmuştur.

Çizelge 3.9. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiyoz kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

Max P	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
	0°(k)	0°(k)	0°(k)	0° (k)	0° (k)	0° (k)	0° (pm)	0°(pm)	0° (pm)
B	0,002982	0,005301	0,002988	0,002918	0,003674	0,003834	0,008659	0,008034	0,010187
L	0,001120	0,000656	0,000981	0,002755	0,000873	0,003544	0,007748	0,008759	0,009048
M	0,001302	0,001553	0,001038	0,000471	0,001979	0,001969	0,002270	0,000293	0,000803
D	0,000855	0,000480	0,001393	0,000012	0,001516	0,000600	0,003747	0,002491	0,007916



Şekil 3.9. Vertikal yükleme sonucunda spongiyoz kemikte gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi. A: topuz 2 implant overdenture; B: bar 2 implant overdenture; C: hassas tutuculu 2 implant HBP; D: topuz 4 implant overdenture; E: bar 4 implant overdenture; F: hassas tutuculu 4 implant HBP.



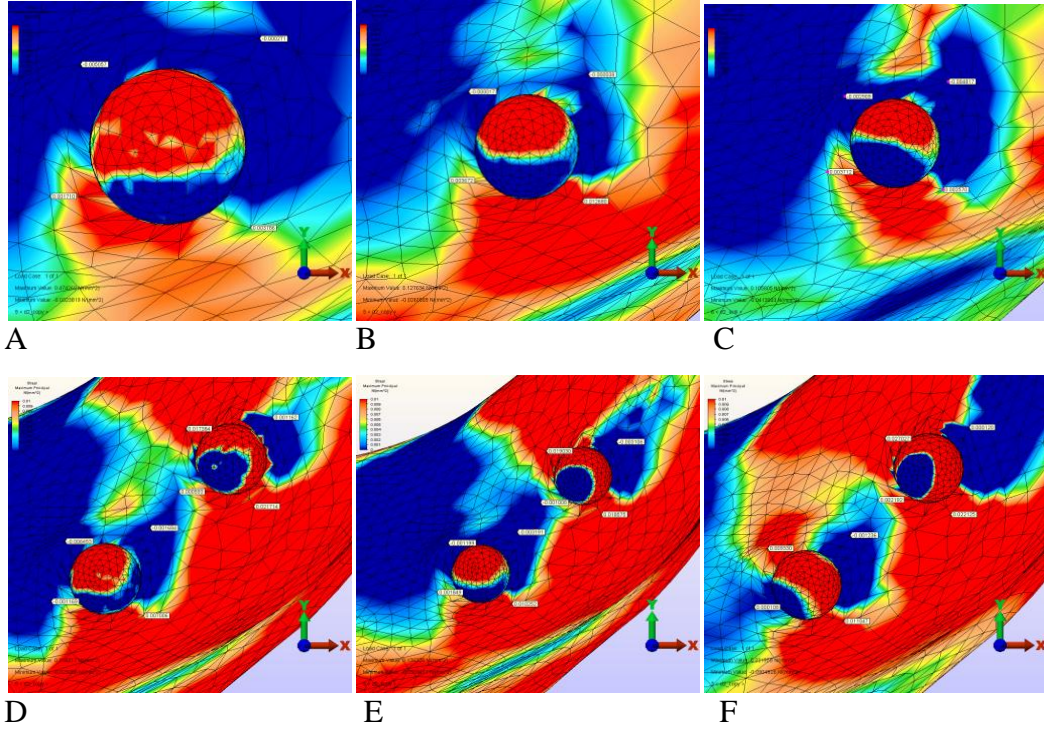
Grafik 3.9. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiyoz kemikte oluşan en yüksek Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Vertikal yükleme sonucunda spongiyöz kemikte oluşan gerilme tipi stresler incelendiğinde kaydedilen değerler $\sim 0,001-0,2$ MPa aralığında seyretmekte olup oldukça düşük seyretmektedir. Modeller arasında ve modellerin farklı yüzeylerinde kaydedilen değerler birbirine yakın olup 2 implant üzerine yapılmış topuz tutuculu modelde bir miktar daha yüksektir.

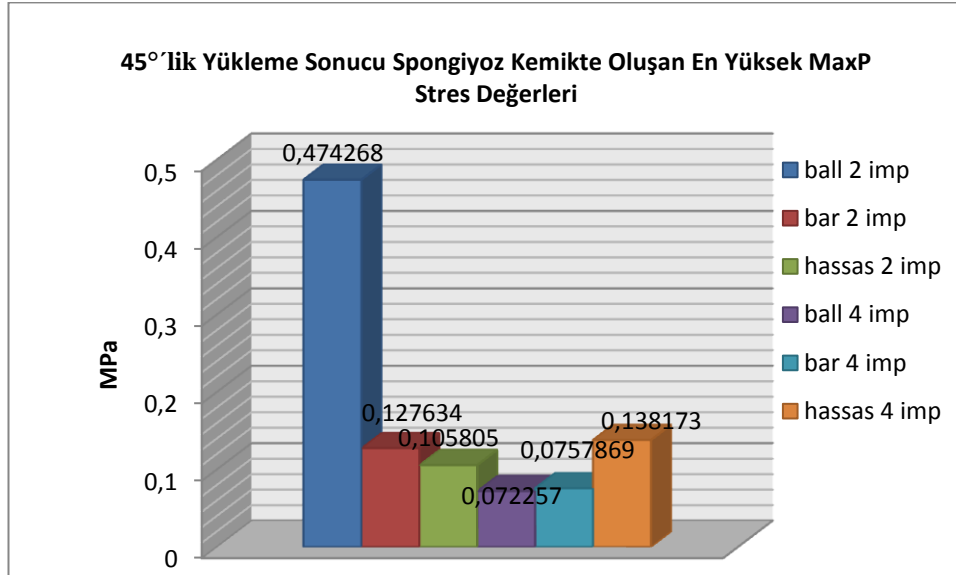
2) 45° Yükleme: 6 ayrı model üzerindeki 45°'lik yüklemede spongiyöz kemikte implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan ortalama gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerleri **Çizelge 3.10.**, streslerin dağılımları **Şekil 3.10.** ve oluşan en yüksek stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.10.**'da sunulmuştur.

Çizelge 3.10. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu spongiyöz kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
MaxP	45°(k)	45°(k)	45°(k)	45° (k)	45° (k)	45° (k)	45° (pm)	45° (pm)	45° (pm)
B	0,003786	0,012680	0,002570	0,007006	0,010252	0,011047	0,021714	0,018575	0,022125
L	0,005057	0,000017	0,002909	0,006453	0,001199	0,009330	0,017384	0,019030	0,027027
M	0,001710	0,003672	0,003712	0,001169	0,001849	0,000108	0,000593	0,001008	0,002192
D	0,000271	0,000038	0,004817	0,001684	0,003191	0,001236	0,001162	0,003106	0,000120



Şekil 3.10. 45°'lik yükleme sonucunda spongiyöz kemikte oluşan gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi. A: topuz 2 implant overdenture; B: bar 2 implant overdenture; C: hassas tutuculu 2 implant HBP; D: topuz 4 implant overdenture; E: bar 4 implant overdenture; F: hassas tutuculu 4 implant HBP.



Grafik 3.10. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu spongiyöz kemikte oluşan en yüksek Gerilme Tipi stres (Maksimum Principle Stres) değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Spongiyoz kemikte 45° lik yükleme sonucunda oluşan gerilme tipi stresler incelendiğinde vertikal yüklemeye göre streslerin bir miktar arttığı gözlemlense de meydana gelen stresler yine de düşüktür. Modeller arasında oluşan gerilme tipi stresler birbirine yakındır. Spongiyoz kemikteki en yüksek stres değerleri incelendiğinde 2 implant üzerine yapılmış topuz tutuculu overdenture protezli modelde stresler diğer modellere göre bir miktar daha yüksektir.

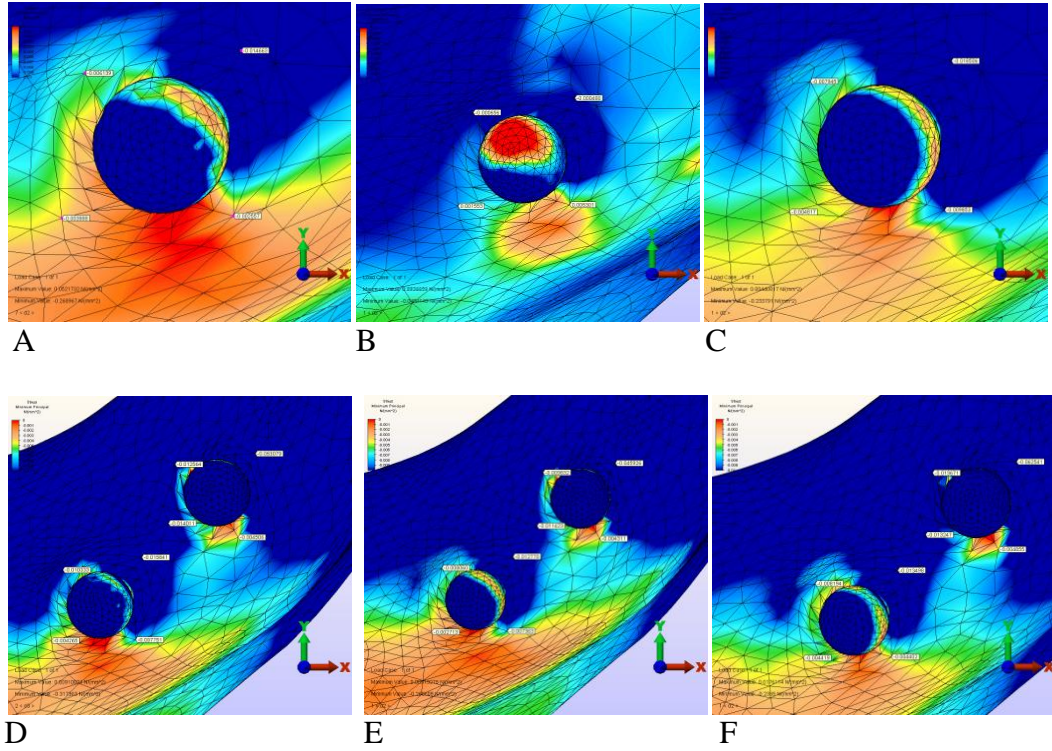
3.2.3. Sıkışma Tipi Stres Bulguları (Principle Stres Minimum)

1) Vertikal Yükleme:

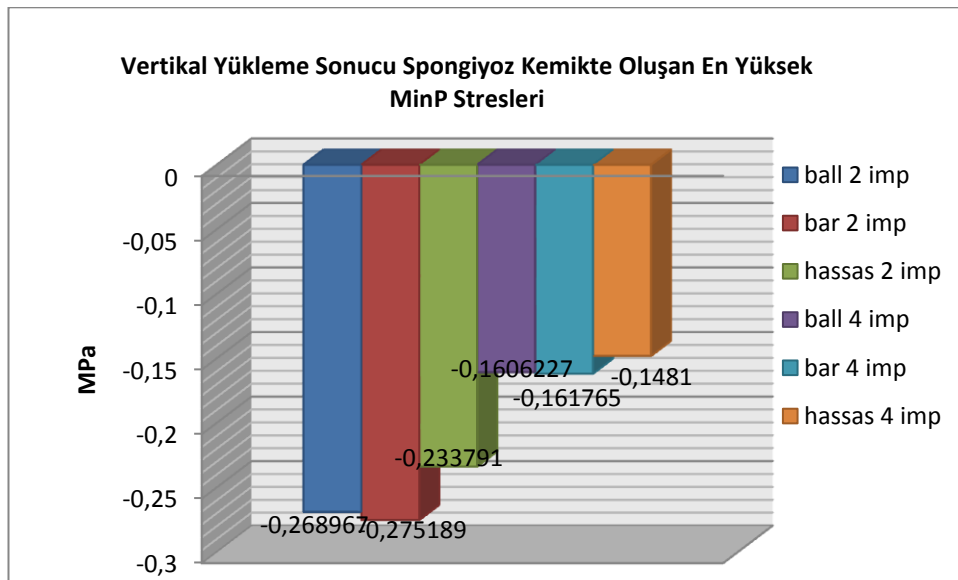
6 ayrı model üzerindeki vertikal yüklemeye spongiyoz kemikte implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan ortalama sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerleri **Çizelge 3.11.**, streslerin dağılımları **Şekil 3.11.** ve oluşan yüksek streslerin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.11.**'de sunulmuştur.

Çizelge 3.11. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiyoz kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Sıkışma Tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

MinP	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
	0°(k)	0°(k)	0°(k)	0° (k)	0° (k)	0° (k)	0° (pm)	0° (pm)	0° (pm)
B	-0,00255	-0,00619	-0,00985	-0,00651	-0,00736	-0,00440	-0,00378	-0,00431	-0,00485
L	-0,00613	-0,00705	-0,00794	-0,00867	-0,00806	-0,00819	-0,01055	-0,00983	-0,01367
M	-0,00388	-0,00370	-0,00481	-0,00358	-0,00271	-0,00441	-0,01176	-0,01142	-0,01324
D	-0,01466	-0,01331	-0,01850	-0,01330	-0,01277	-0,01349	-0,04458	-0,04592	-0,06254



Şekil 3.11. Vertikal yükleme sonucunda spongiyöz kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi. A: topuz 2 implant overdenture; B: bar 2 implant overdenture; C: hassas tutuculu 2 implant HBP; D: topuz 4 implant overdenture; E: bar 4 implant overdenture; F: hassas tutuculu 4 implant HBP.



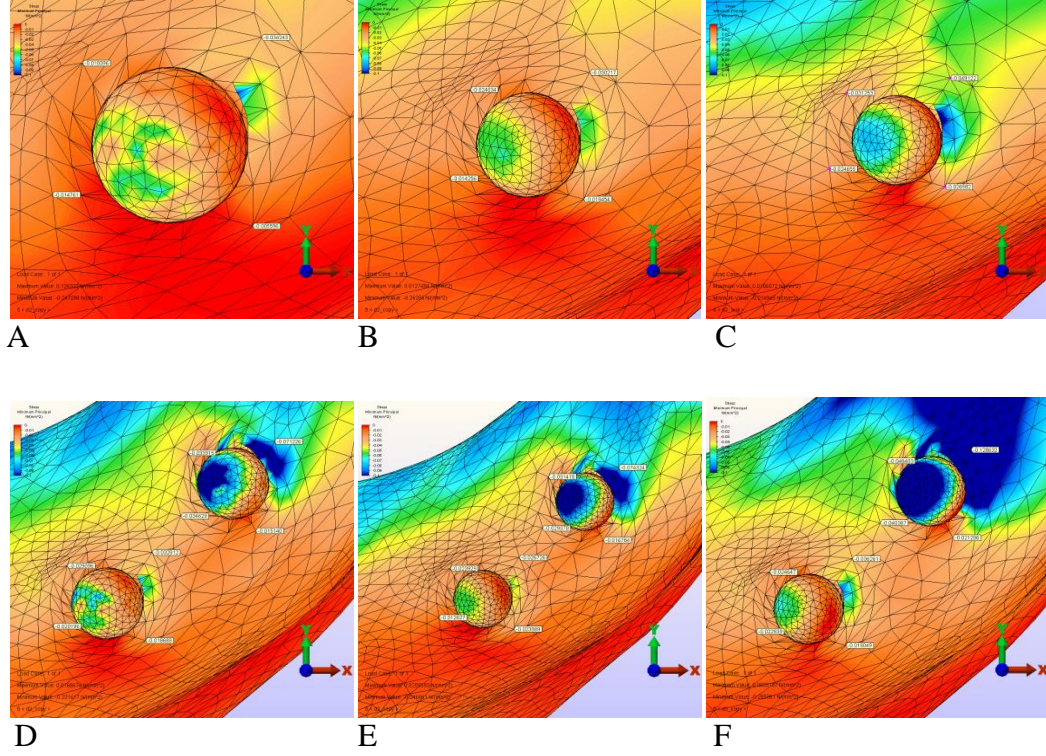
Grafik 3.11. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiyöz kemikte oluşan en yüksek Sıkışma Tipi streslerin (Minimum Principle Stres) bar grafik olarak ifadesi

Tüm modellerde spongiyoz kemikte kayıt edilen vertikal yükleme sonucu oluşan sıkışma tipi stresler birbirine yakın ve kortikal kemiğe göre oldukça düşük kaydedilmiştir. Dört implantlı modellerde streslerin daha düşük olduğu görülmektedir.

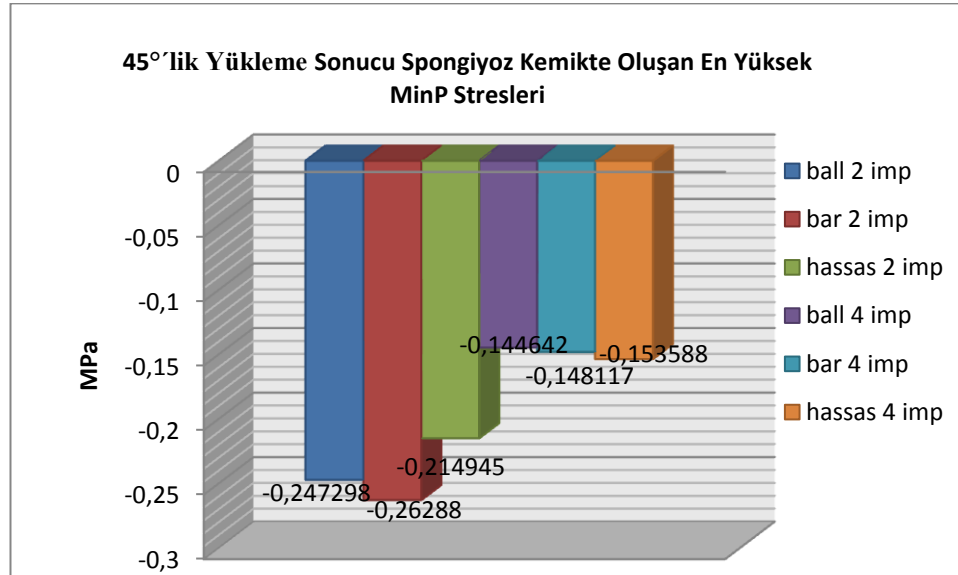
2) 45° Yükleme: 6 ayrı model üzerindeki 45°'lik yüklemede spongiyoz kemikte implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan ortalama sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerleri **Çizelge 3.12.**, streslerin dağılımları **Şekil 3.12.** ve oluşan en yüksek streslerin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.12.**'de sunulmuştur.

Çizelge 3.12. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu spongiyoz kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan Sıkışma Tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
MinP	45°(k)	45°(k)	45°(k)	45° (k)	45° (k)	45° (k)	45° (pm)	45° (pm)	45° (pm)
B	-0,00559	-0,01845	-0,02658	-0,01868	-0,02388	-0,01804	-0,01514	-0,01678	-0,02120
L	-0,01839	-0,02403	-0,03125	-0,02909	-0,02392	-0,02464	-0,03391	-0,03141	-0,04843
M	-0,01476	-0,01425	-0,02465	-0,02019	-0,01262	-0,02253	-0,03462	-0,02937	-0,04038
D	-0,03424	-0,03021	-0,04912	-0,03288	-0,02679	-0,0362	-0,07122	-0,07432	-0,12863



Şekil 3.12. 45°'lik yükleme sonucunda spongiyöz kemikte oluşan sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi. A: topuz 2 implant overdenture; B: bar 2 implant overdenture; C: hassas tutuculu 2 implant HBP; D: topuz 4 implant overdenture; E: bar 4 implant overdenture; F: hassas tutuculu 4 implant HBP.



Grafik 3.12. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu spongiyöz kemikte oluşan en yüksek sıkışma tipi streslerin (Minimum Principle Stres) bar grafik olarak ifadesi

Spongiyoz kemikte 45° lik yükleme sonucunda oluşan sıkışma tipi stresler incelendiğinde, vertikal yüklemeye göre streslerin bir miktar arttığı gözlemlense de meydana gelen stresler yine de kortikal kemiğe göre oldukça düşüktür. Modeller arasında oluşan sıkışma tipi stresler birbirine yakın olup arasındaki farklar oldukça düşüktür. Ayrıca Von Mises ve gerilme tipi stres değerlerinde olduğu gibi kortikal kemiğe göre değer olarak oldukça az stresler oluşmuştur. Dört implantlı modellerde streslerin daha düşük olduğu görülmektedir.

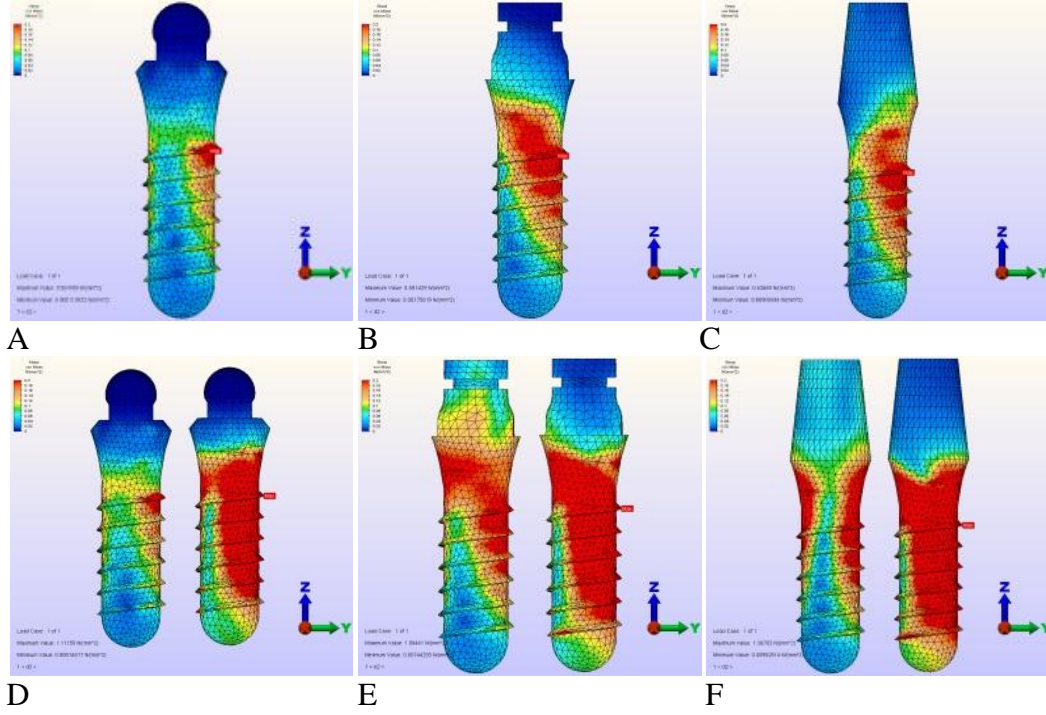
3.3. İmplant Bulguları

Von Mises Bulguları

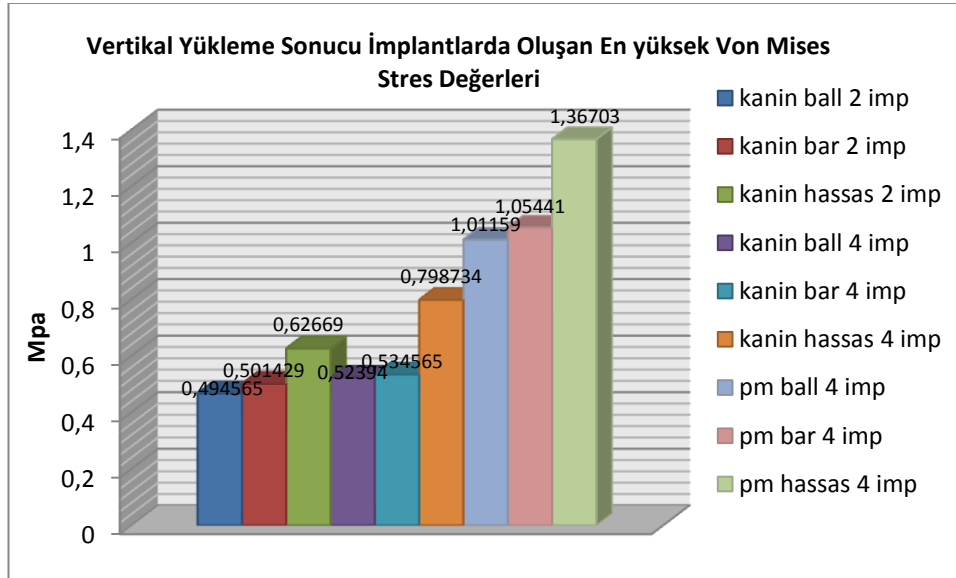
1)Vertikal Yükleme (0°): 6 ayrı model üzerindeki vertikal yüklemeye oluşan ortalama Von Mises stres değerleri **Çizelge 3.13.**, streslerin dağılımları **Şekil 3.13.** ve oluşan en yüksek stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.13.**'te sunulmuştur.

Çizelge 3.13. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu k: kaninler ve pm: 1. premolar bölgesindeki implantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları.

İmp	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
	$0^\circ(k)$	$0^\circ(k)$	$0^\circ(k)$	$0^\circ(k)$	$0^\circ(k)$	$0^\circ(k)$	$0^\circ(pm)$	$0^\circ(pm)$	$0^\circ(pm)$
VM	0,49456	0,50142	0,62669	0,52394	0,53456	0,79873	1,01159	1,05441	1,36703



Şekil 3.13. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yüklemeye sonucu k: kaninler ve pm: 1. premolar bölgesindeki implantlarda oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. A: topuz 2 implant overdenture; B: bar 2 implant overdenture; C: hassas tutuculu 2 implant HBP; D: topuz 4 implant overdenture; E: bar 4 implant overdenture; F: hassas tutuculu 4 implant HBP.



Grafik 3.13. Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yüklemeye sonucu implantlarda oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

Vertikal yükleme sonucunda en düşük Von Mises stres değerleri kaninler bölgesine yerleştirilmiş 2 implant üzerine yapılan topuz tutuculu overdenture protezli modeldeki implantlarda ~0,49 MPa görülmüştür. En yüksek Von Mises stres değerleri ise 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit arka bölge hareketli hassas tutuculu protezli modelin birinci premolarlar bölgesindeki implantlarda ~1,36 MPa görülmüştür.

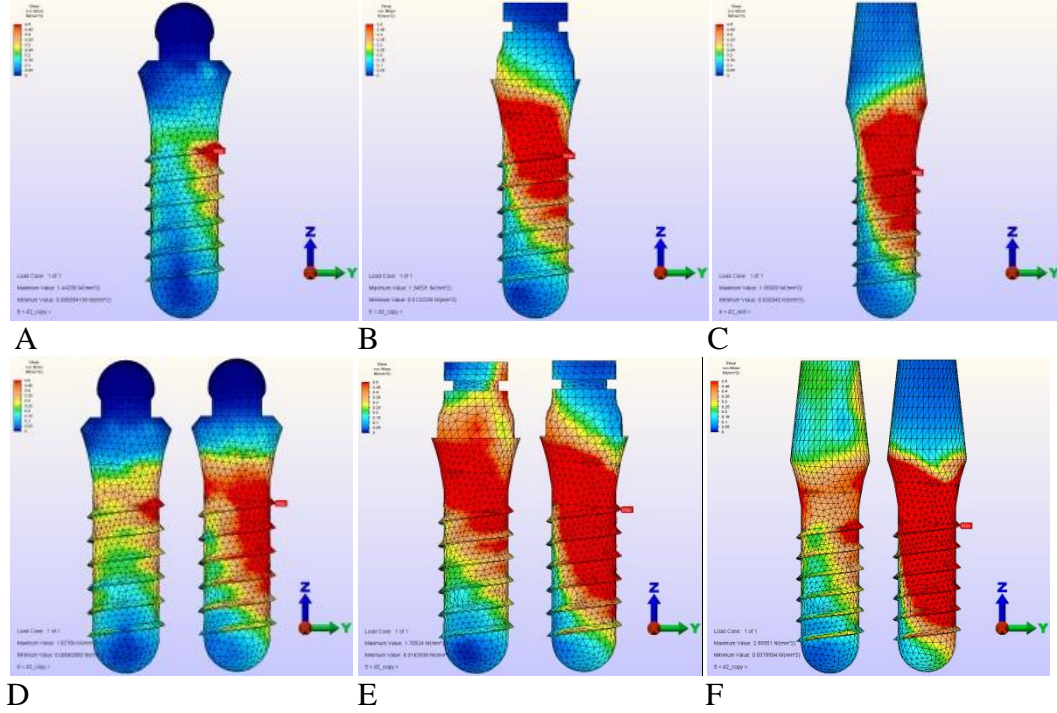
Tüm modellerde Von Mises stresleri, implantların kuvvetin uygulandığı taraf olan distal bölgede yoğunlaştığı görülmektedir.

Aynı protez tipine sahip modeller incelendiğinde implant sayısı ikiden dörde çıktığında implantlara görünen Von Mises tipi stres değerlerinin arttığı gözlenmiştir.

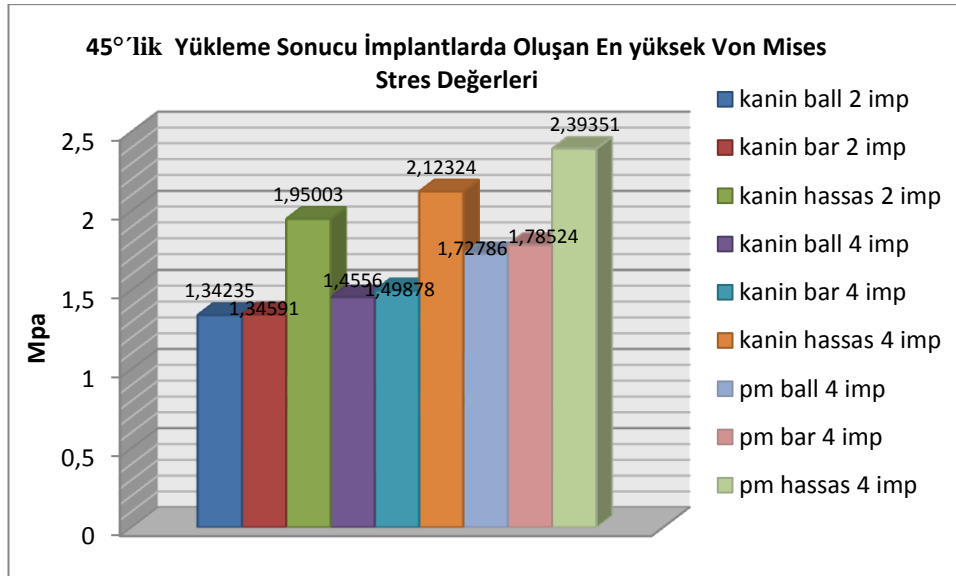
2) 45° Yükleme: 6 ayrı model üzerindeki 45°'lik yüklemede oluşan ortalama Von Mises stres değerleri **Çizelge 3.14.**, streslerin dağılımları **Şekil 3.14.** ve oluşan en yüksek stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi **Grafik 3.14.**'te sunulmuştur.

Çizelge 3.14. Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu k: kaninler ve pm: 1. premolar bölgesindeki implantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları.

İmp	Topuz 2 imp	Bar 2 imp	Hassas 2 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp	Topuz 4imp	Bar 4 imp	Hassas 4 imp
	45°(k)	45°(k)	45°(k)	45° (k)	45° (k)	45° (k)	45° (pm)	45° (pm)	45° (pm)
VM	1,34235	1,34591	1,95003	1,4556	1,49878	2,12324	1,72786	1,78524	2,39351



Şekil 3.14. Protez modeli üzerine uygulanan 45° 'lik yükleme sonucu k: kaninler ve pm: 1. premolar bölgesindeki implantlarda oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. A: topuz 2 implant overdenture; B: bar 2 implant overdenture; C: hassas tutuculu 2 implant HBP; D: topuz 4 implant overdenture; E: bar 4 implant overdenture; F: hassas tutuculu 4 implant HBP.



Grafik 3.14. Protez modeli üzerine uygulanan 45° 'lik yükleme sonucu implantlarda oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

45°' lik yükleme sonucunda implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinde vertikal yükleme değerlerine göre artış gözlenmektedir. Bunun nedeni de uygulanan kuvvetin lateral bileşeninin olması ve devirici kuvvet etkisi yapmasıdır.

45° 'lik yükleme sonucunda implantlarda oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri incelendiğinde, kaninler bölgesine yerleştirilmiş 2 implant üzerine yapılan topuz tutuculu overdenture protezli modeldeki implantlarda ~1,34 MPa olarak en düşük, 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit arka bölge hareketli hassas tutuculu protezli modelin birinci premolarlar bölgesindeki implantlarda ~2,39 MPa olarak en yüksek değer kaydedilmiştir.

45°'lik yüklemede de vertikal yüklemede olduğu gibi aynı protez tipine sahip modeller incelendiğinde implant sayısı ikiden dörde çıktığında implantta görünen Von Mises tipi stres değerlerinin arttığı gözlenmiştir.

4. TARTIŞMA

İmplantların uzun dönemdeki başarısı, streslerin destek dokulara uygun şekilde aktarılmasına bağlıdır. İmplantlardan destek dokulara yük transferi; gelen kuvvetin büyüklüğüne ve yönüne, kemik- implant ara yüzeyine, implantların sayısı, uzunluk, çap ve yüzey özelliğine, yapılan protez tipine, kemiğin kalitesine bağlıdır. Bu etkenlerin yük transferindeki rolünün incelenmesi amacı ile çok çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmıştır. Bunlar arasında en çok sonlu elemanlar analiz yöntemi, fotoelastik yöntem ve strain-gauge yöntemleri kullanılmıştır (Caputo ve ark., 1987; Geng ve ark. 2001; Sevimay ve ark., 2005; Van Staden ve ark., 2006) .

Birçok araştırmada implant biyomekaniğinde kullanılan gerilme analiz metotlarından üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin diğerlerine üstünlüğü ve sonuçlarının in-vitro çalışmalarda elde edilenlerle yakın olduğu belirtilmiştir (Mericske-Stern ve ark., 1992; Craig ve ark., 1996; Stegaroiu ve ark., 1998; De Tolla ve ark., 2000; Akça ve ark., 2002);

Sonlu elemanlar stres analizinin diğer analiz yöntemlerine göre avantajları şu şekilde sıralanabilir.

1. Muntazam geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilirliği,
2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilmesi,

3. İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden yapının mekanik özellikleri ile uygunluğunun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi,
4. Hem gerilme dağılımının hem de deplasmanların birlikte ve çok hassas olarak elde edilebilmesi
5. Deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi (Eskitaşcıoğlu ve ark., 1996).

Sonlu elemanlar stres analizinde tüm sahanın küçük elemanlara ayrılması için bir ağ gereklidir. Bu ağ sayesinde elemanlar, düğümler ve sınır durumları birleştirilir ve problem sayısal bir modele dönüştürülür. Bu sayede dokuların matematiksel modelleri bilgisayar ortamına aktarılabilir, model geometrisi, yükleme tipi, sınır koşulları gibi parametreler değiştirilebilir ve bunlara eklemeler yapılabilir. Her ne kadar detaylar birebir gerçekteki gibi verilemese de çoğu in vitro çalışmaya göre avantajlıdır. Bu metodun en büyük avantajlarından biri çalışmanın tekrarlanabilmesidir. İn vivo testlerde bu avantajların elde edilmesi imkânsızdır (Menicucci ve ark., 2002). Ayrıca in vivo olarak kullanılabilen gerilim ölçer yönteminde kemik içerisindeki stres dağılımları görülemezken sonlu elemanlar stres analiz yönteminde tüm yapılar içerisindeki stresler ve diğer mekanik özellikler detaylı olarak incelenebilmektedir (Meijer ve ark., 1993).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi iki ve üç boyutlu olabilmektedir. Bu yöntemin ilk örnekleri iki boyutludur. Ancak teknolojinin ilerlemesi ile beraber üç boyutlu çalışmalar öne çıkmaktadır. Üç boyutlu yöntem modeldeki bütün stresleri detaylı bir şekilde bize göstermesi, gerçeğe

daha yakın modeller yapılabilmesi ve elde edilen verilerin daha ayrıntılı olması gibi avantajlarından dolayı son yıllarda daha çok tercih edilmektedir (Stegariou ve ark., 1998; Sönügelen ve Artunç, 2002).

Meijer ve ark., 1993 dişsiz alt çenede foramen mentaleler arasına iki implant yerleştirerek stres dağılımını 2 boyutlu ve 3 boyutlu sonlu eleman modelleri kullanarak inceledikleri çalışmalarında; iki boyutlu model klinik durumu yeterince temsil etmemekte ve parametre çalışmalarında dental implantlar çevresindeki stres dağılımını analiz etmek için yetersiz gelmektedir. 3 boyutlu bir analizin gerçek bir değerlendirme olduğu, 2 boyutlu sonlu elemanlar analizinin ise kısa sürede genel bir sonuç elde etmek amacıyla tercih edilmesi gerektiğini birdirmişlerdir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz metodu, implantlar ve destek dokunun her bölgesinde stres bölgeleri ve sayısal değerlerini ayrıntılı bir şekilde göstermesi, ayrıca malzeme özelliklerinin doğru verilmesi ile çene modelinin implantların ve protezlerin mümkün olduğunca gerçeğe yakın simülasyonunun sağlanabilmesi gibi birçok avantajından dolayı çalışmamızda analiz yöntemi olarak kullanılmıştır. Ancak bu tip çalışmaların en önemli dezavantajı ağız içerisinde değişiklik gösterebilen doğal doku faktörlerinin sabit olarak kabul edilmesidir. Sonlu elemanlar yönteminde oluşturduğumuz modeldeki yapılar homojen, izotropik ve lineer elastisiteye sahip olarak kabul edilmiştir. Ancak doğal dokularda bu durum değişiklik göstermektedir. Kemik, mikroyapı ve yoğunluk olarak farklı bölgelerinde değişik özellikler göstermektedir. Bu nedenden dolayı kemiğin tam olarak gerçek bir modelin elde edilmesi pratikte mümkün değildir. İlave olarak yaptığımız çalışmada implant ile kemik

arasındaki osseointegrasyon miktarını %100 oranında kabul etmek de klinik olarak bu oranda bir osseointegrasyon gerçekleşmemektedir. Bu yüzden sonlu elemanlar stres analiz yönteminin bir takım eksikliklerinin olduğunun göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

Hareketli bölümlü protez kullanan bireyler için ortalama çiğneme kuvvetinin farklı kaynaklarda 100 N ya da 140 N civarında olduğu belirtilmiştir (Miyaura ve ark., 2000; Prakash ve ark., 2009). Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda oklüzal kuvvetleri taklit ederken sadece vertikal veya sadece horizontal kuvvetleri göz önünde tutmak yeterli değildir. Bu nedenden dolayı oklüzal kuvvetlerin daha kombine olan oblik yönde uygulanması sonuçların daha gerçekçi olmasını sağlar. Bununla birlikte oblik kuvvetler destek yapılarında daha fazla stres oluşturur ve daha yıkıcıdır (Meijer ve ark., 1994a; Meijer ve ark., 1994b; Meijer ve ark., 1996; DeTolla ve ark., 2000; Geng ve ark., 2001). Yapmış olduğumuz çalışma sonucunda da oblik kuvvetlerin implantlarda ve destek dokularda stresleri artırdığı görülmüştür. Sonlu elemanlarla yapılan overdenture protezlerin stres dağılımını inceleyen birçok çalışmada 1. molar diş çiğnemenin merkezi olarak kabul edilmiş ve kuvvet 1. Molar dişin merkezinden uygulanmıştır (Menicucci ve ark., 1998; Fuminori ve ark., 2007). Bu nedenden dolayı yaptığımız çalışmada oklüzal kuvvetler protezlerde alt 1. Molar dişin merkezinden vertikal olarak 100 N ve 45° oblik 100 N olacak şekilde tatbik edilmiştir.

Yaptığımız çalışmada sonuçların hatalı çıkmasına neden olabileceğinden dolayı modeller oluşturulurken cisimlerin boyutsal oranlarının gerçekçi olmasına dikkat edilmiştir. Topuztutucu tutuculu overdenture protezlerde implant firmalarına göre tutucu matriks kalınlığı 1-3 mm arasında

değişmektedir(Fuminori ve ark., 2007). Yine aynı şekilde topuz tutuculu hassas tutuculu hareketli bölümlü protezlerde kullanılan hassas tutucu matriksi farklı boyutlarda olabilmektedir. Bre-dent kataloğunda tutucu matriks kalınlığı 1,7 mm veya 2,2 mm olabilmektedir. Bu nedenden dolayı yaptığımız çalışmada hem topuztutucu tutuculu overdenture protezlerin tutucu matriksi hemde hassas tutuculu bölümlü hareketli protezin tutucu matriksi 2 mm olarak kabul edilmiştir. Bu şekilde tutucu matriksin hem overdenture protezde, hemde bölümlü hareketli protezde aynı kalınlık ve özellikte kullanılması bu iki farklı protezin stres dağılımlarını karşılaştırmamızı kolaylaştırır. Fuminori ve ark., (2007) sonlu elemanlar yöntemiyle yaptıkları çalışmada; implant üstü overdenture protezlerde tutucu matriksin kalınlığının ve elastik modülünün implant kemik ara yüzeyinde stres dağılımına olan etkisini incelemiştir. Çalışmalarının sonucunda tutucu matriksin elastik modülü arttıkça, kortikal kemikte stres azalmıştır. Ayrıca tutucu matriksin kalınlığı arttıkça implant kemik arayüzünde streslerin azaldığı izlenmiştir.

Mandibulada sıklıkla D2 kemik kalitesi görüldüğünden dolayı buna uygun olarak dens trabeküler kemiği kaplayan 2mm kortikal kemik ve bunun üzerinde 1 mm kalınlığında mukoza olacak şekilde model oluşturulmuştur. Çalışmamızda kullanılan implantlar günümüzde en çok tercih edilen vida tip implantlardır. Karşılaştırmalı bir çalışma yapılacak olması sebebiyle aynı çap (4 mm) ve boyda (12mm) implantlar kullanılmıştır.

Kortikal ve spongiyoz kemik gibi kırılğan materyallerin stres değerlerini incelemeye daha doğru sonuçlar veren Principle stres değerlerinden

yararlanılırken, çekilebilir ve dövülebilir materyallerde daha güvenli sonuçlar veren Von Mises stres değerlerinden faydalanılmıştır (İplikçioğlu ve Akça, 2002). Von Mises stres değerleri kırılma materyallerde sadece streslerin yapı içerisindeki dağılımı konusunda bir fikir verirken bu değerlerin ne tip bir stres oluşturduğu konusunda yanıltıcı olabilmektedir.

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda implantların, kortikal ve spongiyöz kemiğin, akrilin, porselenin, metal alaşımlarının, mukozanın, plastik klipslerin elastik modülleri ve poisson oranları için tüm dünyada kabul edilmiş ortak tek bir tablo yoktur. Çalışmamızda kullandığımız materyallerin elastik modülleri ve poisson oranları değişik çalışmalarda en çok kullanılan değerler dikkate alınarak belirlenmiştir (Çizelge 2.1.).

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda, çalışmalarda modelinin ayrıntılı olarak modellenmesinin son derece önemlidir. Modeli oluşturan eleman ve düğüm sayısının fazla olması, analiz sonuçlarının gerçekte elde edilen sonuçlara yakın olmasını sağlar. Bu yüzden, bizim çalışma modellerimiz ortalama 108974-141998 arası düğümden ve 590996-794356 elemandan oluşmaktadır. Bu çalışmada kullanılan sonlu elemanlar modellerinin özellikleri düğüm noktası ve eleman sayısı yönünden diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında sayıca oldukça fazla olduğu görülmüştür (Meijer ve ark., 1996).

Fotoelastik analiz yöntemi kullanılarak yapılan bir çalışmada mandibular modeli taklit eden modele uygulanan implantın stres analizinde; implant üzerine bir kuvvet uygulandığında en yüksek stres konsantrasyon değerinin implantın boyun bölgesi çevresinde olduğu gözlenmiştir (Jeong ve ark., 2003). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile yapılan birçok çalışma da bunu desteklemektedir (Holmes ve Loftus 1997; Hobkirk ve ark., 1998; Detolla 2000; Tepper 2002; Himmlova ve ark., 2004; Sevimay ve ark., 2005). Çalışmamızda da en büyük stres değerlerinin kortikal kemik bölgesinde olduğu izlenmektedir. Spongiyoz kemikteki stres bulguları ise kortikal kemiğe kıyasla oldukça düşük değerlerdedir. Kortikal kemiğin elastisite modülü spongiyoz kemikten daha büyük olduğu için deformasyona karşı daha dirençlidir. Bu nedenle klinik koşullarda da kortikal kemik spongiyoz kemikten daha fazla yük taşımaktadır (Holmes ve Loftus, 1997; Stegariou ve ark., 1998; Tada ve ark., 2003).

Çalışmamızda kuvvet analizi yaptığımız implant modelleri üzerinde oluşan en büyük Von Mises stres değeri 4 implant üzerine yapılmış ön bölge sabit arka bölge HBP'li modelin 45°'lik açıyla uygulanan kuvvet sonucunda birinci premolar bölgesinde bulunan implant üzerinde ~2,4 MPa olarak kaydedilmiştir. Titanyum alaşımlarının irreversible deformasyona uğramadan 900 MPa'lık strese kadar dayanabildiği bilinmektedir (Tepper ve ark., 2002).

Mandibulanın sıkışma tipi streslere, gerilme tipi streslerden daha dayanıklı olduğu bilinmektedir. İmplantların uzun dönemde başarılı olabilmesi için özellikle gerilme tipi streslerin belli sınırlar dahilinde olması önemlidir (O'Brien, 1997; Bozkaya ve ark., 2004). Kortikal

kemiğin en yüksek sıkışma dayanıklılığı 167 MPa, gerilme dayanıklılığı ise 121 MPa olarak bilinmektedir (O'Brien, 1997). Çalışmamızda kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 2 implant üzerine yapılmış topuz tutuculu overdenture protezi destekleyen implantta 45°'lik açıyla uygulanan kuvvet sonucunda ~ 2 MPa olarak, en yüksek gerilme stres değeri ise ~ 2 MPa olarak kaydedilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız tüm modellerde kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme ve sıkışma stres değerleri kortikal kemiğin sıkışma ve gerilme dayanıklılık sınırının oldukça altındadır.

İmplant tutuculu overdenture protezler, implant sayı ve yerleşimine bağlı olarak, mukoza destekli, kombine mukoza-implant destekli, veya implant destekli olabilir (Van Waas ve ark., 1991). İmplant üstü overdenture protezler için genelde 2-4 implant önerilmektedir. Artan implant sayısının, destek görevini mukozadan implantlara kaydırıldığı bildirilmiştir (Burns,2004). Yaptığımız çalışmada implant sayısı ikiden dörde çıktığında implantlarda ve peri-implant kemikte oluşan stresler artmış, mukoza altındaki kortikal kemikte stresler azalmıştır. Yani implant sayısı arttıkça implantlara gelen kuvvetler artmış, destek dokulara gelen kuvvetler azalmıştır.

İmplant üstü overdenture protezlerde topuz tutucu ve barların karşılaştırıldığı çeşitli çalışmalar yapılmıştır.

Menicucci ve ark., (1998) alt çenede kaninler bölgesine yerleştirilmiş iki implantla desteklenen topuz tutuculu ve bar tutuculu iki farklı overdenture tipinin implant çevresindeki kemikte oluşturduğu stres

değerlerini üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile karşılaştırmışlardır. Çalışmada bar ve topuz başlı tutuculara sıfır serbestlik derecesi verilmiş ve I. molar bölgesinden 35 N' luk dikey kuvvetler uygulanmıştır. Bar tutuculu modelde topuz tutuculu modele göre implantı çevreleyen kemikte daha fazla stresler oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Bizim yaptığımız çalışmada da bunu destekleyecek şekilde implant sayısı aynı olduğunda bar tutuculu overdenture protezlerin topuz tutuculu protezlere göre implant etrafında ki kemikte daha fazla stres oluşturduğu görülmüştür.

Barao ve ark.,(2009) sonlu elemanlar stres analiz yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmada tam dişsiz bir alt çenede dört farklı model oluşturmuşlardır. Birinci modelde implant bulunmayan konvansiyonel bir tam protez, ikinci modelde kaninler bölgesinde iki implant yerleştirilmiş bar tutuculu overdenture protez, üçüncü modelde iki implant yerleştirilmiş topuz tutuculu overdenture protez, dördüncü ve son modelde ise iki implant yerleştirilmiş her iki tarafında topuz tutucuları bulunan barla birleştirilmiş overdenture protez yapılmıştır. 100 N' luk kuvvet uygulanması ile implantlarda oluşan stresler incelendiğinde streslerin en fazla barlı overdenture protezde daha sonra sırasıyla her iki ucunda topuztutucuları bulunan barla birleştirilmiş overdenture protezde ve topuz tutuculu overdenture protezde olduğunu bildirmişlerdir. Yine Kenney ve ark.,(1998) fotoelastik stres analiz yöntemiyle yaptığı çalışmada 2 implantlı bar tuculu overdenture protezli modellerin implantlarında, topuz tutuculu modellere göre daha fazla stres oluştuğu sonucuna varmışlardır. Bizim yaptığımız çalışmada bu çalışmalarını destekleyecek şekilde implant sayısı aynı olduğunda topuz tutuculu overdenture protezli modellerde implantlarda oluşan stresler bar

tutuculu overdenture protezlere göre daha düşüktür. Mukoza altındaki kortikal kemikte oluşan stresler açısından değerlendirildiğinde; topuz tutuculu implantüstü overdenture protezlerde, bar tutuculu tasarımlara göre daha yüksek stresler oluşmuştur. Yani implantüstü topuz tutuculu overdenture protezler daha çok dokulardan destek alırken, bar tutuculu overdenture protezler daha çok implantlardan destek almaktadırlar.

Litaratürde implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü protezle ilgili yapılmış herhangi bir stres analizi çalışması yoktur. Yapmış olduğumuz çalışma sonucunda mukoza altında ki kortikal kemikte sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan bir HBP tasarımının, topuzve bar tutuculu overdenture protezlere göre mukoza altında ki kortikal kemikte daha düşük ve daha homojen bir stres yoğunluğu göstermekle beraber implantlar ve implantlar etrafındaki kortikal kemikte daha yüksek stresler göstermektedir. Bunun anlamı gelen yükler diğer protez tiplerine göre implantlar tarafından daha çok karşılanmakta olup destek dokulara gelen yükler azalmaktadır.

Anterior bölgede az sayıda doğal diş kaldığında ön bölgeye yerleştirilen implantlarla birlikte kullanılarak ön bölge sabit arka bölge HBP yapılabileceğini düşünmekteyiz. İmplantlarla doğal dişlerin splintlenmesi tartışmalı bir konudur ve splintlenecekse ne şekilde olacağı önemlidir(Geng ve ark., 2001). Özçelik ve ark.(2011) SESA ve fotoelastik analiz yöntemleriyle yaptıkları çalışmada implant-doğal diş bağlantısında non-rijit konnektörün implant tarafında kullanılmasının daha homojen bir stres dağılımı gösterdiğini gözlemlemişlerdir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Alt çene tam dişsiz bir mandibulada 2 ve 4 implant üzerine yapılmış 3 farklı protez tasarımının implant ve kemik üzerinde oluşan stres dağılımlarının 3 boyutlu SESA yöntemiyle değerlendirildiği araştırmamız sonucunda:

1. İmplant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü protez tasarımının, mukoza altındaki kortikal kemik üzerinde, topuz ve bar tutuculu implantüstü overdenture protezlere göre daha düşük ve homojen, implant ve implant çevresindeki kortikal kemikte daha yüksek stresler oluşturduğu görülmüştür. Ancak aradaki farklar MPa cinsinden değerlendirildiğinde düşüktür.
2. Topuz ve bar tutuculu implant üstü overdenture protez tasarımları birbirleriyle karşılaştırıldığında; topuz tutuculu overdenture protez tasarımları protez sahasında mukoza altındaki kortikal kemikte daha fazla stres gösterirken, implant ve implant çevresindeki kortikal kemikte bar ataçmalı overdenture protezlere göre daha düşük stresler kaydedilmiştir.
3. Dört implantlı modellerde iki implantlı modellere göre implant ve implant çevresindeki kortikal kemikte daha fazla stres, protez sahasında mukoza altındaki kortikal kemiğin tamamında ise daha az streslerin oluştuğu görülmüştür.

4. Oblik yükleme sonucunda bütün modellerde hem implantta, hem de kemikte kayıt edilen stres değerleri vertikal yüklemede oluşan stres değerlerinden daha yüksektir.
5. İmplantların üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri incelendiğinde; en yüksek değerlere sahip modelin, 4 implant üzerine yapılmış metal destekli porselen köprüye hassas tutucularla bağlanan HBP olduğu görülmüş ancak bu değer implantın dayanıklılık direncinin (900 MPa) oldukęa altındadır.
6. Bütün modellerin etrafındaki kortikal kemik dokusunda oluşan sıkışma ve gerilme tipi stres değerleri, kortikal kemiğin en yüksek sıkışma (167 MPa) ve gerilme (121 MPa) stres dayanıklılığının oldukęa altındadır.
7. Bütün modellerde implantlarda oluşan stresler implantların boyun bölgesi civarında ve kuvvetin uygulandığı noktaya yakın olan implantların distal bölgesinde yoğunlaşmıştır.
8. Bütün modellerde protez sahasında mukoza altındaki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde, streslerin kuvvetin uygulandığı bölge civarında yoğunlaştığı görülmektedir.
9. Bütün modellerde spongiyoz kemikteki stres bulguları ise kortikal kemiğe kıyasla oldukęa düşük değerlerdedir.

Yukarıdaki bulguların ışığı altında bir genelleme yapılacak olursa implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü bir protez tasarımının, özellikle anterior bölgede kemik rezorpsiyonunun fazla olmadığı durumlarda topuz ve bar tutuculu overdenture protezlere bir alternatif olabileceği söylenebilir. Bununla birlikte yeterli uzunluk ve çapta implantların yerleştirelemediği ve implantların üzerine streslerin gelmesi istenmiyorsa topuz tutuculara sahip overdenture protezler tercih edilebilir. Ön bölgede yeterli kemik hacmi olup, iyi bir şekilde osseointegre olmuş yeterli çap ve uzunluğa sahip implantlar üzerine yapılmış sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü bir protez tasarımı yapılabilir. Özellikle arka bölgede bıçak sırtı krete sahip hastalarda mukoza altındaki kemikte daha az stres oluşturmasından dolayı bu tasarım daha başarılı olabilir. İmplant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü bir protez tasarımı ile ilgili az sayıda in vivo çalışma bulunduğundan ileride çalışmamızla ilgili sonuçlarını karşılaştırabileceğimiz uzun süreli klinik takip çalışmaları yapılabilir.

ÖZET**Alt Çene Tam Dişsizlik Olgularında Anterior Bölgeye Yerleştirilen İmplantlar Üzerine Uygulanan Farklı Protez Tasarımlarının İnvitro Olarak Kuvvet Dağılımı Yönünden İncelenmesi**

İmplant üstü protezler tam dişsiz hastaların yaşam kalitesini arttırmaktadır. İmplant üstü protez tipinin seçiminin implant ve çevre dokuların sağlığı açısından önem taşıdığı düşünülmektedir. İmplant üstü overdenture protezlerde en çok bar ve topuz tutucular kullanılmaktadır. Topuz ve bar tutuculu implant üstü overdenture protezlere alternatif olarak implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü bir protez yapılabilir.

Yaptığımız çalışmanın amacı implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü protezlerin implantlar ve kemikte oluşturdıkları streslerin, sonlu elemanlar stres yöntemi kullanılarak topuz ve bar tutuculu overdenture protezlerle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi ve implant sayısının etkinliğinin incelenmesidir.

Çalışmamızda, tam dişsiz bir alt çenede 2 ve 4 implant üzerine implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü protez, topuz tutuculu overdenture protez ve bar tutuculu overdenture protez yapılmış. Her bir modele 1. Molar dişin merkezinden 100 N vertikal ve 100 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Oluşan stresler Algor Fempro programı kullanılarak incelenmiştir.

Çalışmamızın sonucunda, implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü protezde, topuz ve bar tutuculu protezlere göre implant ve peri-implant kemikte stresler daha yüksek, mukoza altındaki kortikal kemikte stresler daha düşüktür. Spongiyoz kemikteki maksimum stres değerleri çok düşük değerlerde kayıt edilmiştir. Dört implantlı modellerde kaydedilen stres değerleri iki implantlı modellere göre implantlarda ve peri-implant kemikte daha yüksek, mukoza altındaki kortikal kemikte daha düşüktür. Oblik kuvvetler de stresi artırmaktadır.

Anahtar Sözcükler:, bar tutucu, hassas tutuculu hareketli bölümlü protez, implant overdenture, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, topuz tutucu

SUMMARY

In vitro Stress Distribution Evaluation Of Different Prosthesis Designs Supported By Anteriorly Located Implants In Mandibular Edentulous Cases

Implant prosthesis improve the quality of life of edentulous patients. Selection of prosthesis types supported by implants is considered to be of importance for peri-implant region and surrounding tissue health. Major attachments used in implant overdentures are bar and stud attachments. An anterior fixed- splinted implant supported restoration with a precision partial denture posteriorly is an alternative restoration to the removable implant-supported bar or ball retained overdenture.

The aim of this study is to evaluate the stress transmitted to the peri-implant region and implants by an anterior fixed- splinted implant supported restoration with a precision partial denture posteriorly comparing bar and ball retained overdenture and to find out the effect of number of implants using finite element analysis.

In our study we prepared six, three dimensional finite element models representing distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis, ball retained mandibular overdenture and bar retained mandibular overdenture built over 2 and 4 implants. 100 N vertical and 100 N oblique force were applied on the first mandibular molar teeth each model. The stress were investigated using the Algor Fempro programme.

The results of our study shows us stress on peri-implant bone and implants were higher and stress on cortical bone under mucosa were lower distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis than bar and ball retained overdenture. In all models; maximum stress concentrations occurred on the surface of cortical-bone at the implant interface. The maximum stress results at the spongios bone were very low. Models with 4 implants have higher stress values on implants and peri-implant bone and lower stress values on the cortical bone under mucosa than the with 2 implants . Oblique forces were increased the stress values.

Key Words: ball attachment, bar attachment, finite element stress analysis, implant overdenture, removable precision partial denture

KAYNAKLAR

- ADELL, R., LEKHOLM, U., ROCKLER, B., BRANEMARK, P.I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, **10**(6): 387-416.
- AKAGAWA, Y., SATO, Y., TEIXERIA, E.R., SHINDOI, N., WADAMATO, M. (2003). A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J. Oral Rehabil.*, **30**(1): 41-5.
- AKÇA K., ÇEHRELI M.C., IPLIKCIOGLU H.A. (2002). Comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*; **15**(2): 115-121.
- ALBREKTSSON, T., BRANEMARK, P.I., HANSSON, H.A., LINDSTROM, J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica*, **52**(2): 155-170.
- ALBREKTSSON, T., SENNERBY, L. (1991). State of the art in oral implants. *J. Clin. Periodontol.*, **18**(16): 474-481.
- ALBREKTSSON, T., ZARB, G.A. (1993). Current interpretations of the osseointegrated response. Clinical significance. *Int. J. Prosthodont.*, **6**(2): 95-105.
- ASSUNÇÃO, W.G., TABATA, L.F., BARAO, V.A.R., ROCHA, E.P. (2008). Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture- 2D FEA. *J. Oral Rehabil.*, **35**(10): 766-774.
- BARÃO V.A., ASSUNÇÃO W.G., TABATA L.F., DELBEN J.A., GOMES E.A., DE SOUSA E.A., ROCHA E.P. (2009). Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems *J. Craniofac. Surg. Jul*; **20**(4): 1066-71.
- BEN-UR, Z., GORFIL, C., SHIFMAN, A. (1996). Anterior implant-supported overdentures. *Quintessence Int.*, **27**(9): 603-606.
- BERGENDAL, T., ENGQUIST, B. (1998). Implant-supported overdentures: A longitudinal prospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13**(2): 253-262.
- BLOCK, M. S., GARDINER, D., KENT, J. N., MISIEK, D. J., FINGER, I. M., GUERRA, L. (1996). Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **11**(5): 626-633.

- BORCHERS, L., REICHART, P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res.* **62**:155-159.
- BOZKAYA, D., MUFTU, S., MUFTU, A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* , **92**(6): 523-30.
- BRANEMARK, P.I., ADELL, R., BREINE, U., HANSSON B.O., LINDSTROM, J., OHLSSON, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* **3**:81-100.
- BRANEMARK, P.I., HANSSON, B.O., ADELL, R., BREINE, U., LINDSTROM, J., OHMAN, A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. *Scandinavian. J. Plastic. Recons. Surg.* **16**: 1-132.
- BRANEMARK, P.I., ZARB, G.A., ALBREKTSSON, T. (1985). Tissue- integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co.
- BUENO-SAMPER, A., HERNANDEZ-ALIAGA, M., CALVO-GUIRADO, J.L. (2010). The implant-supported milled bar overdenture: A literature review. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* **15**: 375-378.
- BURNS, D.(2004) The mandibular complete overdenture *Dent Clin N Am*;**48**:603 23
- CAPUTO A.A., STANDLEE J.P.(1987). Biomechanics in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence. **31**.
- CHUN, H.J., PARK, D.N., HAN, C.H., HEO, S.J., HEO, M.S., KOAK, J.Y. (2005). Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J. Oral Rehabil.*, **32**: 193-205.
- COCHRAN, D.L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research.* **11** Suppl 1: 33-58.
- COWIN, S.C. (1991). *Bone mechanics* Florida.CRC Pres.
- CRAIG R.G., WARD M.L.(1996). Restorative dental materials. Tenth ed. St. Louis, Missouri: Mosby 56-94.
- ÇEKİÇ, C., AKÇA, K., ÇEHRELİ, M. C. (2007). Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. *Quintessence Int.*, **38**: 291-297.

- DAVODI, A., NISHIMURA, R., BEUMER J. (1997). An implant supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *J. Prosthet. Dent.* **78**(2): 212-217.
- DEBOER, J. (1993). Edentulous implants: Overdenture versus fixed. *J. Prosthet. Dent.*, **69**(4): 386-390.
- DETOLLA D.H., ANDREANA S., PATRA A., BUHITE R., COMELLA B. (2000) The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantology* **26**(2): 77-81.
- DUYCK, J., OOSTERWYCK, H.V., SLOTEN, J.V., DE COOMAN, M., PUERS, R., NAERT, I. (1999). In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: The influence of attachment system. *Clin. Oral Invest.*, **3**(4): 201-207.
- ECKERT, S.E., CARR, A.B. (2004). Implant-retained maxillary overdentures. *Dent. Clin. N. Am.*, **48**(3): 585-601.
- ELLISON, J.T. (2000). The sterngold-Implamed Manual, Attleboro: Sterngold.
- EL-SHEIKH, A.M., HOBKIRK, J.A., KELLEWAY, J.P. (1999). Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.* **7**(2): 45-50.
- ENGLISH C. (1990). An overview of implant hardware. *J. Am. Dent. Assoc.* **121**(3): 360-366.
- ENGQUIST, B., BERGENDAL, T., KALLUS, T., LINDEN, U. (1988). A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* **3**(2): 129-34.
- ERCOLI, C., GRASER, G.N., TALLENTS, R.H., HAGAN, M.E. (1998). Alternative procedure for making a metal suprastructure in a milled bar implant-supported overdenture. *J. Prosthet. Dent.* **80**(2): 253-258.
- ESKITAŞÇIOĞLU, G. (1991). Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik kontakt tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin 'Structural Analysis Program' ile incelenmesi. Doktora tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Entitüsü.
- ESKITAŞÇIOĞLU, G., YURDUKORU, B. (1995). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. **(2)**: 65-70.
- ESKITASÇIOĞLU G., BARAN I., AYKAC L., OZTAS D (1996). İmplant üstü kuron tasarımlarında farklı estetik materyallerinin stres dağılımına etkisinin incelenmesi. *Oral İmplantoloji Dergisi.* **3**(1): 3-18.

- FRIBERG, B., JEMT, T. VE LEKHOLM, U. (1991). Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **6**(2): 142-6.
- FUGAZZOTTO, P.A., WHEELER, S.L. VE LINDSAY, J.A. (1993). Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. *The Journal of Periodontology*. **64**(11): 1085-7.
- FUMINORI TANINO, IWAO HAYAKOVA, SHIGEZO HIRANO, SHUNSUKE MINAKUCHI (2007). Finite element analysis of Stress_Breaking Attachments on Maxillary Implant- Retained Overdentures. *The International Journal of Prosthodontics*. Volume **20**(2):193-198.
- FUNG, Y.C. 1993. Biomechanics mechanical properties of living tissues. 2th. New York: Springer-Verlag. 1-58.
- GENG J.P., TAN K.B., LIU G.R.(2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. **85**(6):585-598.
- GLAUSER R., ZEMBIC A., HAMMERLE C.H. (2006). A systematic review of marginal soft tissue at implants subjected to immediate loading or immediate restoration. *Clin. Oral Impl. Res.*, 17 Suppl **2**:82-92.
- HAHN, J.A. (1990). The blade implant. *J. Am. Dent. Assoc.*, **121**(3): 394-402.
- HANCI, M., BOZDAĞ E., ARPACI A. (2000). Biyomekanik. *İstanbul: Logos Yayıncılık*. 10-55.
- HARRIS, B.W. (1990). A new technique for the subperiosteal implant. *J. Am. Dent. Assoc.*, **121**(3): 422-424.
- HASHIMOTO, M., AKAGAWA, Y., NIKAI, H., TSURU, H. (1989). Ultrastructure of the periimplant junctional epithelium on single crystal sapphire endosseous dental implant loaded with functional stress. *J.Oral Rehabil.*, **16**(3):261-270.
- HECKMANN, S. M., WINTER, W., MEYER, M., WEBER, H.P., WICHMANN, M.G. (2001). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part II: A methodical study using five types of attachment. *Clin. Oral Impl. Res.*, **12**(6): 640-647.
- HIMMLOVA, L., DOSTALOVA, T., KACOVSKY, A., KONVICKOVA, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *Journal of Prosthetic. Dentistry* **91**(1): 20-5.
- HOBKIRK J.A., HAVTHOULAS T.K. (1998). The influence of mandibular deformation, implant numbers and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J. Prosthet. Dent*. **80**(2): 169-174.

- HOBO, S., ICHIDA, E., GARCIA, L. (1991). Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. 3rd ed. Tokyo: Quintessence Publishing Company.
- HOLMES D.C., & LOFTUS J.T. (1997). Influence of bone quality of stress distribution for endosseous implants J. Oral Implantol. **23**(3):104-111.
- INAN M. (1988). Cisimlerin mukavemeti 6. Baskı. İstanbul: İTÜ Vakfi. Yayın No: **25**. 12-342.
- IPLIKCIOGLU, H., AKCA, K. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. Journal of Dentistry, **30**(1): 41-46.
- JAFFIN, R.A., BERMAN, C.L. (1991). The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *The Journal of Periodontology*. **62**(1): 2-4.
- JEONG, C.M., CAPUTO, A.A., WYLIE, R.S., SON, S.C., JEON, Y.C. (2003). Bicortically stabilized implant load transfer. *Int. J. Oral Maksillofac. Implants*, **18**(1): 59-65.
- JIVRAJ, S., CHEE, W., CORRADO, P. (2006). Treatment planning of the edentulous maxilla. *British Dental Journal*. **201**(5): 261-279.
- KENNEY, R., RICHARDS, M.W. (1998). Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J. Prosthet. Dent.*, **80**(5): 559-564.
- KILIÇARSLAN, M.A., ZAIMOGLU, A., ESKİTASÇIOĞLU, G. (1999). Üst santral keser dişin fonksiyonel kuvvetler altındaki durumunun sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. *Ankara Üniv. Dis. Hek. Fak. Derg.* **26**(1): 61-69.
- LACEFIELD WR. (1998). Current status of ceramic coatings for dental implants *Implant Dent.* **7**(4):315-322.
- LEE, M.W. (1995). O²ring coping attachments for removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* **74**(3): 235-41.
- LEKHOLM, U., ZARB, G.A. (1985). Tissue integrated prostheses: (Osseointegration in Clinical Dentistry). Branemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson T, Quintessence. Pub. Co., Chapter 12
- LEUNG, T., PRCİSKEL, H.W. (1991). Retention profiles of stud-type precision attachments. *Int. J. Prosthodont.* **4**(2):175-179.
- LUBAR, R.L., KATIN, R.A. (1990). Implant systems incorporating the hollow-basket concept. *J.Am. Dent. Assoc.*, **121**(3):384-392.
- MEIJER H.J.A., STARMANS F.J.M., STEEN W.H.A (1994a). Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehabil*; **21**(1): 47-56.

- MEIJER H.J.A., STARMANS F.J.M., STEEN W.H.A., BOSMAN F.A. (1994b). three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J. Prosthodont.*, **7**(3): 271-279.
- MEIJER H.J.A., STARMANS F.J.M., STEEN W.H.A., BOSMAN F. (1996) Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: A three-dimensional, finite-element study . *J Oral Rehabil* **23**(11): 757-763.
- MENICUCCI, G., LORENZETTI, M., PERA, P., PRETI, G. (1998). Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13**(3): 369-376.
- MENICUCCI G, MOSSOLOV A, MOZZATI M, LORENZETTI M, PRETI G. (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.***13**(3):334-341.
- MERICSKES-STERN R., GEERING A.H., BURGIN W.B., GRAF H. (1992) Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **7**(2): 185-194.
- MERICSKES-STERN, R., TAYLOR, T.D., BELSER, U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clin. Oral Impl. Res.* **11**(1): 108-125.
- MERICSKES-STERN, R. (2003). Prosthodontic management of maxillary and mandibular overdentures. In: *Implant Overdentures: The Standard of Care for Edentulous Patients*, 1st Ed.: G.E. Carlsson, J. S. Feine. IL: Quintessence Publishing, Chapter 10.
- MISCH, C.E. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *International Journal of Oral Implantology*, **6**(2): 23-31.
- MISCH, C.E. (1999). Contemporary Implant Dentistry 2nd ed. St.Louis: Mosby Year Book-Inc.
- MISCH, C.E. (2005). Dental Implant Prosthetics. Mosby, Inc. 1st Ed: Chapter 15.
- MIYAURA, K., MORITA, M., MATSUKA, Y., YAMASHITA, A., WATANABE, T. (2000). Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prosthesis. *J. Oral Rehabil.*, **27**(12): 1073-1076.
- NKENKE, E., FENNER, M. Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin. Oral Impl. Res.* **17**(2): 19-34.
- O'BRIEN, J.W. (1997). Dental Materials and Their Selections 2nd ed. Quintessence Publishing Co., Inc.
- OZCELİK, T., ERSOY, A.E. (2007). An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J. Prosthodont.* **16**(2):107-116.

- ÖZEKİN, F. (1988). Overdenture Uygulamalarında Kullanılan Farklı Tutucuların Mekanik Olarak İncelenmesi. (Doktora Tezi). *Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, Ankara.
- PARR, G.R., GARDNER, L.K., TOTH R.W. (1985). Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J. Prosthet Dent*; **54**(3):410-414
- PASCIUTA, M., GROSSMAN, Y., FINGER, I.M. (2005). A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, **93**(2): 116-120.
- PELLECCHIA, M., PELLECCHIA, R., EMTIAZ, S. (2000). Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis. *J. Prosthet. Dent.* **83**(6):607-12.
- PHILLIPS, R.W. (1991). Science of Dental Materials. *W.B. Saunders Company*, Philadelphia: 6-92.
- PRAKASH, V., D'SOUZA, M., ADHIKARI, R. (2009). A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: A three dimensional finite element analysis. *Indian J. Dent. Res.*, **20**(1): 31-36.
- PREISKEL, H.W. (1984). Precision Attachments in Prosthodontics: The Applications of Intracoronal Attachments. Volume 1, Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, London, Berlin, Rio de Janeiro and Tokyo.
- RIEGER, M.R. (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, **63**(6): 671-676.
- SADOWSKY, S.J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *J. Prosthet. Dent.*, **78**(1): 28-33.
- SENNERBY, L., THOMSEN, P. VE ERICSON, L.E. (1992). A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* **7**(1): 62-71.
- SEVIMAY, M., TURHAN, F., KİLİCARSLAN, M.A., ESKİTASCIÖĞLU, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J. Prosthet. Dent.* **93**(3): 227-34.
- SHAFIE, H. (2007). Clinical & Laboratory Manual of Implant Overdentures. 1st Ed.:Blackwell Munksgaard, Chapter 4.
- SKALAK, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, **49**(6): 843-848.

- SONUGELEN M, ARTUNÇ C. (2002). Ağız protezleri ve biyomekanik. İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları;
- STEGAROIU, R., SATO, T., KUSAKARI, H., MIYAKAWA, O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **13**(1): 82-90.
- STELLINGSMA C., VISSINK A., MEIJER H.J.A., KUIPER C., RAGHOEBAR G.M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.* **15**(4): 240-248.
- SOYDAN, N. (1985). Genel Histoloji. İ.Ü. Yayın No:3349, D.F. Yayın No: 56, İstanbul.
- SPIEKERMANN, H., DONATH, K., HASSELL, T., JOVANOVIĆ, S., RICHTER, J. (1995). Color Atlas of Dental Medicine, Implantology. *New York: Thieme Medical Pub. Inc.*, p: 151-220.
- STARR, N. L. (2001). The distal extension case: an alternative restorative design for implant prosthetics. *The Int. J. Periodontics&Restorative Dentistr.* **21**(1): 61-67.
- STEGARIOU R., SATO T., KUSAKARI H., MIYAKAWA O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **13**(1):82-90.
- STEGAROIU R., KUSAKARI H., NISHIYAMA S., MIYAKAWA O. (1998). Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A three dimensional finite element analysis. *Int. J Oral Maksillofac. Implants.* **13**(6): 781-790.
- STEVENS, P.J., FREDRICKSON, E.J., GRESS, M.L. (2000). Implant Prosthodontics, Clinical and Laboratory Procedures. 2nd Ed: St. Louis, Mosby, Chapter 10.
- SVETLIZE, C.A., BODEREAU, E.F. (2004). Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int.*, **35**(6): 443-448.
- SYKARAS, N., IACOPINO, A.M., MARKER, A.V., TRIPLETT, R.G., WOODY, R.D., (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac. Implants* **15**(5): 675-690.
- TADA, S., STEGAROIU, R., KITAMURA, E., MIYAKAWA, O., KUSAKARI, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **18**(3): 357-68.

- TEPPER G., HAAS R., ZECHNER W., KRACH W., WATZEK G. (2002) Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla. A mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin. Oral Impl. Res.* **13**(6): 657-664.
- TERZİOĞLU, H. (1996). Bilgisayarlı tomografi yardımıyla oral implantolojide implant yerleştirilecek bölgenin tespiti ve uygulanacak implant tipinin seçimi. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- TRAKAS, T., MICHALAKIS, K., KANG, K., HIRAYAMA, H. (2006). Attachment systems for implant retained overdentures: A literature review. *Implant Dent.*, **15**(1): 24-34.
- TRUHLAR, R.S., LAUCIELLO, F., MORRIS, H.F. VE OCHI, S. (1997). The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* **55**(12 Suppl 5): 55-61.
- ULUSOY, M., AYDIN, K. (2003). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. *Ankara Üniversitesi Basımevi*, Ankara: 94-904.
- VAN STADEN R.C., GUAN H., LOO Y.C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin;* **9**(4): 257-270.
- VAN WAAS, M.A.J., DENISSEN, H.W., DE KOOMEN, H.A., DE LANGE, G.L., VAN OORT., R.P., WISMEYER, D., WOLF, J.W.A (1991). Dutch consensus on guidelines for superstructures on endosseous implants in the edentulous mandible. *J. Oral Impl.*, **17**(4):390-392.
- VOGEL, R.C. (2008). Implant overdentures: A new standard of care for edentulous patients current concepts and techniques. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, **29**(5): 270-276.
- WINKLER, S., PIERMATTI, J., ROTHMAN, A., SIAMOS, G. (2002). An overview of the O-ring implant overdenture attachment. *Clinical J. Oral Implantol.* **28**(2):82-6.
- WISMEIJER, D., VERMEEREN, J.I.J.F., VAN WAAS, M.A.J. (1995). A 6,5 year evaluation of patient satisfaction and prosthetic aftercare in patient treatment using overdenture supported by ITI-implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **10**(6): 744-749.
- WISMEIJER, D., VAN WAAS, M.A., VERMEEREN, J.I., MULDER, J., KALK, W. (1997). Patient satisfaction with implant supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **26**(4): 263-7.

- ZAIMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, E., AKSU, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. *Ankara Üniversitesi Basımevi*, Ankara :25-40.
- ZARB, G.A., MERICSKE-STERN, R. (2004). Implant Prosthodontics, Chapter 27, Clinical Protocol for Treatment with Implant Supported Overdentures. 499-509.
- ZHOU, X., ZHAO, Z., ZHAO, M., FAN, Y. (1999). The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. **17**(1): 29-32.
- ZITZMANN, N.U., MARINELLO, C.P. (1999). Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implant supported restorations: Removable overdenture versus fixed partial denture design. *J. Prosthet. Dent.* **82**(2): 188–96.
- ZUEST, P. (2000). Zest Anchor Advanced Generation Manual, Escondido: Zest Anchors, 1.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı: Kemal

Soyadı: oğalan

Doğum Yeri ve Tarihi: Konya, 19.04.1979

Uyruğu: T.C.

Medeni Durumu: Bekar

İletişim Adresi ve Telefonu: 23. Sokak 14/13 Deniz Apartmanı Emek/Ankara,

Tel : 0 532 6277603

Elektronik posta: kemalcogalan@yahoo.com

II. Eğitimi

2005- Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı- Ankara

1998-2004 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi- Ankara

1995-1997 Kahramanmaraş Lisesi

1990-1995 ukurova Elektrik Anadolu Lisesi

1986-1990 Fatih İlkokulu

Yabancı diller: İngilizce

III. Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

1- Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği(TPİD)

IV. Bilimsel İlgi Alanları

Yayınlar

Uludag B., **Cogalan K.**, Polat S. (2010) An Alternative Impression Technique for Implant-Retained Overdentures With Locator Attachments. *Journal of Oral Implantology*: December 2010, Vol. **36**, No. 6, pp. 451-453.

Tebliğler

Kemal Cogalan, Mutahhar Ulusoy, Unsun Cetin Finite Element Analysis Of Mandibular Implant Bar Attachment Overdentures. 16th Congress Of The Balkan Stomatological Society, Bucharest-Romania (April 28-31, 2011)

Mutahhar M. Ulusoy, **Kemal Cogalan**. An Alternative Treatment Design For Implant Prosthetics: A Case Report. 16th Congress Of The Balkan Stomatological Society, Bucharest-Romania (April 28-31, 2011)

Ulusoy M., **Cogalan K.** Prosthodontic Treatment Of A Scleroderma Patient: Case Report. 15th Congress Of The Balkan Stomatological Society, Thessaloniki-Greece (April 22-25, 2010) *Poster Tebliği*.

Cogalan K., Ulusoy M. Loss Of Vertical Dimension Treated By Prosthetic Procedure: Case Reports. 15th Congress Of The Balkan Stomatological Society Thessaloniki-Greece (April 22-25, 2010) *Poster Tebliği*.

Ulusoy M., Isayev. A., **Cogalan K.** Combination of telescopic and topuzattachment for tooth-implant supported mandibular overdenture: case report. 14th Balkan Stomatological Society. Varna, Bulgaria.(May 6-9, 2009). *Poster Tebliği*.

Ulusoy M., **Cogalan K.**, Isayev. A. Single tooth replacement using a modified resin-bonded fixed partial denture: a clinical report. . 14th Balkan Stomatological Society. Varna, Bulgaria.(May 6-9, 2009). *Poster Tebliği*.

Cogalan K., Ulusoy M. Temporomandibular Joint Disorder With Loss Of Vertical Dimension Treated By Prosthetic Procedure: Case Report International Dentistry Today Congress Struga-Macedonia, (April 18-20 2008) *Poster Tebliği*.

Ulusoy M., **Cogalan K.** Occlusal Rehabilitation In Temporomandibular Dysfunction Syndrome With Full Mouth Restorations: Case Report International Dentistry Today congress Struga-Macedonia (April 18-20 2008). *Poster Tebliği*.

Seminerler

Anterior Diş Eksikliklerinde Protez Öncesi Estetiğe Dönük Multidisipliner Yaklaşımlar.

Hareketli Bölümlü Protezlerde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD-CAM) Sistemleriyle İskelet Metal Alt Yapı Hazırlanması.

V- Diğer Bilgiler

Eğitim programı haricinde aldığı kurslar ve katıldığı eğitim seminerleri:

- 1- Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Boston Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Toplantısı, 24-26 Kasım 2006, Ankara
- 2- 1st International Zimmer&Mutlu Dental Implantology Days 21-27 October 2007
- 3- International Dentistry Today Congress Struga-Macedonia (April 18-20 2008)
- 4- 14th Balkan Stomatological Society. Varna, Bulgaria.(May 6-9, 2009)
- 5- Bicon Dental Implants Surgical and Prosthetic Principles Course 16-10-2009 Ankara/Turkey
- 6- 15th Congress Of The Balkan Stomatological Society, Thessaloniki-Greece (April 22-25, 2010)
- 7- 16th Congress Of The Balkan Stomatological Society, Bucharest-Romania (April 28-31, 2011)
- 8- 2nd BAMFS Congress (Balkan Association of Maxillofacial Surgery) and 5th ACBID International Conference (Oral&Maxillofacial Surgery Society), Turkey (May-2011)