

175463

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOĞAL DİŞ – İMPLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE
VİDALI VE FARKLI SİMENTASYON TASARIMLARININ KEMİK
ÜZERİNDE OLUŞTURDUKLARI STRESLERİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Dr. Dirim BOZOK DEMİR

Protez (Diş) Programı
DOKTORA TEZİ

ANKARA

2006

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOĞAL DİŞ – İMPLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE
VİDALI VE FARKLI SİMENTASYON TASARIMLARININ KEMİK
ÜZERİNDE OLUŞTURDUKLARI STRESLERİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Dr. Dirim BOZOK DEMİR

Protez (Diş) Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Şenay CANAY

ANKARA
2006

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne:

Bu çalışma jürimiz tarafından Protez (Diş) Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:

Prof. Dr. Yavuz ASLAN
(Hacettepe Üniversitesi)



Tez Danışmanı:

Prof. Dr. Şenay CANAY
(Hacettepe Üniversitesi)



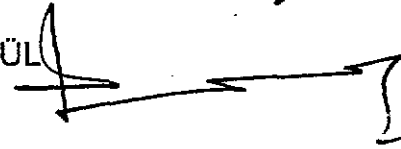
Üye:

Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY
(Ankara Üniversitesi)



Üye:

Prof. Dr. Muhitin YENİGÜL
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye:

Prof. Dr. Nur HERSEK
(Hacettepe Üniversitesi)



ONAY:

Bu tez, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun kararıyla kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Hakan Orer
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesine katkılarından dolayı;
 doktora eğitimim boyunca, dişhekimliği ve protez ile birlikte, hayata dair öğrettiklerinden dolayı Sayın Prof. Dr. Müjgan ÖKTEMER'e,
 doktora tezimin son şeklini alması ve bitirilmesinde sonsuz katkısı olan ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim Sayın Prof. Dr. Şenay CANAY'a,
 yoğun tez çalışmalarım sırasında göstermiş olduğu anlayış ve destek için Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Yavuz ASLAN'a,
 en az rehber öğretim üyesi kadar yakından ilgilenip, bilimsel katkılarda bulunarak hep yol gösteren Sayın Doç. Dr. Kıvanç AKÇA'ya,
 porselen örneklerin hazırlanmasındaki hizmetlerinden dolayı başta Nihat Resul olmak üzere tüm Başak Dental çalışanlarına,
 bilgisayar tomografilerinin çekilmesinde gösterdikleri incelik ve yardımlardan dolayı Sayın Prof. Dr. Macit Arıyürek'e,
 çalışmada, stres analizlerinin gerçekleştirilmesini sağlayan BİAS Elektronik, Mekanik, Bilgisayar, Mühendislik, Danışmanlık, Sanayi ve Ticaret Ltd. Şti.den Mak. Yük. Müh. Gürol İPEK'e,
 dişhekimliği eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini paylaşan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi ve Elemanları ile her zaman destek olarak beni hiç kırmayan tüm İdari Personel'e,
 ve
 hayatım süresince beni yalnız bırakmayan, tez çalışmasının tüm aşamalarında maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili aileme ve sevgili eşim Dr. Becen DEMİR'e
 içtenlikle teşekkür ederim.

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından desteklenmiştir. (H.Ü.B.A.B. 02 02 201 009)

ÖZET

Bozok Demir D, Doğal Diş – İmplant Destekli Sabit Protezlerde Vidalı ve Farklı Simantasyon Tasarımlarının Kemik Üzerinde Oluşturdukları Streslerin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile Karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez (Diş) Programı Doktora Tezi, Ankara, 2006.

Diş-implant destekli protezlerde implantların üzerine aşırı yük gelmesinden kaçınılmalıdır. Aşırı yükleme implant çevresinde kemik kaybına, destek dişte ise intrüzyona neden olabilir. Diş-implant destekli protezler vida tutuculu, simante ya da bu ikisinin kombinasyonu olarak yapılabilirler ve bu protezler hem geçici hem de daimi simanlarla yapıştırılabilirler. Hem restorasyonun hem de simantasyonun tipi sistemin biyomekaniğini belirgin olarak etkiler. Bu çalışmanın amacı, daimi veya geçici simanlar ve vida ile tutuculuğu sağlanan doğal diş-implant destekli sabit protezlerin sadece diş, sadece implant ve tüm yapı üzerinden uygulanan yükleme koşullarında diş ve implantı çevreleyen kortikal kemikte oluşturdukları stres, *strain* ve yer değiştirmelerin üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesidir. Elde edilen bulgulara göre, daimi ve geçici simanlar arasında belirgin bir fark olmadığı; simante ve vida tutuculu restorasyonlarda sıkışma stresleri benzer değerler gösterirken simante restorasyonların implantı çevreleyen kemiğin bukkalinde vida tutuculu restorasyonlardan daha fazla gerilme stresleri oluşturduğu; bütün protez tasarımlarında elde edilen streslerin, kemiğin en yüksek sıkışma ve gerilme dayanıklılığından oldukça düşük değerler verdiği belirlenmiştir. Çalışmanın deneysel sonuçlarına göre, her iki siman ve her iki protetik tasarımın uygulamalarda güvenle kullanılabileceği önerilmektedir.

Anahtar kelimeler: Diş-implant bağlantısı, simante restorasyonlar, vida tutuculu restorasyonlar, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi.

Destekleyen Kurum: HÜBAB 02 02 201 009

ABSTRACT

Bozok Demir D, The Comparison of Stresses on the Cortical Bone Generated by Screw-Retained and Cement-Retained Tooth-Implant Supported Superstructures Cemented by both Permanent and Provisional Cements via the 3-D Finite Element Analysis, Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2006.

Overloading of dental implants connected to *natural teeth* should be avoided. Increased forces may cause bone loss around the implant and/or intrusion of the abutment tooth. Tooth-implant supported restorations can be screw-retained, cement-retained or a combination of both, and provisional or permanent dental luting agents can be used for their cementation. Both the restoration and cement type significantly effect the biomechanics of the system. The main objective of this study is to compare the stresses on the cortical bone generated by screw- and cement-retained tooth-implant supported prosthesis cemented by both permanent and provisional cements using the 3-D Finite Element Analysis. The principal stresses, strains and displacements occurring on the peri-implant and periodontal cortical bone were evaluated under an oblique load applied to only the natural tooth, only to the implant and to the whole system. The results indicated that there is not a significant difference between permanent and provisional cementation; cement-retained restorations showed greater tensile stresses than screw-retained restorations on the buccal area of the peri-implant cortical bone while the compressive stresses were similar; both cement- and screw-retained restorations demonstrated lower stresses than the ultimate compressive and tensile strength of the cortical bone. According to the results of this finite element study, it is suggested that both cements and both prosthetic designs can be safely used.

Key words: Tooth-implant connection, cement-retained restorations, screw-retained restorations, 3-D finite element analysis.

Supported by : HÜBAB 02 02 201 009

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	xi
TABLolar	xviii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Diş, Kemik ve Yumuşak Doku Kaybı	3
2.2 Kök Formu İmplantlar	5
2.3 Biyomekanik	5
2.3.1 İmplantlara ve çevre dokulara gelen yükler	5
2.3.2 Kuvvetler	6
2.3.3 Çiğneme kuvvetleri	8
2.3.4 Stres	9
2.3.5 Deformasyon ve <i>strain</i>	10
2.3.6 Stres – <i>strain</i> ilişkisi	10
2.4 Bölümlü Dişsizlik	13
2.5 Doğal Diş – İmplant Bağlantısı	14
2.6 Doğal diş- implant bağlantısının biyomekaniği	15
2.7 Diş – İmplant Bağlantılı Protezlerde Karşılaşılan Sorunlar	18
2.8 Bağlantı Şekli	19
2.9 Bir Doğal Diş ve İmplantın Bağlanma Kriterleri	22
2.10 İmplant Üstü Sabit Protez Seçenekleri	25
2.10.1. İmplant - protez bağlantısının etkilendiği faktörler:	26
2.10.1.1. Yapım kolaylığı ve maliyet:	26
2.10.1.2. Pasiflik	26
2.10.1.3. Tutuculuk:	28
2.10.1.4. Okluzyon:	30
2.10.1.5. Estetik:	30

2.10.1.6. Teslim:	30
2.10.1.7. Çıkarılabilirlik:	31
2.10.2 Simante protezlerin avantajları:	32
2.10.3. Simante protezlerin dezavantajları	32
2.10.4 Vida tutuculu protezin avantajları:	32
2.10.5 Vida tutuculu protezin dezavantajları:	33
2.11 Restorasyonda Kullanılabilecek Siman Tipleri	33
2.12 Çalışmada kullanılan siman tipleri	35
2.12.1 Çinkofosfat Siman	35
2.12.2 Çinkooksit Öjenol Simanlar	36
2.13 Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM	41
3.1 Modelin Oluşturulması	42
3.2 Materyal Özellikleri	51
3.3.Sınır Koşulları	52
3.4.Ölçümlerin yapılması	54
4. BULGULAR	57
4.1 Minimum <i>Principal</i> Stres:	57
4.1.1 Kortikal kemiğin üst seviyesi (DK1 ve İK1):	57
4.1.2 Kortikal kemiğin alt seviyesi (DK2 ve İK2):	65
4.2 Maksimum <i>Principal</i> stres:	72
4.2.1 Kortikal kemiğin üst seviyesi (DK1 ve İK1):	72
4.2.2 Kortikal kemiğin alt seviyesi (DK2 ve İK2):	79
4.3 <i>Strain</i> :	86
4.3.1 Kortikal kemiğin üst seviyesi (DK1 ve İK1):	86
4.3.2 Kortikal kemiğin alt seviyesi (DK2 ve İK2):	93
4.4 <i>Displacement</i>	100
5. TARTIŞMA	107
SONUÇLAR ve ÖNERİLER	122
KAYNAKLAR	124

SİMGELER VE KISALTMALAR

mm	milimetre
μm	mikrometre
σ	normal (<i>principal</i>) stres
Pmax	<i>maksimum principal</i> stres
Pmin	<i>minimum principal</i> stres
τ	kesme stresi
ε	elastisite (<i>young</i>) modülü
N	Newton
MPa	megapaskal
GPa	gigapaskal
F	kuvvet
kg	kilogram
kgF	kilogram kuvvet
g	gram
diğ.	diğerleri
CAD	Computer Aided Design
Ti6Al4V	titanyum-aluminyum-vanadyum alaşıımı
IMZ	intramobil silindir
GH	<i>gingival heigth</i> (dişeti yüksekliğı)
MP	<i>multipurpose</i> (çok amaçlı)
H ₃ PO ₄	fosforik asit
ISO	International Standarts Organisation
ANSI/ADA	American National Standarts Institute / American Dental Association
°	derece
°C	santigrad derece
%	yüzde
3D	üç boyutlu
stl	sterolitografi
tet 4	tetrahedral
GB	gigabyte

GHz	gigahertz
Bkz	bakınız
~	yaklaşık
P1	Protez Tasarımı 1
P2	Protez Tasarımı 2
P3	Protez Tasarımı 3
P4	Protez Tasarımı 4
M	Mezial
MB	Meziobukkal
B	Bukkal
DB	Distobukkal
D	Distal
DL	Distolingual
L	Lingual
ML	Meziolingual
İK1	implant çevresi kortikal kemiğin üst seviyesi
İK2	implant çevresi kortikal kemiğin alt seviyesi
DK1	diş çevresi kortikal kemiğin üst seviyesi
DK2	diş çevresi kortikal kemiğin alt seviyesi

ŞEKİLLER

- Şekil 2.1. Üç boyutlu bir stres elemanına etki eden normal ve kesme kuvvetleri. Üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir normal, iki kesme tipi stres etki eder. (σ , normal stresleri; τ , kesme stresini göstermektedir.)
- Şekil 2.2. Stres/strain grafiği ve elastisite modülü
- Şekil 2.3. Rijit bir implant ve doğal bir diş splintlendiği zaman mobilitelerinin farklı olmasından dolayı, uygulanan kuvvet altında oluşan kantilever etkisi ile implant üzerinde ilave momentler meydana gelir.(F: uygulanan kuvvet; A: implant; B: doğal diş)
- Şekil 2.4. Temel sonlu elemanlar analizi işlemi
- Şekil 3.1. Üç boyutlu matematik model
- Şekil 3.1.1. Frialit – 2 implant (4,5mm X 10mm), *Estheticbase* dayanak ile vidası ve MP dayanak ile vidası
- Şekil 3.1.2 Epoksi rezin kalıp içerisine gömülen doğal diş ile implant üzerindeki *MP* dayanak ve *waxing sleeve*
- Şekil 3.1.3. Epoksi rezin kalıp içerisine gömülen doğal diş ile implant üzerindeki *estheticbase* dayanak
- Şekil 3.1.4. *Champher* basamak preperasyonu
- Şekil 3.1.5. *IPS Empress* kullanılarak oluşturulan alt yapılar
- Şekil 3.1.6. Vida tutuculu sabit protetik restorasyonlar için hazırlanan köprü.
a, bukkal görünüm. b, okluzal görünüm
- Şekil 3.1.7. Model 1. a, okluzalden görünüm. b, lingualden görünüm
- Şekil 3.1.8. Model 2. a, okluzalden görünüm. b, lingualden görünüm

Şekil 3.1.9 A, Simante modelde b, c, d bölgeleri arasında kontakt fiksasyonu tanımlandı. B, vida tutuculu modelde a,b,c ve b,c,d bölgeleri arasında kontakt fiksasyonu tanımlandı. (a, üst yapı; b, dayanak; c, vida; d, implant)

Şekil 3.3.1. Mandibulanın kas ataçmanları tarafından desteklendiği bölgeler ve simetri sınır koşulu.

Şekil 3.3.2. Yükleme koşulları

Şekil 3.4.1. Kortikal kemikte çevresel ölçümlerin yapıldığı bölgeler (IK1 ve DK1, üst seviyeyi; IK2 ve DK2 alt seviyeyi göstermektedir)

Şekil 3.4.2. Diş ve implant çevresindeki kortikal kemikte ölçümlerin yapıldığı 8 referans noktası.

Şekil 4.1.1. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stress değerleri

Şekil 4.1.2. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri

Şekil 4.1.3. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri

Şekil 4.1.4. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri

Şekil 4.1.5. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri

Şekil 4.1.6. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri

Şekil 4.1.7. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *minimum principal* streslerinin dağılımı

Şekil 4.1.8. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *minimum principal* streslerinin dağılımı

Şekil 4.1.9. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *minimum principal* streslerinin dağılımı

Şekil 4.1.10. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri

Şekil 4.1.11. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri

Şekil 4.1.12. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri

Şekil 4.1.13. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri

Şekil 4.1.14. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres miktarı

Şekil 4.1.15. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri

Şekil 4.1.16. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede *minimum principal* streslerinin dağılımı

Şekil 4.1.17. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede *minimum principal* streslerinin dağılımı

Şekil 4.1.18. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede *minimum principal* streslerinin dağılımı

Şekil 4.2.1. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri

Şekil 4.2.2. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri

Şekil 4.2.3. Implant üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri

Şekil 4.2.4. Implant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri

Şekil 4.2.5. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede *maksimum principal* stres

Şekil 4.2.6. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri

Şekil 4.2.7. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *maksimum principal* streslerinin dağılımı

Şekil 4.2.8. Implant üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *maksimum principal* streslerinin dağılımı

Şekil 4.2.9. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *maksimum principal* streslerinin dağılımı

Şekil 4.2.10. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri

Şekil 4.2.11. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri

Şekil 4.2.12. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; dış çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri

Şekil 4.2.13. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri

Şekil 4.2.14. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; dış çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri

Şekil 4.2.15. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri

Şekil 4.2.16. Dış üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede *maksimum principal* stresslerinin dağılımı

Şekil 4.2.17. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede *maksimum principal* streslerinin dağılımı

Şekil 4.2.18. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede *maksimum principal* streslerinin dağılımı

Şekil 4.3.1. Dış üzerinden yapılan yükleme koşulu; dış çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri

Şekil 4.3.2. Dış üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri

Şekil 4.3.3. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; dış çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri

Şekil 4.3.4. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri

Şekil 4.3.5. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri

Şekil 4.3.6. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri

Şekil 4.3.7. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *strain*'in dağılımı

Şekil 4.3.8. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *strain*'in dağılımı

Şekil 4.3.9. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *strain*'in dağılımı

Şekil 4.3.10. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri

Şekil 4.3.11. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri

Şekil 4.3.12. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri

Şekil 4.3.13. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri

Şekil 4.3.14. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri

Şekil 4.3.15. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri

Şekil 4.3.16. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede *strain*'lerin dağılımı

Şekil 4.3.17. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede *strain*'lerin dağılımı

Şekil 4.3.18. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede *strain*'lerin dağılımı

Şekil 4.4.1. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen displacement miktarı

Şekil 4.4.2. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen displacement miktarı

Şekil 4.4.3. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen displacement miktarı

Şekil 4.4.4. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen displacement miktarı

Şekil 4.4.5. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki kortikal üst seviyede elde edilen displacement miktarı

Şekil 4.4.6. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki kortikal üst seviyede elde edilen displacement miktarı

Şekil 4.4.7. Diş ve implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan displacement miktarı, lingual görünüm (noktalı çizgi yükleme öncesi pozisyonu göstermektedir)

Şekil 4.4.8. Diş ve implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan displacement miktarı, okluzal görünüm (noktalı çizgi yükleme öncesi pozisyonu göstermektedir)

TABLULAR

Tablo 3.2.1. Kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri

Tablo 4.1. Dört farklı protez tasarımında kortikal kemiğin üst seviyesinde (DK1 – İK1) elde edilen *Minimum Principle* Stres bulguları

Tablo 4.2. Dört farklı protez tasarımında kortikal kemiğin alt seviyesinde (DK2 – İK2) elde edilen *Minimum Principal* Stres bulguları

Tablo 4.3. Dört farklı protez tasarımında kortikal kemiğin üst seviyesinde (DK1 – İK1) elde edilen *Maksimum Principal* Stres bulguları

Tablo 4.4. Dört farklı protez tasarımında kortikal kemiğin alt seviyesinde (DK2 – İK2) elde edilen *Maksimum Principal* Stres bulguları

Tablo 4.5. Dört farklı protez tasarımında kortikal kemiğin üst seviyesinde (DK1 – İK1) elde edilen

Tablo 4.6. Dört farklı protez tasarımında kortikal kemiğin alt seviyesinde (DK2 – İK2) elde edilen *Strain* bulguları

Tablo 4.7 Dört farklı protez tipinde kortikal kemiğin üst seviyesinde (DK1 – İK1) elde edilen *Displacement* bulguları

Tablo 4.8. Dört farklı protez tipinde kortikal kemiğin alt seviyesinde (DK2 – İK2) elde edilen *Displacement* bulguları

1. GİRİŞ

Dışhekimliğinde amaç, hastaya düzgün bir görünüm sağlarken, çiğneme, rahatlık, estetik ve konuşma fonksiyonlarını da optimum düzeye getirmektir. Ancak hasta ne kadar fazla dişini kaybetmişse, bu amaca geleneksel dışhekimliği yöntemleriyle ulaşmak o kadar güç olmaktadır.

Doku ve diş destekli hareketli protezlerdeki tutuculuk eksikliği ve kullanım sorunlarına karşın, implant destekli protezler birçok avantaj sunmaktadır. Dental implant uygulamasının önemli bir endikasyonu da alveol kemiğinin korunmasıdır. İmplantı çevreleyen kemiğe uygulanan stres ve *strain*, diş çekimi ile azalan kemik desteğini tersine çevirebilir. Kemikteki rezorbsiyonun azalmasıyla okluzyon dikey boyutu da korunmuş olur.

Estetik ve hasta memnuniyetinin yanında daha etkin fonksiyon görme ve protez ömrünün daha uzun olması implant destekli protezlerin diğer avantajlarındandır. Bu nedenle implantlar, günümüzde hareketli ve sabit protezlerde destek olarak tercih edilmektedirler.

İmplant tedavisinde temel prensip; en kolay, en etkili ve en ucuz yöntemle hastanın fizyolojik ve fonksiyonel ihtiyaçlarını ve kişisel isteklerini karşılamak olmalıdır. Bu nedenle mümkün olan her koşulda sabit bölümlü protezlerin planlanması yoluna gidilmelidir.

Bölümlü dişsiz hastalara yapılan protez planlamasında önceleri sadece implant destekli protezler tercih edilirken, artık hekim, implant destekli sabit protezlerde doğal dişi implanta bağlayıp bağlamama ikilemini yaşamaktadır. Anatomik ve ekonomik koşullar implant sayısını azaltarak diş-implant destekli protezleri bir seçenek haline getirmektedir.

Hareketli protezlerle karşılaştırıldığında implantlar veya diş ve implant bağlantılarıyla oluşturulan sabit protezler, çiğneme yeteneği, ağız rahatlığı ve yaşam kalitesinde artış sağlar (1). Bununla birlikte destek dişlerin mobilitesi ve periodontal sağlığı, üst yapı boyutları ve implant ile destek diş arası boyut çok önemli faktörler olup tedavi planında mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır (2).

Lang ve diğ. (3)'nin, 2004'te yayınladıkları literatür taraması sonuçlarına göre, diş-implant destekli protezlerde implant ve protez başarısının, sadece implant destekli protezlerdekinden düşük olduğu ortaya konmuştur. Hareketli protezler, sinir cerrahileri, kemik greftleri ve *sinus lift* ameliyatları diş-implant bağlantısının alternatifi olabilir. Ancak, anatomik zorunluluklar, hastaya bağlı koşullar ve dentisyonun değerlendirilmesi göz önünde bulundurulduğunda, diş-implant bağlantısı günümüzde de desteklenmektedir. Diş-implant bağlantısının uygulanabileceği bölgeler, mandibulanın posterior alanları ile maksillada anterior sinüs duvarının mezialinde kalan bölgedir (4).

Literatürde, diş-implant bağlantılı protezlerle yapılmış çalışmalar bu tip uygulamaları desteklese de (5,6), hala üstesinden gelinememiş bazı sorunlar bulunmaktadır. Bunlar arasında periimplant bölgede aşırı stres birikimi ve periimplantitis, sabit protez ve implant dayanağı arasında aralanma, siman kırılması veya çözünmesi, vida tutuculu protezlerde vida gevşemesi veya kırılması, veneer kırılması ve doğal diş intrüzyonu sayılabilir (4-9). Bu nedenle, bağlantıya karar verirken, dişin periodontal stabilitesi, protetik planlama ve parafonksiyonel aktiviteler çok dikkatli değerlendirilmelidir.

Tedavi planlaması yapılırken, diş ve implantın biyomekaniği ve hangi üst yapı tasarımının implant, kemik ve diş üzerinde ne tip stresler oluşturacağı iyi bilinmeli ve üst yapı bu bilgiler ışığında seçilmelidir. Ancak, yapılan literatür taraması sonucunda, diş-implant destekli sabit protezler üzerinde yeterince çalışılmadığı ve bu protezleri inceleyen uzun dönem çalışmalara ihtiyaç duyulduğu ortaya çıkmıştır. Ayrıca, doğal diş-implant bağlantısı yapıldığında uygulanacak üst yapı tasarımlarıyla ilgili çalışmalar da oldukça azdır.

Bu çalışmanın amacı; bir doğal diş ve bir implant tarafından desteklenen farklı üst yapı tasarımlarının ve farklı yapıştırma malzemelerinin diş ve implantı çevreleyen kortikal kemik üzerinde oluşturduğu stresleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile belirlemektir.

2. GENEL BİLGİLER

Dişsizlik durumlarında tedavi seçenekleri sabit ve hareketli protezlerden oluşmaktadır. Sabit protezler, dişlerin koronal kısımlarını veya bir ya da daha çok kayıp dişi ve ilgili kısımlarını yerine koymayı amaçlayan ve hasta tarafından çıkartılamayan protezlerdir. Hareketli protezler ise, hasta tarafından takılıp çıkartılabilecek biçimde tasarlanmış protezlerdir (10). Her iki tip protez de diş ya da implant destekli olabilir.

İmplant tedavisine yönelmenin amacı; yaşlanmayla birlikte diş kaybının artması, dişsizliğin anatomik sonuçları, hareketli protezlerin kullanım güçlükleri, diş kaybının psikolojik yönleri, implant destekli protezlerin uzun dönem sonuçları ve avantajları gibi birçok faktörün kombine etkisi ile ilişkilidir (11).

2.1 Diş, Kemik ve Yumuşak Doku Kaybı

Dişler, çevreleyen kemiğe sıkıştırma ve germe kuvvetleri uygularlar. Diş kaybedildiğinde rezidüel kemikteki stimülasyon eksikliği, bölgede kemik yoğunluğu ve trabeküllerinde azalmaya neden olur. Böylece kemik hacminin önce genişliği, sonra da yüksekliği azalmaya başlar. Alveolar kemiğin gelişimi için dişlere; yoğunluğu ve hacminin korunması için de stimülasyona ihtiyaç vardır.

Maksilla ya da mandibulada kemik kaybı sadece alveolar kemikle sınırlı olmayıp, özellikle posterior mandibulada bazal parçayı da içerebilir. Mandibular kanal ya da mental foramene kadar olan rezorpsiyonla, akut ağrı ve/veya kalıcı parestezi oluşabilir. Maksillada ise burun tabanına kadar olan rezorpsiyon, yine ağrıya ve fonksiyonda maksiller hareketli protezin tutuculuk ve stabilite kaybına yol açabilir.

Benzer durumlar, yumuşak doku destekli hareketli protez kullanan hastalarda da oluşmaktadır. Ayrıca, üzerine direkt ya da indirekt tutucular planlanan doğal destek dişler ilave lateral kuvvetler altında kalabilir. Bu dişler genellikle yetersiz periodontal desteğe sahip olduğundan, planlama bu dişlere en az yük gelecek şekilde yapılmalıdır. Bu durum, hareketli protezlerde

stabilitenin azalması ile yumuşak dokudan daha fazla destek alma ihtiyacına neden olur. Sonuçta kalan dişler korunabilir; ancak bu durum dişsiz bölgedeki kemik kaybına engel olamamaktadır.

Kemik kaybıyla birlikte yapışık dişetinde de zamanla azalma meydana gelir. Üzerindeki hareketli protez nedeniyle dişeti sürekli bir abrazyonla karşı karşıya kalır. Ayrıca, istenmeyen yüksek kas bağlantıları ve hiper mobil dokular durumu zorlaştırır. Bununla birlikte dişsiz hastalarda dil genişleme ve daha fazla yer kaplama eğilimindedir, sonuçta hareketli protezin kaplayacağı alan kısıtlanır ve hareketli protez stabilitesini kaybeder. Yaşla birlikte azalan nöromüsküler kontrol geleneksel hareketli protezin sorunlarına eşlik eder.

Diş kayıpları yaşlanma süreci ile birlikte bir dizi estetik değişiklikleri de beraberinde getirir. Yüz yüksekliğinde azalma, prognatik görünüm, horizontal labial açıda azalma, özellikle maksillada olmak üzere dudaklarda incelme, nazolabial olukta derinleşme, dikey çizgilerin derinliğinde artma, mimik kaslarının tonusunda azalma, üst dudağın uzunluğunda artma ve istirahat pozisyonunda dişlerin daha az görünmesi yaşlanma ve diş kaybının estetik sonuçlarıdır. Yumuşak doku destekli hareketli protezler, birçok estetik gereksinimi tam olarak yerine getiremediği gibi hasta tarafından kabulü en zor olan protez tipidir. Beş yıllık bir çalışmada, distal uzantılı hareketli bölümlü protezlerde tolerans %60, diş destekli hareketli bölümlü protezlerde ise %80 olarak bulunmuştur. Onuncu yıl sonunda bu oran sırayla %35'e ve %60'a gerilemiştir (12). Ayrıca yumuşak doku destekli hareketli protez kullanan hastalarda, destek dişte mobilite, sondlamada kanama ve çürük insidansı artışı ile dişsiz bölgelerde kemik kaybında hızlanma bulunmuştur (13).

Hareketli protezlerde hacim, kemik rezorpsiyonu ve kayıp dokular arttıkça artar ve protezin fonksiyon sırasında kontrolü gittikçe zorlaşır. Ancak implant destekli protezlerde ideal yumuşak doku ve dudak konturları, stabilizeyi etkilemeden, tüm fasiyal düzlemlerde sağlanabilir.

Oklüzyonu oluşturmak, hareketli protezlerde daha güç iken, implant destekli protezlerde uygun okluzal temaslar oluşturulabilir. İmplant destekli

protezlerde stabilite ve tutuculukta ki artışa bağlı olarak fonetik sorunlarda da iyileşme görülür (14).

2.2 Kök Formu İmplantlar

Misch (15)'in belirttiğine göre, kök formundaki implantların tarihçesi binlerce yıl öncesine dayanmaktadır. Bu amaçla günümüze kadar birçok materyal kullanılmış ve Bothe ve diğ.leri ilk olarak 1940'da kemiğin titanyuma füzyonunu rapor etmiştir. Daha sonra Brånemark 1952'de kemik iliği iyileşmesi üzerine mikroskobik çalışmalara başlamış ve 1977'de "osseointegrasyon"u tanımlamıştır. Osseointegrasyon, ışık mikroskobunda görülebilen, implant ve kemiğin direkt teması olarak tanımlanan histolojik bir terimdir. "Rijit fiksasyon" ise, klinik bir terim olup gözlenen bir mobilite olmaması durumudur. Yani, rijit fiksasyonda bağlantı fibröz karakterli olabilir. Albrektsson ve Zarb (16)'ın, 1986'da implant başarısı için ortaya koydukları kriterler şunlardır :

- Klinik olarak mobilite olmaması
- Radyografik olarak periimplant radyolusensi olmaması
- İmplantın 1 yıldan sonra yıllık dikey kemik kaybının 0,2 mm'den az olması
- Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular kanala baskı gibi kalıcı işaret ve bulguların olmaması
- Başarının 5 yıl sonunda en az %85, 10 yıl sonunda da en az %80 olması.

2.3 Biyomekanik

2.3.1 İmplantlara ve çevre dokulara gelen yükler

Fonksiyon sırasında, implantlar üzerine değişen büyüklük, sıklık ve süre ile okluzal yükler gelir. İyileşme döneminde de mandibular fleksiyon veya iyileşme başlığı ile temas nedeniyle pasif mekanik yükler uygulanır. Statik yükler, sabit veya zamanla çok yavaş değişim gösterdiğinden sabit olarak

kabul edilebilen büyüklükteki yükleri ifade eder. Dinamik yükler ise, zamanla değişim gösterirler. Dilin ve ağız çevreleyen diğer kasların perioral kuvvetleri genellikle düşüktür; ancak, sürekli bir horizontal yük uygularlar. Bu kuvvetler de parafonksiyonel oral alışkanlıklar ile artabilir. Sonuçta, pasif olmayan bir protez yerleşimi okluzal yükler olmadığında bile dayanak üzerine mekanik yüklerin gelmesine neden olacaktır.

Implant tedavisinde çok çeşitli seçenekler olmasına karşın, uzun dönemde, bir tedavinin diğerine olan üstünlüğü biyomekanik yaklaşımların çok iyi değerlendirilmesiyle olanak bulacaktır.

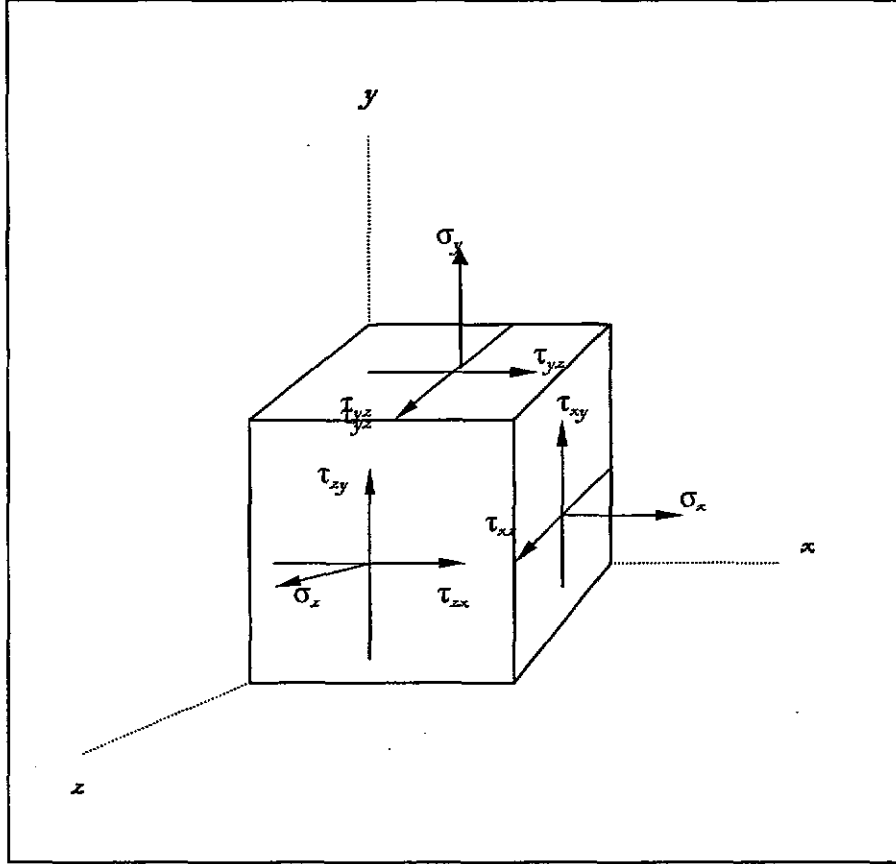
2.3.2 Kuvvetler

Kuvvetler, büyüklük, süre, yön ve tipleriyle tanımlanırlar. Dental bir implanta gelen kuvvetler nadiren tek bir eksen üzerinde uzunlamasına etki eder. Aslında meziodistal, bukkolingual ve okluzogingival olmak üzere üç tip klinik yükleme eksenini mevcuttur. Oklüzyon, kuvvetlerin yönünü belirleyen temel faktördür. Protez üzerindeki okluzal temasların pozisyonu implant sistemine dağılan kuvvet komponentlerinin tipini direkt olarak etkiler.

Kuvvetler, sıkışma, gerilme veya kesme tipi olarak tanımlanırlar. Sıkışma kuvvetleri, kütleleri birbirine doğru itmeye, gerilme kuvvetleri, objeleri birbirinden ayırmaya çalışır (17) (Şekil 2.1). Kesme tipi kuvvetler ise kayma hareketi oluşturur. Sıkışma kuvvetleri, kemik implant ara yüzünün bütünlüğünü korumaya çalışırken, gerilme ve kesme tipi kuvvetler, bu aralığın açılması yönünde etki eder. Kesme tipi kuvvetler, diğerleriyle karşılaştırıldığında implant ve/veya kemik üzerinde en fazla yıkıcı etkiye sahip kuvvet tipidir. Kortikal kemik sıkışma tipi kuvvetlerde en güçlü, kesme tipi kuvvetlerde ise en zayıftır. Benzer şekilde simanlar, tutuculuk vidaları, implant komponentleri ve kemik- implant ara yüzleri sıkışma tipi kuvvetlere, gerilme veya kesme tipi kuvvetlerden daha dayanıklıdır (17).

Implantın gövde tasarımı da okluzal yüklerin kemiğe iletilmesinde etkilidir. Silindirik implantlar, implantın uzun aksına paralel gelen okluzal yükler altında, implant-doku ara yüzünde oluşacak zararlı kesme tipi kuvvetler açısından en fazla risk taşıyan gruptur. Bu nedenle, silindirik implantlarda,

kesme tipi kuvvetlere dayanabilmek için implant yüzeyinde bir kaplamaya ihtiyaç vardır (18).



Şekil 2.1. Üç boyutlu bir stres elemanına etki eden normal ve kesme kuvvetleri sonucu oluşan stresler. Üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir normal, iki kesme tipi stres etki eder. (σ , normal stresleri; τ , kesme stresini göstermektedir.)

Offset yükleme dikey eksen dışında gelen her türlü yük olup tek diş veya çoklu restorasyonlarda moment kuvvetlerine neden olur. Bir moment kuvveti, uygulandığı nokta etrafında rotasyon veya devrilme hareketi oluşturma eğilimi olan kuvvettir. İmplant üzerine gelen devrilme momentleri, implant-doku ara yüzünde mikrorotasyonlar ve stres konsantrasyonları

oluşturarak, krestal kemik kaybına yol açar. Implant dişhekimliğinde okluzal yükseklik, kantilever uzunluğu ve okluzal tablanın genişliği olmak üzere üç moment kolu tanımlanabilir. Çalışan veya dengeleyen taraf okluzal temaslar, dil itme veya yanak ve ağız çevresi kaslarının pasif yüklerinde okluzal yükseklik moment kolu olarak önem kazanır. Kantilever uzantılar veya *offset* yüklerde büyük dikey eksen kuvvetleri oluşur. Geniş okluzal tablalar her türlü *offset* yüklemelerde moment kolunun büyüklüğünü artırır. Sistemin başarısı için bu üç faktörün en az düzeyde olması gerekmektedir (18, 19).

Birden fazla sayıda implant içeren restorasyonlarda, özellikle distal kantilever kullanılan durumlarda, proteze ve kemik-implant ara yüzüne oldukça karmaşık yükler gelir. Bu yüklere dayanabilmek için implant biçimi maksimum fonksiyonel yüzey alanı sağlayacak şekilde oluşturulmalıdır.

2.3.3 Çiğneme kuvvetleri

Osseointegre implantlar kemikle direkt temasta olduklarından, doğal dişlerden farklı olarak, implant üstü yapılara gelen okluzal kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu nedenle kemik-implant bütünlüğünün korunmasında, implant tasarımının ve protetik restorasyon tipinin olduğu gibi çiğneme kuvvetlerinin de belirgin rolü vardır (20). Brunski ve diğ. (21)'nin bildirdiğine göre, Van Eijden, doğal dentisyonda ortalama maksimum ısırma kuvvetini kaninler bölgesinde 469 ± 85 N, ikinci premolar bölgesinde 583 ± 99 N (~ 60 kgF), ikinci molar bölgesinde de 723 ± 138 N (~ 72 kgF) bulmuştur. İmplant destekli protezlerle tedavi edilen kişilerle, doğal dentisyonlu kişilerdeki çiğneme grafiğinin benzer olduğu belirtilmiştir (22). Mericske-Stern ve Zarb (23), ise implant destekli sabit bölümlü veya tek kron ile restore edilmiş bölümlü dişsizliği olan hastalarla, doğal tam dişli kişiler üzerinde yaptıkları çalışmada, maksimum okluzal kuvvet değerlerini doğal tam dişli kişilerin ikinci premolar bölgelerinde 450 N (~ 45 kgF), implant destekli sabit protez kullanan hastaların birinci premolar ve molar bölgelerinde 200 N (~ 20 kgF), ikinci molar bölgelerinde ise 300 N (~ 30 kgF) olarak bulmuşlardır. Akça ve diğ. (24), doğal diş-implant destekli sabit protez kullanan hastalarda maksimum okluzal çiğneme kuvvetini implantta ortalama 353,61 N (~ 35 kgF);

dişte ise 275,48 N (~27 kgF) olarak kaydetmişlerdir. Bu çalışmalardan da anlaşılacağı üzere, dental implantlar doğal dişlerle karşılaştırıldıklarında duyuşsal algılama eşiğindeki artışa bağılı olarak, implant destekli sabit protezlerde daha yüksek okluzal kuvvetler beklense de, in-vivo okluzal kuvvet ölçümleri implant destekli sabit protezlerde ve doğal dentisyonda benzer veriler göstermektedir.

2.3.4 Stres

Kuvvetin bir yüzey üzerine dağılması mekanik stres olarak tanımlanır. Diğer bir deyişle stres, birim alana uygulanan kuvvet miktarıdır. İmplant ve çevreleyen biyolojik dokular üzerinde oluşun iç stresler implantların uzun dönem başarısını etkiler. Genel kural, kuvvetler karşısında sistemde oluşacak tüm stresleri azaltmaya çalışmak olmalıdır.

Stresin büyüklüğü; kuvvetin büyüklüğüne ve dağıldığı alanın kesitine bağılıdır. Kuvvetin büyüklüğü, kantilever uzunluğu, *offset* yükler ve kron yüksekliği en aza indirilerek azaltılabilir. Kuvvetin geldiğı kesit alanı ise tedavi planı ile doğrudan ilişkili olup dişsiz bölgeye yerleştirilen implant sayısını arttırmak veya maksimum fonksiyonel kesite sahip olacak biçimdeki implant geometrisinin seçilmesiyle artırılabilir (18).

Streslerin normal (sıkışma ve gerilme) ve kesme olmak üzere iki tipi vardır. Normal stresler, yüzeye dik uygulanan kuvvetler sonucu; kesme stresleri ise yüzeye paralel uygulanan kuvvetler sonucu oluşur. Bir üç boyutlu elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu konumda oluşur. Eleman bu konfigürasyonda olduğunda oluşun normal streslere *principal* stresler adı verilir. En büyük pozitif streslere maksimum *principal* stresler (P_{max}); en büyük negatif streslere de minimum *principal* stresler (P_{min})denir. Genel anlamda;

$|P_{min}| > |P_{max}|$ o noktadaki sıkışma durumunu,

$|P_{min}| < |P_{max}|$ o noktadaki gerilme durumunu,

$|P_{min}| = |P_{max}|$ ise o noktadaki burulma (*torsion*) durumunu ifade eder.

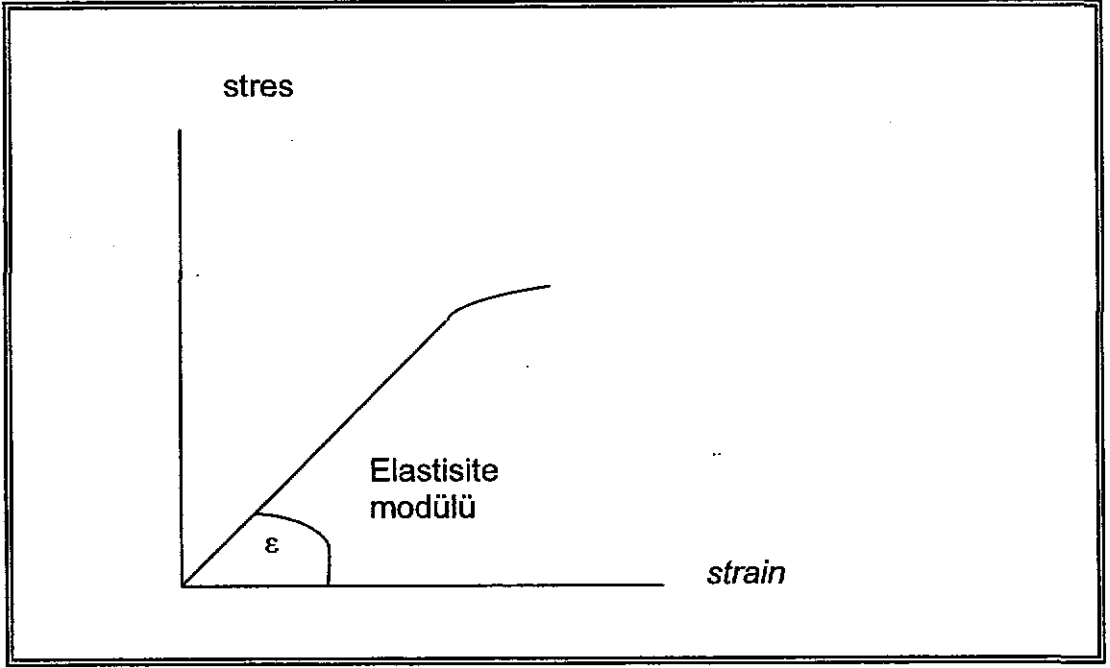
Kırılgan materyaller için *principal* stres değerleri önemlidir; çünkü P_{max} , en yüksek gerilme dayanıklılığından (*ultimate tensile stress*) büyük ya da ona eşit olduğunda veya P_{min} , en yüksek sıkışma dayanıklılığından (*ultimate compressive stress*) büyük ya da ona eşit olduğunda başarısızlık meydana gelir. Kemik üzerindeki streslerin değerlendirilmesinde genellikle *principal* stresler kullanılır. Çekilebilir (*ductile*) materyallerde ise *Von Mises* stresler önemlidir ve deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Örneğin, implantta oluşan *Von Mises* stres değeri Ti-6Al-4V'un germe dayanıklılığını (*yield strength*) geçerse başarısızlık olur. Bu nedenle *Von Mises* stres değeri, implant materyalinde oluşan stres değerlerinin incelenmesinde yararlıdır. Ayrıca *Von Mises* stres değerleri, stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bilgi edinmek amacıyla kullanılabilir. Bu streslerin tanımlanması, potansiyel implant kırılması ve kemik atrofisi görülebilecek bölgelerin işaretçisidir (19).

2.3.5 Deformasyon ve *strain*

Implant üzerine uygulanan yükler, implant ve çevreleyen dokularda deformasyona neden olabilirler. Bir cismin *strain*'i birim uzunluğunun gösterdiği uzama miktarı olarak tanımlanır. Tüm cisimler kalıcı deformasyon veya kırılmadan önce maksimum uzama gösterirler. Deneysel çalışmalar, aksiyel yükleme altında aksiyel ve lateral *strain*'in birlikte oluştuğunu gösterir. Elastik limitler dahilinde bu iki *strain* *Poisson* oranı ile orantılıdır. Gerilme tipi yüklemede lateral *strain*'in aksiyel *strain*'e oranına *Poisson* oranı denir (18).

2.3.6 Stres – *strain* ilişkisi

Uygulanan kuvvet ve oluşan deformasyon arasında bir ilişki vardır. Kuvvet değerleri, etkiledikleri yüzey alanına ve uzunluktaki değişime bölünecek olursa ortaya stres/*strain* eğrisi çıkar. Bu eğri, materyalin yük altında ne kadar *strain*'e sahip olacağını gösterir. Eğrinin eğimi elastisite (*Young*) modülü olarak adlandırılır ve bu modül çalışılan materyalin sertlik göstergesidir (18) (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Stres/*strain* grafiği ve elastisite modülü

İmplant ve biyolojik dokuların elastisite modülleri birbirine ne kadar yakın olursa, doku-implant aralığında o kadar az hareket olur. Kortikal kemik, titanyumdan beş kat daha esnektir. Stresin büyüklüğü arttıkça, kemik ve titanyum arasındaki göreceli sertlik farkı da artar. Bu demektir ki, viskoelastik kemik daha rijit olan titanyumla, stres az olduğunda daha fazla temasta kalabilir (18).

Bir implant sistemi kullanılırken, hekimin *strain*'i kontrol etmesinin tek yolu, stresi kontrol etmek veya kemik yoğunluğunu değiştirmektir. Stres; implantın biçimi, boyutları, sayısı, açılması ve materyali ile restorasyonun tipi, uzunluğu ve uyumundan etkilenir (25). Cerrahi greft teknikleriyle kemiğin kalite ve kantitesi geliştirilip daha geniş implant yerleşimine hazır hale getirilebilir. Ayrıca restorasyonda okluzal tablanın genişliği, stres kırıcıların kullanılması, sabit protez yerine *overdenture* kullanımı ve okluzal temas tasarımı ile stres kontrol edilebilir (18). Benzer şekilde, rijit bir protez, kuvvetleri dayanaklara daha etkin iletir. Esnek bir protez ise kuvveti en yakınındaki dayanağa iletir ve bazı durumlarda tüm yükü bu dayanak taşımak

zorunda kalır. Kantilever gövdeler, en yakın implantta aşırı yüklenme oluşturur. İmplantlar yeterince dayanıklı olduğunda uygun sayıda uzatmalar yapılabilir (26).

İki cisim bir anlık bir çarpışma yaşadıklarında oldukça büyük reaktif kuvvetler ortaya çıkar, ki bunlara *impact* kuvvet denir. İmplant sistemi böyle bir kuvvetle karşılaştığında, protetik restorasyonda, implantın kendisinde veya ara dokularda deformasyon meydana gelebilir. *Impact* kuvvetin şiddeti arttıkça, implant ve köprünün başarısızlık oranı artacaktır.

Oklüzyonda, rijit olarak fikse olmuş implantlar doğal dişlerle karşılaştırıldığında, kemik-implant ara yüzünde periodontal ligament olmadığından, daha fazla *impact* kuvvet oluştururlar. Bu yükleri azaltmak için implant üstü restorasyonlarda akrilik kullanımı önerilmiştir (27). Ancak bununla birlikte teorik olarak ve in vitro deneyler sonucunda okluzal yüzeylerin akrilik rezinle kaplanmasının implant-kemik bağlantısını koruyacağı öne sürülse de (28) klinikte, okluzal yüzeyde akrilik rezin kullanımı rezinin kırılması, estetik sorunlar, okluzal vida gevşemesi veya kırılması ve rezinin aşınması gibi komplikasyonlar yaratabilmektedir (29-30). Diğer yandan porselen kullanıldığında daha iyi estetik, kırılmaya daha fazla direnç, daha az protetik komplikasyonlar olduğu ve marjinal kemik kaybında da anlamlı değişikliğe rastlanmadığı rapor edilmiştir (16, 30). Yapılan araştırmalar sonucunda okluzal yüzeye yerleştirilen rezinin koruyucu rolü gösterilememiş ve porselen ya da altın yerine akrilik rezin kullanımının implant ve dayanak üzerindeki stresleri arttırabileceği rapor edilmiştir (31). Diğer bir araştırmacı (32), implant-doku ara yüzünde periodontal ligamentin şok absorpsiyonunu taklit edecek bir fibröz doku oluşumunu öne sürmüştür. Kirsch ise, implanta, implant içinde hareket eden bir parça ilave ederek bu parçanın kendisinin şok absorpsiyonu yaptığını göstermiştir (33). Misch (34) ise, final restorasyondan önce akrilik bir geçici restorasyon ile progresif okluzal yükleme önermektedir.

Titanyum kemikten daha sert bir materyal olduğundan, osseointegre implant stres altında kaldığında implant, kemikten çok daha az deforme olur. İmplant rijit bir cisim gibi hareket edecek ve kemik bu yükü taşıyarak,

uygulanan strese göre deforme olacaktır. Bu yük transferinin en önemli nedeni, implant ve kemik arasında relatif bir hareket olmamasıdır. Osseointegrasyonun doğası gereği, kemiğin titanyuma olan sıkı bağlantısı ara yüzde herhangi bir aşınma veya göreceli hareket olmadan implanttan kemiğe yük transferi sağlar. Ara yüzde herhangi bir fibrotik tabaka olmaması, kemik ve implant arasındaki temas alanında bozulma veya tutunmada bir değişme olmadan streslerin transferine izin verir. Implantın vida formunda olması, her yönde gelebilecek yükleme sonucu kemik ve implant arasında kilitleme sağlar. Kemik ve implant arasında gerçek bir yapışma mevcut değildir; ancak arada implantın yerinden sökülmesine engel olacak bir sıkı temas vardır (26).

2.4 Bölümlü Dişsizlik

Bölümlü dişsiz ağızları, 1923'te Edward Kennedy sınıflamıştır (10). Basit olmasına rağmen, tüm bölümlü dişsizliklere bazı modifikasyonlarla uygulanabilir. Günümüzde de kullanılan bu sınıflamaya göre:

Kennedy Sınıf I	: Çift taraflı dişsiz sonlanan posterior dişsizlik
Kennedy Sınıf II	: Tek taraflı dişsiz sonlanan posterior dişsizlik
Kennedy Sınıf III	: Anterior ve posteriorunda doğal dişler olan tek taraflı yanal dişsizlik
Kennedy Sınıf IV	: Doğal dişlerin anterioruna lokalize, orta hattın her iki tarafında yer alan çift taraflı dişsizlik.

Kennedy Sınıf I ve II'de hareketli protez kaidesi dişli alandaki yumuşak doku tarafından desteklenir. Yumuşak doku sıkıştırılabilen veya yer değiştirebilen bir yapıdadır; ve okluzal yükler altında dikey harekete izin verir. Bu dikey hareket her zaman tamamen kontrol edilemez ve rahatsızlık hissi oluşturabilir. Protez kaidesinin distal uzantısı çiğneme sırasında dokuya doğru itilir ve kuvvet kalkınca dokudan uzaklaşır. Yapışkan yiyecekler de doğal dişler ve protez kaidesini birbirinden ayırma eğilimindedir. Bu kuvvetler nedeniyle protez, terminal destek diş etrafında rotasyon yapar. Hareketli

protezlerin dezavantajları nedeniyle, günümüzde implant üstü protezler daha sık kullanılır hale gelmiştir.

Bölümlü dişsiz hastalarda yapılan protez planlamasında önceleri sadece implant destekli protezler tercih edilirken, artık hekim implant destekli sabit protezlerde doğal dişi implanta bağlayıp bağlamama ikilemini yaşamaktadır.

2.5 Doğal Diş – İmplant Bağlantısı

Posterior mandibulada implant yerleştirme olanağı kısıtlıdır. Çoğu vakada mandibular kanalın kret tepesine yakınlığı ve kretin bukkolingual genişliğinin yetersiz olması gibi anatomik nedenlerle, sadece kısa veya az sayıda implant yerleştirilebilmektedir (35). Bazen de anatomi uygun olsa bile, ekonomik koşullar yeterli implant yerleşimine izin vermediğinde doğal diş bağlantılı sabit protezler gerekli hale gelir (36). Ayrıca periodontal olarak sağlıklı olmayan dişlerin çok sayıda osseointegre implantla splintlendiğinde stabilize olabilecekleri de düşünülmektedir (37). Gunne (5), 10 yıl takip ettiği diş-implant destekli sabit protezlerin uygulanabilir ve güvenilir tedavi alternatifi olduğunu rapor etmiştir. Benzer şekilde Bragger (7), 5 yıl izlediği implant üstü, diş üstü ve diş-implant üstü sabit protezlerde biyolojik ve teknik komplikasyonlar açısından anlamlı fark olmadığını bildirmiştir. Naert (38)'in 15 yıllık retrospektif bir çalışmasında, diş-implant bağlantılı protez uygulanan bireylerde sadece implant destekli protez uygulanan bireylere göre üç kat fazla marjinal kemik kaybı rapor edilmiştir. Ancak, bu değer yılda 0.07 mm olup, Albrektsson ve Zarb (16)'ın başarı kriterlerine uymaktadır.

İmplant, diş ile bağlanacağı zaman doğal dişin mobilitesi tedavi kararını büyük ölçüde etkiler. İmplant - diş bağlantılı rijit köprülerde sistemin hareketinde 4 önemli komponent rol oynar (11):

- İmplant
- Kemik
- Diş
- Protez ve protetik parçalar

2.6 Doğal diş- implant bağlantısının biyomekaniği

Doğal dentisyonda periodontal ligament, damar ve sinirden zengin ve metabolik olarak çok aktif olan hücresel bağ dokusundan oluşmuştur ve diştten kemiğe doğru uzanan yoğun regüler kollajen lifler (*Sharpey* lifleri) içerdiğinden ligament olarak adlandırılır. Yatay ve dikey kuvvetlere direnç gösteren bu rezilient ortamın dört ana görevi vardır (39).

1. Şok absorpsiyonu: Periodontal ligament, fonksiyonel ve parafonksiyonel okluzal temaslardan dolayı oluşan streslerle başa çıkmak için çok iyi lokalize olmuştur. Ligamentin esas liflerinin dizilimi istirahat halinde dalgalı bir görünümdeyken, okluzal kuvvet uygulandığında gerilirler. Ligamentin damarlanması da okluzal kuvvetlere karşı koyan hidrolik bir ortam sağlar. Ayrıca ligamentin hücre dışı komponentinde bulunan sıvı da bu ortama eşlik ederek periodontal ligamente viskoelastik özelliğini verir. Dişe ani bir yük uygulandığında bu sıvı kemiğin kortikal tabakasına ve yük almayan bölgelere doğru yer değiştirerek uygulanan stresi dağıtır.

2. Duyusal fonksiyon: Periodontal ligament ağrı reseptörleri olduğu düşünülen sayısız sinir ucu içerir. Bu sinir uçlarının aşırı kuvvetlerin oluşumunu önleyici, koruyucu fonksiyonları vardır.

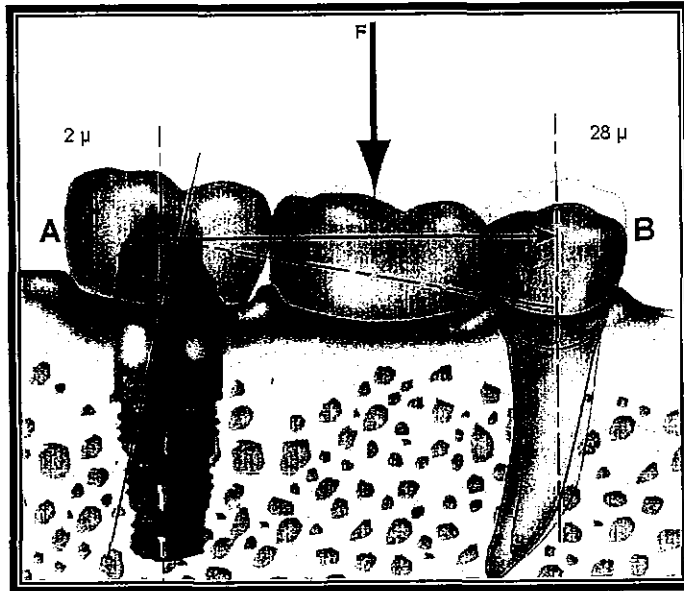
3. Osteogenezin düzenlenmesi: Normal bir periodontal ligamente sahip bir diş genellikle ankiloze olmaz. Bunun nedeni, periodontal ligamentin yaşam boyu devam eden osteogenez ve sementogenez fonksiyonlarıdır.

4. Adaptif diş hareketleri: Periodontal fibrillerin dizilimi dişin alveolar boşlukta maksimum stabilizasyonuna ve tüm yönlerde fizyolojik hareketine izin verecek şekilde oluşmuştur. Dişe gelen kuvvetlerin büyüklük ve şiddetindeki değişiklikler dişin pozisyonunu değiştirebilir.

Çiğneme sırasında oluşan aşırı kuvvetler periodontal ligament genişliğinde ve fibrillerin sayı ve yoğunluğunda artışa neden olur; ancak bu arada diş hareketinde de çok az bir değişim yaratır. Uzun süren ama daha az şiddetteki kuvvetler dengeli bir pozisyon oluşana kadar dişin hareket etmesine neden olur.

Potansiyel doğal dayanakların mobilitesi, diş ve implantın bağlanması kararını diğer faktörlerden daha çok etkiler. Doğal diş; dikey,

yatay ve rotasyonel yönlerde normal fizyolojik hareketlerde bulunur. Doğal dişteki hareket miktarı köklerin şekline ve kapladığı alana bağlıdır. Sağlıklı bir posterior diş dikey yönde klinik olarak mobil değildir. Gerçek dikey hareket yaklaşık olarak 28 μ m.dir (40). Üzerinden yük kalktığı anda ilk geri hareket 8 μ m. kadar olur ve dişin eski yerine dönmesi yaklaşık 4 saat alır. Bununla birlikte rijit bir implantın dikey hareketi 2-3 μ m. olarak ölçülmüştür (41) (Şekil 2.3). İmplant ve diş birleştiren sabit protezde de hareket gözlenmektedir. Aynı çalışmanın sonuçlarına göre, değerli alaşımla dökülmüş tek ünite gövdeli bir protez 6 μ m. hareket ederken, iki ünite gövdeli bir protez 48 μ m. hareket etmektedir. Böylece protez hareketi, sağlıklı diş ve implant arasındaki dikey mobilite farkını bir miktar kompanse edebilmektedir (41).



* Şekil 2.3. Rijit bir implant ve doğal bir diş splintlendiği zaman mobilitelerinin farklı olmasından dolayı, uygulanan kuvvet altında oluşan kantilever etkisi ile implant üzerinde ilave momentler meydana gelir.(F: uygulanan kuvvet; A: implant; B: doğal diş).

* Dental Implant Prosthodontics, 2005'ten alınarak modifiye edilmiştir.

Yatay diş hareketi dikey hareketten daha fazladır. 500 g'lık çok hafif bir kuvvet dahi dişin yatay yönde 56-108 μm hareket etmesine neden olabilir. Sağlıklı ve mobil olmayan bir posterior dişin başlangıç mobilitesi bir anterior dişe göre daha azdır ve yaklaşık olarak 56-75 μm arasındadır. Bu değer dişin dikey mobilitesinin yaklaşık olarak 2-9 katıdır. Ön kesici dişlerde başlangıç yatay mobilite 90-108 μm civarındadır (40). Muhlemann (42), diş hareketinin başlangıç mobilitesi ve ikincil mobilite olarak ayrılabilceğini belirtmiştir

Klinikte diş mobilitesi 0 ile 4 arasında değerlendirilir. Sağlıklı posterior ve kanin dişler 0 mobilite gösterirken aslında 56-75 μm hareket ederler. Dişe ek kuvvet uygulandığında, doğrudan uygulanan kuvvetin büyüklüğü ile doğru orantılı olarak ikincil bir hareket gözlenir. İkincil diş mobilitesi kemiğin viskoelastik yapısına bağlıdır ve implantın mobilitesine çok benzerlik gösterir.

İmplant-kemik ara yüzeyinde de lateral hareket görülür. Sekine ve diğ. (43), rijit fiksasyonlu endosteal implantların mobilitesini incelemişler ve labiolingual yönde 12-66 μm hareket olduğunu bulmuşlardır. Komiyama (44), 2 kg kuvvet altında meziodistal yönde 40-115 μm , labiolingual yönde 11-66 μm arasında hareket olduğunu bildirmiştir. İmplantların mobilitesi uygulanan kuvvetlerin büyüklüğü ile doğru orantılıdır ve kemik dokusunun elastik deformasyonundan kaynaklanmaktadır. İmplantın boyu ile ilişkili olarak belirgin farklılık görülmemiştir. Bu mobilite karakteristikleri Fenton'un (45) bulguları ile uyum içerisindedir. Fenton araştırmasında anterior dişlere ve osseointegre implantlara 4 saniye süre ile 500 g yük uygulamış, ve implantlarda 10 milisaniyeden daha kısa sürede geri dönen 10 μm lik bir hareket, dişlerde ise çok daha uzun sürede geri dönen ortalama 57 μm lik bir yer değiştirme gözlemiştir.

Bununla birlikte, okluzyon modifiye edilerek esas yükü implantın taşımaması için önlem alınmalıdır (46, 47). Başarılı olmak için, tek diş - tek implant bağlantısında doğal dişin klinik mobilitesinin "0" olması gerekmektedir (11, 48). Diğer bir başarı kriteri ise implanta lateral kuvvet uygulanmamasıdır. Lateral kuvvetler diş hareketini artırır; ayrıca horizontal kuvvetler implant çevresi kemikte stres birikimine neden olmaktadır (11). Horizontal hareketli

bir dişle implantı bağlamak gerektiğinde ya implant sayısı ya da doğal diş sayısı artırılmaya çalışılmalıdır.

2.7 Diş – İmplant Bağlantılı Protezlerde Karşılaşılan Sorunlar

Diş-implant bağlantılı protezlerde en sık karşılaşılan sorunlar; periimplant bölgede aşırı stres birikimine bağlı oluşan kemik rezorpsiyonu, implantın osseointegrasyonunda kayıp, sabit protez ve implant dayanağı arasında aralanma, siman kırılması veya çözünmesi, vida tutuculu protezlerde vida gevşemesi veya kırılması, üst yapı kırıkları ve doğal diş intrüzyonudur (49, 50).

Doğal diş intrüzyonunun nedeni ve mekanizması tam olarak açıklanamamıştır. Bu konuda hala geçerli olan hipotezler:

- Kullanmama atrofisi; sisteme gelen yükler çoğunlukla implant tarafından karşılandığından, uyarı almayan periodontal membran büzülerek intrüzyona neden olmaktadır. Ancak bu durum sadece hayvan çalışmalarında gösterilebilmiştir (49).
- Besin artığı birikimi; diş intrüzyonu ve besin birikimi döngüsel bir seyir izler. Diğer bir deyişle, besin artığı birikimi dişin intrüzyonunu tetiklerken; diş intrüze oldukça besin artığı birikimi artmaktadır (49).
- Geriye dönüş hafızasının bozulması; stres veya travma sonucu dişte intrüzyon görülür. Kemikle rijit olarak birleşmiş bir implanta bağlanan üst yapıya gelen okluzal kuvvetler dişin, bulunduğu okluzal düzleme yükselmesini unutturabilmektedir (49).
- Mekanik bağlanma; diş ve implantı birleştirirken hassas tutucular kullanıldığında, giriş yolu dişin uzun aksından farklı olursa yan duvarlardaki temas dişin geri dönüş hafızasını baskılayabilmektedir (49). Bugün, en çok kabul gören teori budur (4).

Bu konuyla ilgili olarak Sheets ve Earthman (51) 1997’de, bir “enerji dağılımı hipotezi” ortaya koymuşlardır. Bu hipoteze göre, rijit dental implantlar

enerji topladıklarından implant destekli krona uygulanan kuvvet minimal değişiklikle implant boyunca transfer edilir. Bu, implantta elastik deformasyona ve mekanik enerjinin minimal absorpsiyonuna neden olur. Protezin doğal diş desteğine uygulanan kuvvetler stres dalgası olarak apikal bölgeye iletilerek periodontal ligamentte bir enerji dağılımına yol açar. Bu kombine elastik ve inelastik deformasyon belirgin olarak mekanik enerjiyi dağıtır. Sonuçta, rijit olarak implanta bağlanan doğal diş yüksek seviyede mekanik strese maruz kalır ve dişin intrüzyonuna neden olabilir.

Rieder ve Parel (49), implant üst yapısı üzerine gelen okluzal yüklerin yarattığı 'titreşim enerjisinin' intrüzyona neden olabileceğini bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılar, mevcut bir periodontal hastalık ve brüksizm üzerinde de durmuş; ancak bu iki durumun intrüzyonla spesifik ilişkisini kuramamışlardır.

2.8 Bağlantı Şekli

Destek dişlerin apikal yöndeki hareketi, okluzyonu ve ağız hijyenini etkilediği için tedavi planlamasına yönelik çeşitli önerilerde bulunmaktadır. Doğal dişe sabit olarak bağlanan bir implant, doğal dişe göre kemikle daha sıkı ilişkide olacağından, fonksiyonel yükler altında aşırı kuvvete maruz kalacaktır. Dahası, diş fizyolojik limitler içerisinde yer değiştirirken köprü üst yapısı kantilever kolu gibi davranarak implant üzerinde ek momentler oluşturacaktır. Bu gibi restorasyonlarda karşılaşılan biyomekanik sorunların üstesinden gelmek için her iki dayanağın mobilite özelliklerine uyumlu olacak şekilde rezilient elemanlar içeren implant biçimleri önerilmiştir (46). Bu amaçla Skalak (26), implant ve protez arasına yerleştirdiği yüzük formundaki pul ile doğal dişin yer değiştirmesini taklit etmeye çalışmıştır. Bu sistemlere örnek olarak verilebilen IMZ sistemindeki *intramobil* elemanın, üst yapının implant-diş destekli proteze uygulanan kuvvet altında devrilme hareketine izin verdiği öne sürülmüştür (33, 52). Ancak bu sistemle yapılan çalışmalarda bazı araştırmacılar üst yapı mobilitesine izin verdiği ve kemiğe gelen stresi azalttığını savunurken (33, 35, 52); bazıları da implantın servikal bölgesinde yoğunlaşan stresi azaltmadığını, hatta rijit titanyum bağlantı ile aynı

derecede stres oluşturduğunu ileri sürmektedir (53). Periodontal ataçmanı kompanze etmek için geliştirilen, implant içindeki elastik elemanın tasarımı klinik sorunlar oluşturabileceği gibi, bu ünitenin implant *fleksibilitesine* de bir katkısı olmadığı gösterilmiştir. En belirgin *fleksibilite* ise protetik vidanın kendisinde izlenmiştir (54). El Wakad ve Brunski (55), rijit titanyum bağlantı kullanarak yaptıkları bir çalışmada total yükün %70-80'ini implantın karşıladığını, doğal dişe düşen yükün %20-30'larda kaldığını rapor etmişlerdir. Rezilient *intramobil* eleman kullanıldığında da bu durumun çok az değiştiğini bildirmişlerdir. Çeşitli analiz ve çalışmalar, stres absorbe eden bu elemanların sadece, reziliensleri periodontal ligamentle aynı büyüklükte olduğunda etkili olabileceğini göstermiştir (56). Nishimura ve diğ. (57) yaptıkları fotoelastik bir çalışmayla, non-rijit ve rijit konnektörlerin benzer stres dağılımı gösterdiğini bulmuşlardır. Misch ve Ismail (58), Rangert ve diğ. (2), Melo ve diğ. (59) de aynı değerlendirmeyi sonlu elemanlar analizi kullanarak yapmışlar ve yine diş-implant bağlantısında non-rijit konnektörün stresi azaltmadığını rapor etmişlerdir. Lin ve Wang (60)'ın, 2003'te yayınlanan çalışmalarında non- rijit konnektör kullanımında protezde biriken stresin daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Aynı çalışmada non-rijit konnektörün sadece hafif okluzal yüklemelerde fonksiyonel olabildiği belirtilmiştir.

Bununla birlikte, doğal diş ve implant rijit olarak bağlanmadığında in-vivo olarak da sorunlarla karşılaşmıştır. Cho ve Chee (61)'nin bir araştırmasında yarı hassas tutucuların kullanıldığı bir diş-implant destekli protezde 5 ay sonunda koping ve üst yapı arasında belirgin bir marjinal aralanma kaydedilmiştir. Daha sonra birçok araştırmacı tarafından, non-rijit yarı hassas tutucuların kullanıldığı olgularda sıklıkla doğal diş intrüzyonuna rastlanmıştır (37, 49, 51, 62, 63). Bu nedenle bağlantıda rijit konnektör kullanılması gerektiği savunulmaktadır.

Literatürde savunulmasına karşın (64) tek taraflı bir protezde rijit olmayan bağlantı kullanımı sabit protez yapımında nadiren endikedir ve implant-diş destekli protezlerde yıkıcı etkisi olduğu ispatlanmıştır (58, 65). Non-rijit bağlantılar farklı destekler üzerindeki stres dağılımını iyileştirmez ve

doğal dişlerde migrasyona neden olur (49, 61). Eğer rijit bağlantı klinik olarak gözlenebilen bir mobilliteye sahip ise implanttan daha fazla hareket edecektir. Bu şekilde restorasyonun implant destekli parçası bağlantıya kantilever ile birleşecektir. Ek olarak, non-rijit veya mobil bağlantılar daha pahalıdır, overkonturlu restorasyonlara neden olurlar, hijyenleri daha zor sağlanır ve klinik diş hareketini azaltmazlar (11). Block ve diğ. (6)'nin yaptıkları 5 yıllık takip sonucunda, rijit ve non-rijit konnektör kullandıkları protezler arasında krestal kemik kaybı açısından fark görülmediği rapor edilmiştir. Aynı çalışmada, non-rijit konnektörde teknik komplikasyonlar, doğal diş intrüzyonu ve hasta şikayetleri daha fazla olmuştur.

İmplantlar mobil dişlere rijit bağlantılar ile bağlanmamalıdır. Bu durumda bu bağlantılar, implant tarafında bir kantilever oluşumuna neden olur. Protezi destekleyen implanta göre doğal diş fazla hareketli ise diş ve implant üzerinde birçok yıkıcı etki oluşur (66). Protez simante edilirse siman-implant bağlantısı kırılabilir. Siman titanyum yüzeyine diş yüzeyine bağlandığı kadar iyi bağlanmaz. Hareket eden diş simanın kırılmasına neden olur. Vida bağlantılı bir protezde koping vidası sıklıkla gevşer veya implant içerisinde kırılır. Protez implanttan gevşeyince hareketli doğal dişe daha fazla kuvvet gelir. Herşeye rağmen implant bağlantısı ortadan kalkıncaya kadar protez tarafında en fazla stres implant ve kemik bölgesine uygulanacaktır. Bu durumda krestal kemik kaybı veya nadir de olsa yorulma sonucu dayanak, hatta implant kırılması olası komplikasyonlardır (4, 6, 9).

Araştırmacılar mobillite farkını ortadan kaldırmak için implantlarla dişlerin *intramobil* bir eleman ile birleştirilmesini önermektedir (36), ki bu durum da başta doğal dişin intrüzyonu olmak üzere çeşitli sonuçlar doğurur (55, 67-69). Block (6), non-rijit konnektör kullandığında %25 olguda 0,5 mm'den fazla intrüzyon tespit etmiştir. Benzer şekilde Kindberg (8) ve Fugazzotto (50) da non-rijit konnektör kullandıkları protezlerde intrüzyona rastlamışlardır. Akça ve diğ. (24), fonksiyonel yükleme altında implanta gelen yük fazla olsa da doğal diş ve implantın rijit bağlantısının marjinal kemik seviyesini koruduğunu ve implantın başarısını riske atmadığını belirtmişlerdir. Bu çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda artık günümüzde diş-implant

bağlantılı protezlerin yapımında non-rijit konnektörlerin kullanımından kaçınılmaktadır.

Bunların yanında implantlar diş ile bağlandığında doğal diş için bir daimi yapıştırıcı siman kullanımı gerekir (4, 61). Sheets ve diğ. (70), doğal dişler üzerine daimi olarak yapıştırdıkları kopinglere geçici olarak bağlanan diş-implant destekli üst yapılarda bir doğal dişte 0.5 mm ve bir başka doğal dişte 4 mm intrüzyona rastlamışlardır. Rieder ve Parel (49) de geçici olarak simante ettikleri kopinglerde ortalama 2 mm intrüzyon olduğunu bildirmişlerdir. İmplanta bağlanan doğal dişte intrüzyona neden olduğu bildirilen hatalar arasında, non-rijit bağlayıcı kullanımı veya doğal destek kronunu yapıştırmak için geçici yapıştırıcı siman kullanımı sayılabilir (6, 49, 70).

2.9 Bir Doğal Diş ve İmplantın Bağlanma Kriterleri

Eğer destek dişin 10 yıl veya daha uzun süreli iyi bir prognozu var ise tedavi planına dahil edilmelidir. Eğer destek dişin prognozu 5-10 yıl arasında ise bağımsız bir implant destekli protez yapımı tercih edilmelidir.

Bir doğal dişte mobilite gözle görülüyor ise, periotest cihazı bu mobiliteyi 90 µm dan fazla olarak gösterir. Bu mobilite miktarı; implant, kemik ve protez hareketinin karşılayamayacağı kadar büyüktür. Dolayısı ile bir diş implant ile bağlayabilmek için o doğal dişte mobilite gözlenmemesi gerekir. Diğer bir önemli ölçüt de implant üzerine hiçbir lateral kuvvet gelmeyecek şekilde tasarımı gerçekleştirmek gerekliliğidir (47). Lateral kuvvetler dişin hareket miktarını artırır. İmplant üzerine gelen lateral kuvvetler çeşitli şekillerde krestal kemikteki stres miktarını artırır. Dolayısı ile implantlar çok nadiren ön dişler ile birleştirilmelidir, çünkü;

(1) Ön dişler sıklıkla, implantların tolere edebileceklerinden daha fazla klinik mobilite gösterirler,

(2) Mandibular hareketler sırasında restorasyona gelen lateral kuvvetler implantlar da dahil olmak üzere tüm desteklere iletilecektir.

Doğal destek diş klinik olarak yatay hareket gösteriyor ise veya şartlar doğal destek diş üzerinde lateral kuvvetlerin oluşumunu artırıyor ise sonuçta yapılacak protez için iki seçenek söz konusudur. Ya ilave implantlar yerleştirilerek doğal dişler protez tasarımına dahil edilmez; ya da gözle görünen mobilite kalmayıncaya kadar komşu dişler ek olarak splintlenerek stres dağılımı uygun hale getirilmeye çalışılır.

Doğal bir diş sabit bölümlü proteze destek olarak kullanılıyorsa, kron-kök oranı dişin mobilitesi ve üzerine gelecek ek kuvvetler ile ilişkilidir. Periodontal hastalık hikayesi olan bir hastada kron kök oranı artmış olsa da mobilite olmayabilir. Buna karşın bu tip dişler uzun sürede daha fazla mobilite riski taşırlar. Bu durumda lateral kuvvetler artan moment kuvvetleri nedeni ile oldukça yıkıcıdır. Stresleri dağıtmak amacı ile dişler splintlenebilir ve bu destek dişleri yatay kuvvetlerden korumak için oklüzal şemaları değiştirilebilir.

Komşu dişler uzun süredir mevcut değil ise kalan doğal destek diş genellikle yer değiştirir: Devrilme, yatma, dönme, ve/veya ekstrüzyon sıklıkla gözlenir. Bölümlü dişsizlik vakalarında doğal desteğin pozisyonunun düzeltilmesi vakaya özel tedavi planında değerlendirilmelidir. Tedavi, kron preparasyonunun modifikasyonu, restorasyon öncesi endodontik tedavi, veya ortodontik tedaviyi içerebilir. Bir araştırmada, meziale eğimli dişlerin intrüzyona daha yatkın olduğu ortaya konmuştur (49).

İmplantların yerleştirilmelerinin ardından kemikle iyileşmeleri sürecinde ileride implantın bağlanacağı doğal dişe geçici restorasyon yapılmadan bu dişlerdeki tüm çürük lezyonları tedavi edilmelidir. İmplant restorasyonları öncesi birkaç aylık bir iyileşme dönemi gereklidir. Çürüklerin ilerlemesi, kron tutuculuğunda azalma, endodontik post-core tedavisi gereksinimi ve hatta diş kayıplarına neden olarak final protetik tedavi planını değiştirebilir.

Bir destek dişin kök biçimi, komplikasyon potansiyeli olmaksızın dişin dayanabileceği kuvvet miktarını belirlemede önemli bir faktördür. Sıklıkla maksiller ikinci azı dişlerinde olduğu gibi konik biçimli veya yapışık kökler sabit protezler üzerine gelen kuvvetleri karşılamada düşük etkinlik

göstergesidir. Bu durumda ilave implantların yerleştirilmesi ve bağımsız implant üstü protezlerin yapılması uygundur. Diğer yandan köklerde dilaserasyonlar veya devrilmeler bir destek dişin protez desteği olması için daha uygun bir durum yaratır. Ancak bu durum, endodontik tedavi gerektiğinde, uygulanmasını zorlaştırabilecek bir faktördür.

Dairesel kesitli dişler ovoid kesitli dişlere göre daha zayıf protez destekliği yapacaktır. Dolayısı ile bir üst çene küçük azı dişi kök yüzey alanları aynı olsa da ön kesici dişe göre daha iyi desteklik yapacaktır. Kesit biçimi nedeni ile üst çene yan kesici diş ön kesici dişe göre daha az mobilité gösterebilir. Geleneksel protez yapımı için önemli olan tüm bu faktörler implantın bağlanacağı doğal dişin değerlendirilmesinde de göz önüne alınmalıdır.

Genelde, kök yüzeyi arttıkça destek artar. Posterior dişler anterior dişlere göre daha fazla periodontal alan ve daha fazla destek sağlar. Periodontal sorunlu dişler kök yüzeyi alanı kaybına uğrar ve dolayısı ile daha zayıf desteklik yaparlar. Bir üst çene birinci azı dişi için furkasyon düzeyine kadar periodontal kayıp varlığı, kök yüzey alanında yaklaşık % 30 azalmaya karşı gelir (11).

Diş-implant destekli protez kapsamına dahil edilecek olan destek dişlerin sorunsuz bir pulpal durumda olması veya kök-kanal tedavisi yapılmış olması gerekir. Endodontik kaynaklı lezyonların, iyileşme sürecinde alevlenmesi komşu implantın kaybı ile sonuçlanabileceği için implant cerrahisinden önce değerlendirilmelidir.

İmplantlar ile bağlanacak doğal destek dişlerin periodontal değerlendirilmesi, diğer sabit bölümlü protez destek dişleri ile aynıdır. Periodontal cerrahi sırasında bakteriler tarafından kontamine edilebilecek komşu implant bölgesine özen gösterilmelidir. İmplant yerleşimi için flap tasarımı ve insizyon hattı çoğunlukla komşu destek dişi içermektedir. İmplant cerrahisi, implant yerleşimi ile aynı anda komşu dişte periodontal tedavi gerekip gerekmediğini belirlemelidir.

Üst arkta en çok intrüzyon gösteren dişler kesiciler, kaninler ve küçük azılardır. Alt çenede ise küçük azılarda diğer dişlerin iki katı daha fazla

intrüzyon gözlenir (49). Bölümlü dişsiz bireylerde azı dişler genellikle önce kaybedildiğinden, bu diş grubunun dayanak olarak alınamaması da bu durumun bir açıklaması olabilir. Aynı araştırmacılar, implant ve dişin bağlanması gerektiğinde;

- ✓ Tamamen implant destekli bir protez gibi düşünülerek yeterli sayıda implant yerleştirilmesini,
- ✓ Herhangi bir komplikasyon durumunda dayanağın çıkartılabilir olmasını,
- ✓ Uzun aralıklarda küçük üniteler halinde protez yapımını önermişlerdir.

2.10 İmplant Üstü Sabit Protez Seçenekleri

Uzun dönem başarı için gerekli kriterler, kullanılan materyallerin özellikleri ve bunların klinikte uygulama yöntemleridir. Bu yöntemlerden en önemli olanı da restorasyon ve implantın bağlanma biçimidir. İmplant üstü restorasyonlar, vida tutuculu, siman tutuculu veya her ikisinin kombinasyonu (örneğin; lingual veya palatal vida tutuculu simante protez) şeklinde olabilir (11).

Simante protezler, daha estetik olmaları ve açılama sorunlarının daha kolay giderilebilmesi nedeniyle tedavi planlamasında daha çok tercih edilmektedir (71). Vida tutuculu protezde tutucu vida, restorasyon ve dayanak arasında veya restorasyon ve implantın kendisi arasında solid bir birleşme sağlar. Simante protezlerle, vida ile sağlanamayan estetik, okluzal stabilite ve pasiflik sorunları elimine edilebilir (72, 73). Ayrıca, siman tabakasının şok abzorbe edici ve protez – implant – kemik sistemine kuvveti daha uygun iletme özelliği gösterilmiştir (72-74).

2.10.1. İmplant - protez bağlantısının etkilendiği faktörler:

1. Yapım kolaylığı ve maliyet
2. Pasiflik
3. Tutuculuk
4. Okluzyon
5. Estetik
6. Protez teslimi
7. Kullanım kolaylığı ve kolay çıkarılabilirlik

2.10.1.1. Yapım kolaylığı ve maliyet:

Simante protezlerin yapımı, geleneksel yöntemler kullanıldığından ve laboratuvar teknisyenlerinin özel eğitimine ihtiyaç olmadığından daha kolaydır.

Kullanılan parçalar daha ucuzdur. Restorasyon 17°'den az açıyla yapılıyorsa protezi simante yapmak daha kolaydır (71, 75). Henüz 17°'den daha az açılı vida tutuculu dayanak üretilmediğinden, bunun gerekli olduğu durumlarda vida tutuculu protezde zorlanılır. Bu durum, daha hassas olan ve beceri gerektiren kişisel dayanak yapımını gerektirir.

2.10.1.2. Pasiflik:

Restorasyonun pasif oturmaması iki tip komplikasyona yol açar:

1. Biyolojik komplikasyonlar: Kemiğe iletilen kuvvetin artması, kemik kaybı ve implant – dayanak arasındaki boşlukta mikroflora oluşması.
2. Protetik komplikasyonlar: Vidanın gevşemesi ya da kırılması, implantın kırılması.

İmplant-kemik ankrajının sadece 10-60 μ 'luk bir harekete izin vermesi nedeniyle (43, 64), dental implant osseointegrasyonunun uzun süre devam edebilmesi için üst yapının pasif oturması bir ön koşul haline gelmiştir. Aksi takdirde pasif olmayan üst yapının oluşturacağı gerilme, sıkışma veya

devrilme momentleri vida gevşemesinden, osseointegrasyonun kaybına kadar birçok soruna neden olabilir (76).

Yapım aşamasındaki her işlem, protezin implanta göre pozisyonel distorsiyonuna yol açabilecek küçük bir hataya yol açabilir (77). Olası distorsiyon; ölçü aşamasında, ana modelin hazırlanması, mum modelajın yapımı, revetmana alma ve döküm aşamalarında, porselenin pişimi sırasında veya protezin teslimi aşamasında meydana gelebilir. Her ne kadar bu faktörlerin her birinin oluşturduğu distorsiyon çok az olsa ve klinikte göz ardı edilebilse de, tümünün toplamı protez-implant sisteminde internal streslere neden olabilir. Çeşitli çalışmalar üst yapının uyumunu araştırmışlar ve ölçü ile ana model doğruluğunun implanta gelen stres üzerindeki esas belirleyici faktör olduğuna karar vermişlerdir (78, 79). Üreticinin öngördüğü tornalama ve laboratuvar işlemleri de üst yapının uyumunu belirleyen diğer faktörlerdir (80).

Henüz, vida tutuculu implant üst yapılarının pasif oturduğuna dair kesinleşmiş bir veri yoktur. Çeşitli çalışmalarda, protezin pasif olmamasının protetik veya biyolojik bir sorun oluşturmadığı gösterilse de (81-83). Bu konuda daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Karl ve diğ. (84) 2004'te, simante ve vida tutuculu protezlerde *strain* oluşumunu araştırmışlar ve tüm tasarımların kabul edilebilir düzeyde *strain* oluşturduğunu göstermişler; siman ve vida tutuculu protezler arasında *strain* bakımından anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir.

Taylor ve diğ. (85), simante üst yapıların tamamen pasif olduğunu belirtmişlerdir. Simante restorasyonlar, siman için bırakılan 25 – 30 µm'lik boşluk nedeniyle tamamen pasif olabilirler.

Vida tutuculu üst yapılarda pasif uyumun olmaması, simante ile karşılaştırıldığında implant çevresinde daha fazla stres konsantrasyonu oluşmasına neden olur. Bununla birlikte vida tutuculu protezlerde, simante protezlere göre daha az marjinal açıklık oluşur (74, 80). Marjinal açıklık arttığında, bu boşluğun mikroflora ile kolonizasyonu riski söz konusudur. Ayrıca simante protezlerde geçici simanın çözülmesi de sorun yaratabilir.

Protetik komplikasyonlardan pasif oturmayan veya uyumu bozuk olan vida tutuculu üst yapılar vida gevşemesi veya kırılması ile sonuçlanabilir (35, 81, 86-91). Diğer bir komplikasyon ise implant kırılmasıdır. Kırıkların çoğu, implantın, vidanın son yivine denk gelen, 3. veya 4. yivinden olmaktadır (92).

Diğer bir önemli ayrıntı da protetik restorasyonların marjinal uyumudur. Michalakakis ve diğ. (71)'nin çalışmasında, simantasyon ve vida sıkıştırması sonrası marjinal açıklık karşılaştırılmış ve vida tutuculu grupta daha az açıklık olduğu rapor edilmiştir. Buna paralel olarak Guichet ve diğ. (74) de vida tutuculu protezlerde vidaları sıkıştırma sonucunda marjinal açıklıkta azalma, simanla yapıştırılan protezlerde de az miktarda artma saptamıştır. Keith ve diğ. (80), simante protezlerin marjinal uyumunun daha kötü olduğu yargısına katılarak, protezin uyumunun bakteri birikimi ve yumuşak doku sağlığı açısından önemini vurgulamışlardır. Randi ve diğ. (93)'nin 2001'de yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre, simante protezlerde teleskopik kron yapımı mikro aralık miktarını azaltmaktadır. Aynı çalışmada, simantasyonun distorsiyon hatalarını elimine ederek daha pasif bir protez yapımına olanak tanıdığı savunulmaktadır.

Siman tabakası, küçük uyumsuzlukları elimine ederek, 'pasif uyum' probleminin çözümü olarak gösterilmiştir (72-75). Ancak, üst yapının uyumunun doğruluğunu kontrol edecek çok hassas bir yöntem bulunmamaktadır. Bununla birlikte, 'pasif uyum' terimi, biyomekanik olarak doğru tanımlanamamıştır. Henüz, implant-kemik ara yüzünün ne kadar stresi tolere edebileceği ve osseointegrasyonun uzun dönem devamı için bir ön koşul olup olmadığı tam olarak bilinmemektedir.

2.10.1.3. Tutuculuk:

Simante protezlerin tutuculuğu, doğal dişlerde olduğu gibidir. Etkileyen faktörler; aksiyel duvarların paralelliği, yüzey alanı, yükseklik, yüzeyin pürüzlülüğü ve kullanılan siman tipidir.

- Paralellik : Shillingburg (94)'un belirttiğine göre, Jorgensen, 6°'lik açılamanın kron preperasyonunda ideal olduğunu kanıtlamıştır. Bu açı 15°'ye çıktığında tutuculuk 1/3'üne iner. 25°'lik bir açı ise tutuculuğu %75 azaltır. Üreticiler genellikle 6°'lik dayanak ürettiğinden implant üstü protezler normal dişlere göre daha tutucudur.

- Yüzey alanı ve yükseklik parametrelerinin artması tutuculuğu ve rezistansı artırır. Implant dayanaklarının marjinleri subgingival olduğundan daha uzun duvarlara sahiptirler; ancak prefabrik dayanakta molar bölgede yüzey alanı doğal diştekinden daha azdır (72).

- Yüzey pürüzlülüğünün artması tutuculuğu artırır. Ek tutuculuk gerekli ise, implant yüzeyleri elmas frezlerle veya hava püskürtmeli partikül abrazyonu yöntemi ile pürüzlendirilebilir. Bununla birlikte, 6°'lik açılama ve uzun aksiyel duvarlar, genellikle ilave tutuculuğu gereksiz kılmaktadır (71).

- Siman tipi : Daimi simanlar tutuculuğu arttırmak ve restorasyon için iyi bir marjinal tıkama sağlamak amacıyla kullanılır. Geçici simanlar ise esas olarak çıkartılmalarının kolay olması istenen geçici restorasyonlarda tercih edilir. Implant üstü dayanaklarda çürük riski olmadığından, protezin daha kolay çıkartılabilmesi amacıyla geçici simanlar da kullanılabilir. Çeşitli çalışmalar rezin kompozit, çinko fosfat ve cam iyonomer simanların titanyum dayanaklara yapıştıklarında geçici simanlardan daha fazla tutuculuk sağladığını göstermiştir (95-97).

Vida tutuculu protezlerin tutuculuğu vidanın sıkıştırılmasıyla sağlanır. Sorun oluşmaması için vidalar üreticinin önerilerine göre sıkıştırılmalıdır. En sık titanyum ve altın vidalar kullanılır. Tutuculuk vidanın ve implantın yivleri arasında oluşan internal sürtünme direnci ile sağlanır.

Protez pasif uyumlu olduğunda, vidaya optimal bir ön yükleme uygulamak mümkün olur. Ancak uyumsuzluk varsa, ön yükleme uygulandığında protez-implant sisteminde "eksternal ön yükleme" denilen ilave bir yük oluşur; ki bu yük implant ve kemik üzerinde aksiyel ve devrilme momentlerine neden olur. Ayrıca vidada gerilme tipi stresler oluşur ve bu durum vidanın gevşemesi ya da kırılmasıyla sonuçlanır.

Vida tutuculu protezin en belirgin avantajı, arklar arası mesafenin sınırlı olduğu vakalarda implant dayanağının aksiyel duvarının yüksekliğinin simante proteze izin vermediği durumda ortaya çıkar.

2.10.1.4. Okluzyon:

Okluzyon, yapılacak sabit protetik restorasyonun simante ya da vida tutuculu olacağına karar verilmesinde diğer önemli bir faktördür. İdealde posterior dişlerde implant, aksiyel yükün uygun gelmesi için santral fossada yerleşmelidir.

Üst küçük azıların bukkolingual genişliği 9 mm ve üst azıların ise 11 mm'dir. Küçük azılar için gereken okluzal tabla 4-5 mm, azılar içinse 5-6 mm'dir (98). Okluzal vidaların başının genişliği ise 3 mm'dir. Bu 3 mm'lik vida oluşu azıların okluzal tablasının %50' sini, küçük azıların okluzal tablasının ise %50' sinden fazlasını kaplamaktadır (72). Bu durum, uygun okluzal ilişkinin sağlanmasında güçlük yaratabilir.

Sonuç olarak vida tutuculu protezlerde ideal okluzal temasların oluşturulması mümkün olmayabilir. Uygun okluzal temaslar vida oluşunu kaplamak için kullanılan kompozit materyalinin üzerinde oluşturulmalıdır. Ancak, Duncan ve diğ. (99)'nin çalışmasında bu malzemenin kolaylıkla aşınabildiği gösterilmiştir. Diğer yandan, simante protezlerde ideal okluzal temaslar oluşturulabilir ve bu, uzun süre korunabilir.

2.10.1.5. Estetik:

Alt küçük azı ve azı bölgelerindeki vida deliği her ne kadar opak kompozit materyalle kapatılsa da tamamen elimine olmadığı için estetiği bozmaktadır. Ancak simante protezlerde böyle bir durum söz konusu değildir.

2.10.1.6. Teslim:

Vida tutuculu protezlerde, protezin implanta tam uyumlu olduğunu görmek için vidanın son sıkıştırmasından önce sadece radyolojik muayene yeterlidir. Ancak simante protezde radyografik muayeneye ilave olarak simanın dikkatlice uzaklaştırılması da gerekir. Siman artıklarının

uzaklaştırılması periodontal sağlık için gereklidir. Bilindiği üzere, doğal dişlerde bırakılan subgingival siman artıkları dişeti cebinde plak birikimini artırır. Benzer şekilde siman artıkları dişetlerinde şişme ve ağrı, periodontal cep, sondlamada kanama ve radyolojik olarak gözlenen periodontal kemik kaybı ile seyreden implant çevresinde inflamasyona neden olabilir (100). Bu nedenle siman artığı bırakılmamalıdır. Agar ve diğ. (101)'nin yaptıkları bir çalışmada, siman artıklarının metal sondla temizlenmesi sırasında dayanak üzerinde bol miktarda çizik oluştuğu ve bu çiziklerin de plak birikimi üzerinde en az siman artığı kadar etkili olduğu vurgulanmıştır.

Bu nedenle, prefabrik veya kişisel dayanakların dişeti seviyesinde bitirilmeleri gerekmektedir. Diğer bir yöntem de lingualde siman kaçış boşluğu oluşturmaktır. Ancak tam porselen restorasyonlarda kırılma riski oluşacağından bunu sağlamak mümkün olmayabilir.

2.10.1.7. Çıkarılabilirlik:

1. protetik komponentlerin periyodik değiştirilmesi
2. vidaların gevşemesi veya kırılması
3. dayanak kırılması
4. implant kaybindan sonra protezin modifikasyonu
5. cerrahi müdahale gereksinimi

amacıyla protezlerin takılıp çıkarılabilirliği olması gerekebilir. Ayrıca ağız hijyenin kontrolü ve periimplant sondlama protez çıkartıldıktan sonra daha rahat yapılabilir.

Simante protezlerin en büyük dezavantajı protezin çıkarılabilme zorluğudur. Dental implantların başarısının son yıllarda çarpıcı biçimde artmış olmasından, protezlerin çıkarılabilmesi olasılığı gözardı edilmemelidir. Bu nedenle geçici simanlar sıklıkla kullanılmaktadır. Araştırmacılar çinkofosfat ve geçici simanların implant restorasyonlarında sıkışma ve gerilme dayanıklılıklarını karşılaştırmış ve tek diş restorasyonların geçici olarak yapıştırıldıklarında çok kolay çıkarılabildiğini göstermişlerdir (102, 103). Akça

ve diğ. (104), geçici ve daimi simanların tek eksen üzerindeki rezistans kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarının sonucunda geçici simanların kısa köprülerde ve tek diş restorasyonlarda tekrarlayan simantasyonlara gereksinim duyacaklarını savunmuşlardır.

2.10.2 Simante protezlerin avantajları:

- ✓ Pasiftir
- ✓ Siman tabakası şokları absorbe eder
- ✓ Yapıştırıcı ajan için bırakılan boşluk, uyumsuzlukları kompanze eder
- ✓ Klinik ve laboratuvar aşamalarında konvansiyonel işlemler uygulanır
- ✓ Uygun olmayan açıda yerleştirilmiş implantları, kişisel dayanak yapımı ile düzeltme olanağı sağlar
- ✓ Rotasyonel kuvvetlere dayanıklıdır
- ✓ Estetiktir
- ✓ Maliyeti daha azdır

2.10.3. Simante protezlerin dezavantajları:

- ✓ Siman çözünmesi protezin başarısızlığına neden olur
- ✓ Protezin çıkartılabilirliği sınırlıdır
- ✓ Klinikte simantasyon ve artık simanın temizlenmesi zaman alır
- ✓ Artık siman periodontal ve periimplant enfeksiyona neden olur
- ✓ Siman temizliği sırasında oluşan çizikler plak birikimini artırır
- ✓ Simantasyon sonrası mikroboşluk oluşabilir

2.10.4 Vida tutuculu protezin avantajları:

- ✓ Protez istendiğinde çıkartılabilir

Bu sayede;

- hijyen daha kolay sağlanır
- protezin tamiri daha kolaydır

- vida gevşediğinde proteze zarar vermeden tamir olanağı vardır
- periimplant enfeksiyon durumunda tedavi daha kolaydır
- ✓ Restorasyonun uyumu daha iyidir
- ✓ Interark mesafenin az olduğu koşullarda yeterli tutuculuk sağlanabilir

2.10.5 Vida tutuculu protezin dezavantajları:

- ✓ Vida gevşemesi veya kırılması protezin tamirini veya tekrarını gerektirir
- ✓ Rotasyonel kuvvetlere direnci azdır
- ✓ Küçük bir uyumsuzluk bile kabul edilemez
- ✓ Implantın optimum pozisyonda olmaması restorasyonun yapımını zorlaştırır
- ✓ Okluzal ilişkiler daha zor sağlanır
- ✓ Vida deliğini kapatmada kullanılan kompozit restorasyon çabuk aşınır

2.11 Restorasyonda Kullanılabilecek Siman Tipleri

Implant üstü restorasyonlarda, doğal diş restorasyonlarında kullanılan tüm simanlar kullanılabilir. İdeal siman belirlenirken biyouyumluluk ön planda olmalıdır. Kullanılan yapıştırıcı ajan vücut doku ve sıvılarıyla çok az reaksiyona girmeli, non-toksik ve düşük allerji potansiyeli olmalıdır. Pulpal irritasyon söz konusu olduğunda polikarboksilat veya çinkooksit öjenol simanlar, çinkofosfat veya cam iyonomer simanlar yerine önerilirler (105, 106). Bu simanlar sertleştğinde daha yüksek pH değerine sahip olduklarından ve düşük bakteriyel mikrosızıntı görüldüğünden biyolojik olarak daha uyumludur (107).

Cam iyonomer siman ve dentin adezivlerin gelişimi geleneksel çinkofosfat materyallerin kullanımını azaltmıştır. Cam iyonomer simanların popülerliği şüphesiz florid salınımına ve çürüğü azaltmasına bağlıdır. Hem konvansiyonel hem de rezinle modifiye cam iyonomerlerin, in vitro olarak, çürüğü azalttığı ve in vivo olarak, çürük lezyonlarını remineralize ettiği ve dentinin flor alımını arttırdığı gözlenmiştir (108).

Çeşitli araştırmacılar in vivo ve in vitro olarak, çinkofosfat simanı baz alarak kıyaslama yapmış ve rezinler ve rezin modifiye cam iyonmer simanların mikrosızıntı değerlerinde oldukça düşük veriler elde etmişlerdir (109, 110).

İdeal yapıştırıcı ajan, restorasyona yaşam boyu gelen fonksiyonel kuvvetlere dayanacak yeterli mekanik özelliklere sahip olmalıdır. Sıkışma dayanıklılığı klinik başarının belirtisi olarak kabul edilip rezin simanlar ve cam iyonmer simanlarda, çinkofosfat veya çinkopolikarboksilat simanlara göre daha yüksektir (111). Aynı şekilde devrilme dayanıklılığı, gerilme dayanıklılığı, elastisite modülü, kırılma dayanıklılığı ve sertlik testlerinde de doldurulmuş rezin yapıştırıcı ajanlar genel olarak geleneksel ve doldurulmamış rezin simanlardan daha yüksek değerler göstermişlerdir (112, 113).

Bazı yapıştırıcı ajanlar ısı değişikliklerinden ciddi şekilde etkilenirler. Mesu ve diğ. (114), çalışmalarında güçlendirilmiş çinkooksit *öjenol* simanın dayanıklılığının ısı değişiminden olumsuz yönde etkilendiği halde, çinkofosfat simanın çok az etkilendiğini göstermişlerdir.

İdeal yapıştırıcı ajanın diğer özellikleri, ağız sıvılarını geçirmemesi ve çözünmeye karşı dirençli olmasıdır. Çinkofosfat gibi su bazlı geleneksel simanlar düşük çözünürlüğe sahip değildirler ve mekanik tutunma sağladıklarından, bu simanların başarısı diş ve kron arasındaki mükemmel uyuma bağlıdır (115). Toz/likid oranının değiştirilmesi de simanın çözünürlüğü üzerinde belirgin bir etkiye sahip olabilir (116, 117).

Çinkofosfat gibi geleneksel yapıştırıcı ajanların tutuculuğu diş preperasyonunun geometrik formundan etkilenir (118). Restorasyonun yapışacağı materyal de tutuculuğu etkileyebilmektedir. Duncan ve diğ. (119), yaptıkları bir çalışmada, rezin iyonmer hibrit simanın titanyuma en güçlü yapışan siman olduğunu bulmuşlardır

İdeal yapıştırıcı ajan, siman hattı ve yeni çürük ayırımının yapılmasına ve siman fazlalıklarının görülmesine izin verecek şekilde radyopak olmalıdır. Akerboom ve diğ. (120)'nin çalışmasında, simanların radyoopasiteleri karşılaştırılmış ve rezin simanların en radyopak özellikte

olduğu bulunmuştur. Çinkofosfat ve çinkopolikarboksilat simanlar daha az radyoopasite gösterirler; cam iyonmer simanlar ise çalışılan simanlar arasında en az radyoopasite gösteren grup olarak bulunmuştur.

Film kalınlığı, simanların klinik başarısını etkileyen diğer bir faktördür. Rezin simanlar, çinkofosfat, çinkopolikarboksilat ve cam iyonmer simanlara göre olan yüksek viskoziteleri nedeniyle, restorasyonun tam oturmasına izin vermeyebilir (121). Bu nedenle, mekanik ve adeziv özellikleri ile tercih edilmesine rağmen klinik sorunlara neden olabilir. Film kalınlığı arttıkça, simanın gerilme yapışma dayanıklılığı (*tensile bond strenght*) azalır (122).

2.12 Çalışmada kullanılan siman tipleri:

2.12.1 Çinkofosfat Siman:

Uzun geçmişleri nedeniyle simantasyonda en fazla kullanım alanına sahip olan materyaldir. Tozu, temel olarak çinko oksitten oluşup %10 oranında magnezyumoksit ve az miktarda pigment içerir. Likidi ise, %45-64 oranında H_3PO_4 ve %30-55 oranında su içeren fosforik asit çözeltisidir. Likidinde ayrıca %2-3 oranında alüminyum ve %0-9 çinko bulunabilmektedir.

Klinik özellikleri ideal siman özelliklerini tamamen taşımasa da yeni simanlara karşı hep standart olarak kabul edilmiştir. Kolay manipülasyonları ve sertleştiğinde gösterdiği kararlılık nedeniyle normal koşullarda tatmin edici performans gösterirler. Simanın toz/likit oranı arttıkça, dayanıklılık özellikleri iyileşir; çözünürlük ve serbest asidite azalır. Film kalınlığı da toz/likit oranı, toz partiküllerinin büyüklüğü ve viskozitesi ile ilişkilidir. ISO ve ANSI/ADA'nın spesifikasyonlarına göre kabul edilebilir siman kalınlığı 25 μm ' den az olmalıdır. Önerilen toz/likit oranında simanın sıkışma dayanıklılığı 24 saat sonunda 80-100 MPa, gerilme dayanıklılığı ise 5-7 MPa'dır. Elstisite modülü yaklaşık 13 GPa olan bu siman kırılğan bir özellik gösterir. Yeni karıştırılmış çinko fosfat siman oldukça asidiktir ve pH' ı 1-2 arasındadır. 24 saat sonra pH genellikle 6 - 7 civarına ulaşır. Simantasyon sırasındaki ağrı karışımın serbest asiditesi ile birlikte sıvının dentin tübülleri içindeki osmotik

hareketinden kaynaklanır. Restorasyonun oturtulması sırasındaki hidrolik basınç da pulpal hasara eşlik edebilir (19).

Çinkofosfat simanın en büyük avantajı, kolay karıştırılması ve hızlı sertleşmesidir. Karışım aşırı ince olmadıkça (örneğin toz / likit oranı çok düşük olmadıkça), sertleşmiş siman klinik kullanım için yeterli dayanıklılık gösterir ve manipulasyonu diğer simanlardan daha az kritiktir. Ancak çinko fosfat simanların temel dezavantajları arasında pulpal irritasyon, antibakteriyel aktivite eksikliği, kırılabilirliği, adezyon eksikliği ve ağız sıvılarında çözünürlüğü bulunmaktadır (19).

2.12.2 Çinkooksit Öjenol Simanlar:

Çinkooksit ve öjenol karışımları temel olarak geçici simantasyon amacıyla kullanılırlar. Tozu yüksek oranda saf çinkooksittir. Ticari materyaller düşük oranda silika gibi doldurucular ve sertleşmeyi başlatmak için %1 oranında çinko tuzları içerir. Likidi saflaştırılmış öjenoldür. Sertleşme reaksiyonu için su gereklidir. Reaksiyon geri dönüşebilir olup nem altında çinkoöjenolat kolaylıkla çinkohidroksit ve öjenole hidrolize olabilir. Bu nedenle siman, ağız sıvılarında hızlı bir şekilde çözünür. Sertleşme için nem gerekli olduğundan çalışma zamanı oldukça uzundur. Film kalınlığı yaklaşık 40 µm'dir. Sıkışma dayanıklılığı 7-40 MPa civarında ve gerilme dayanıklılığı da benzer şekilde düşük olduğundan dolayı, bağlayıcı ajan zayıf karakterlidir. 24 saat sonra distile su içerisinde ağırlığının %1,5' unu kaybeden simanın çözünürlüğü de oldukça fazladır.

Sertleşmiş siman içinde bulunan öjenolün pulpa üzerinde ağrı kesici, yatıştırıcı etkisi vardır. Ağız koşullarındaki tıkama (*sealing*) kapasitesi ile marjinal penetrasyona gösterdiği direnç ve antibakteriyel aktivitesi pulpal iyileşmeyi hızlandırır; ancak öjenol potansiyel allerjen olduğundan konnektif dokuyla direkt temasta olduğunda iritan etkisi vardır (19).

2.13 Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi

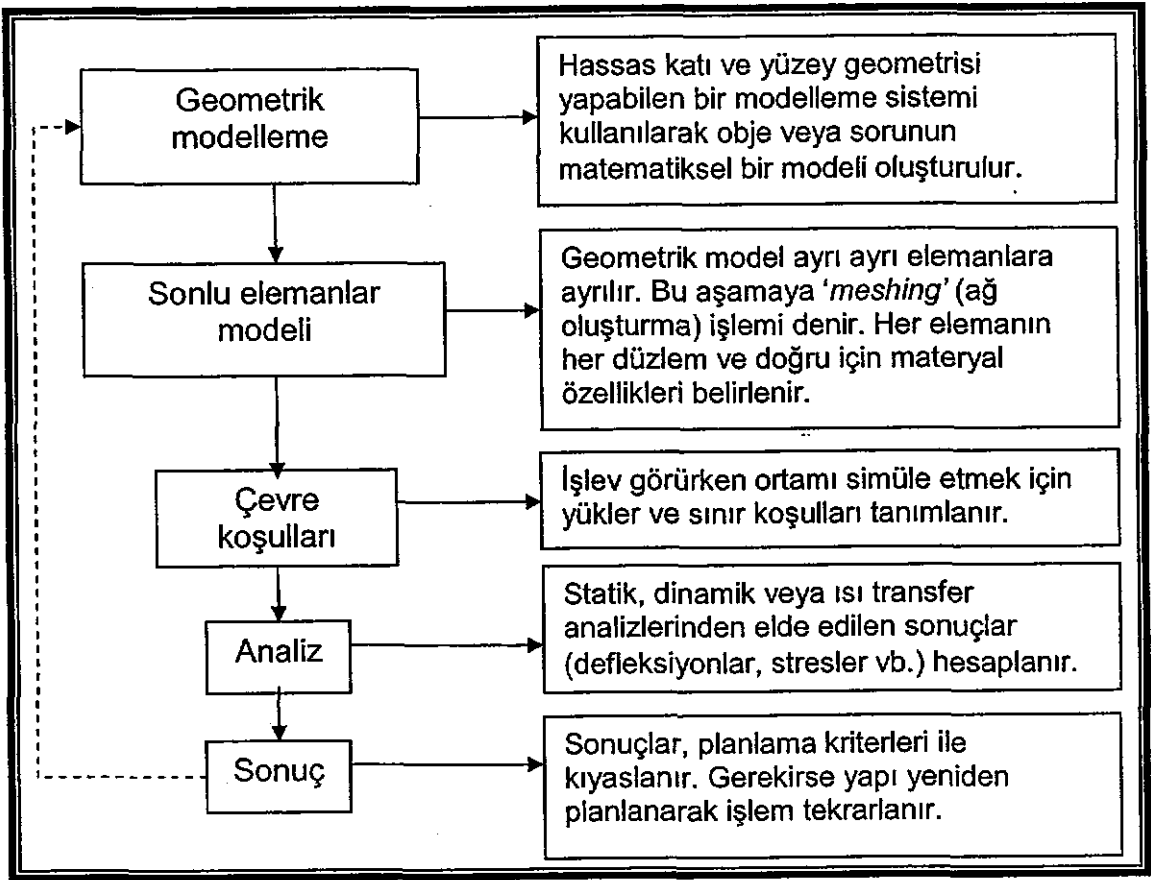
Doğal dişi laboratuvar ortamında bire bir simüle etmek mümkün olmadığından diş-implant bağlantısındaki in-vitro çalışmalar, sınırlı sayıda da olsa, fotoelastik modellemeler, *strain-gauge* ölçümleri ve 3 boyutlu sonlu elemanlar analizleri şeklindedir.

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık bir mekanik sorunun çözümü için kullanılan bir teknik olup, sorun alanını küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayıran bir analizdir. Diğer bir deyişle, genel anlamda bütün haldeki sorunun, daha küçük ve basit hale indirgenerek, her birinin kendi içinde çözümünün sağlanması ile bütünü çözümlenebildiği matematiksel bir analizdir.

Sözü edilen analiz üç aşamada gerçekleşir (Şekil 2.4). Birinci aşamada (*pre-processing*) kuvvet karşısında çözümlemesi yapılarak davranışı incelenecek yapı geometrik tanımlara uyacak şekilde bilgisayarda modellenir. Bu aşamadaki önemli iki nokta, sınır koşulları ve düğüm sayısıdır. Bu iki etmen ne kadar doğru belirlenir ve yapı ne kadar küçük elemanlara ayrılırsa analiz o kadar gerçeğe yakın sonuç verir. İkinci aşama, analiz verilerinin yüklenmesidir. Bu veriler:

- a) Elastisite Modülü ve Poisson Oranı
- b) Düğüm noktalarına uygulanacak kuvvetin yönü, şiddeti ve açısıdır.

Son aşama, analizin çözümlemesinin yapılmasıdır. Her bir alt yapının iç çözümlemesinden yapının tümünün çözümlemesine ulaşılır. Bu noktada bilgisayar programları kullanıcıya çok geniş bir görsellik sunmaktadır. Örneğin eşdeğer stres değerleri veya yapının deformasyondan sonraki hali geometri üzerinde gösterilmektedir.



Şekil 2.4. Temel sonlu elemanlar analizi işlemi

Analiz iki boyutlu veya üç boyutlu planlanabilir. İki boyutlu grubun temel elemanı üç düğümlü üçgen elemandır. Üç boyutlu sorunun çözümünde ise kullanılan üç boyutlu temel eleman üçgen piramittir. Bunun dışında dikdörtgenler prizması veya altı yüzeyli elemanlar da kullanılabilir. Elemanlar arası sürekliliğin korunması önemlidir; çünkü gerilmeler ve sınırlamaları öncelikle her bir eleman için tek tek ve daha sonra da yapının tümü için incelenecektir. İncelenecek model küçük ve düzenli üçgen veya dörtgen elemanlara bölünerek köşe noktalarında birbirlerine bağlantılı olan bir eleman ağı oluşturulur. Model ağını oluşturan elemanlar kendi gerilme ve şekil değiştirmelerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onları etkilerler. Temel sorunun yaklaşık sonucu varyasyonel prensiplere dayanmaktadır (123).

Bir sonlu eleman sorunu, *linear* veya *non-linear* karakterde olabilir. Hooke Yasası'na uyan malzemelerde stres, elastisite modülü ile doğru orantılıdır ve aralarında *linear* bir ilişki olduğundan *linear* elastik malzeme adını alırlar. Ancak malzemenin stres / *strain* grafiği doğru değil de eğri şeklindeyse malzeme *non-linear* karakterdedir. *Non-linear* lik, malzemenin, geometriden veya sınır koşullarından kaynaklanmaktadır. *Non-linear* bir sorunun çözümü *linear* bir soruna göre daha karmaşıktır. İmplant-dayanak-vida-üst yapı fiziksel sistemini iyi bir şekilde ifade edebilmek için bu yapılar arasında kontakt elemanları kullanılmaktadır. Kontakt fiksasyon durumunda farklı materyaller arasında penetrasyon olmadan nodların *tanjansiyel* yönde kaymasına izin verilir. Kontakt elemanlarının kullanımıyla, sorunun sınır şartları değişmekte ve sorun *non-linear* karakter kazanmaktadır.

Çalışmamızda kullandığımız sonlu elemanlar analizi, son 20 yıldır implant ve etrafındaki kemiğe gelen streslerin etkisini göstermede oldukça yararlı olmaktadır. Çiğneme sırasındaki dik ve yatay yükler, hem implantta hem de kemikte aksiyel kuvvetler ve devrilme momentleri oluşturur. İmplanttan kemiğe yük transferi; yükleme tipine, kemik-implant ara yüzünün yapısına, implantların uzunluğuna ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine, protez tasarımına ve çevreleyen kemiğin nitelik ve niceliğine bağlıdır (11). Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi, araştırmacılara, implantların kortikal kemikle temas alanındaki ve trabeküler kemikteki implantların apeksindeki stres dağılımını geniş çapta tahmin etme olanağı sağlar (21, 124, 125). Ayrıca, restorasyon tasarımının ve uzunluğunun belirlenmesinde de oldukça yararlıdır (25).

Tam mekanizması bilinmese de, strese karşı kemikte adaptif bir yeniden yapılanma olduğu kesindir. Aşırı fazla ya da az strese neden olan implant özellikleri patolojik kemik rezorpsiyonu veya kemik atrofi ile sonuçlanabilir.

Dental implant - kemik sistemindeki komponentler oldukça karışık geometriye sahip olduğundan, sonlu elemanlar analizi bunların yorumlanmasında en etkili yöntem olarak düşünülmektedir.

Sonlu elemanlar analizi ilk olarak 1960' larda havacılık endüstrisinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. İmplant dişhekimliğinde ilk kullananlar ise 1976'da Weinstein ve diğ. (126)'dir. Atmaram ve Mohammed (127), daha sonraları tek diş implantta elastik parametrelerin ve implant geometrisinin stres dağılımına etkisini anlamak için sonlu elemanlar analizi kullanmışlardır. Williams ve diğ. (128) 1990'da, implant üzeri kantilever protezlerde sonlu elemanlar analizinden yararlanmışlardır. Akpınar ve diğ. (129) 1996'da, doğal diş-implant destekli protezlerde sonlu elemanlar modeli yardımıyla iki tip protezi karşılaştırmışlardır.

Dental implantların mekanik davranışını simule etmedeki temel zorluk, insan kemik dokusu ve mekanik kuvvet uygulandığındaki cevabının değişkenliğidir. Bazı değerler sonlu elemanlar analizi sonuçlarının doğruluğunu belirgin şekilde etkilemektedir. Bunlar:

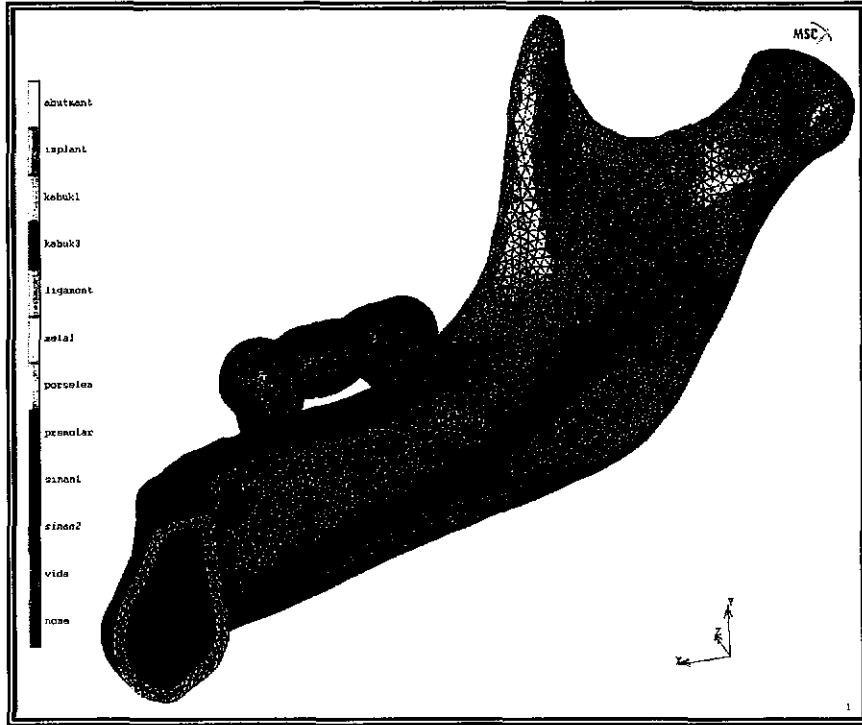
- Kemik ve implantın detaylı geometrisi
- Materyal özellikleri
- Sınır koşulları
- Kemik-implant ara yüzünün özelliğidir (130).

In-vitro çalışmalarda uygulanan yük statik veya dinamik olabilir. İmplantlara sonlu elemanlar analizi uygularken statik yük uygulanacaksa sadece aksiyel ve horizontal yük değil aynı zamanda oblik yük de uygulanmalıdır; çünkü bu, okluzal yükleri daha gerçekçi sembolize eder. Zhang ve Chen (131), bir sonlu elemanlar analizi çalışmasıyla statik ve dinamik yüklemenin etkisini karşılaştırmış ve sonuçta dinamik yüklemenin kemik ve implantta daha fazla stres oluşturduğunu görmüşlerdir.

Bu genel bilgiler ışığında bu çalışmanın amacı; doğal diş ve implant tarafından desteklenen üç üyeli sabit protezlerde, farklı simanlarla ve vida ile tutuculuğu sağlanan üst yapıların marjinal kemik bölgesinde oluşturdukları stresin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile karşılaştırılmasıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

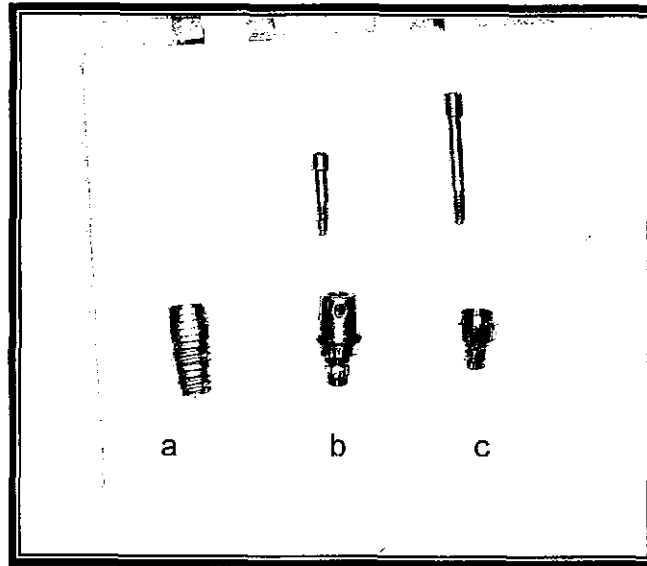
Bu çalışmada, sağ posterior bölgede birinci ve ikinci azı dişleri olmayan Kennedy 2 olgusunda uygulanan doğal diş – implantı bağlayan siman tutuculu ve vida tutuculu iki farklı sabit bölümlü protez tasarımının, diş ve implantı çevreleyen kortikal kemiğin en üst seviyesi ile kortikal ve trabeküler kemiğin birleşim yerinde oluşturdıkları stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Araştırma, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile *non-linear* kontakt analizi yapılarak gerçekleştirildi. Bu yöntem için sadece diş ve implantı içine alacak biçimde mandibulanın sağ yarısı modellendi. (Şekil 3.1).



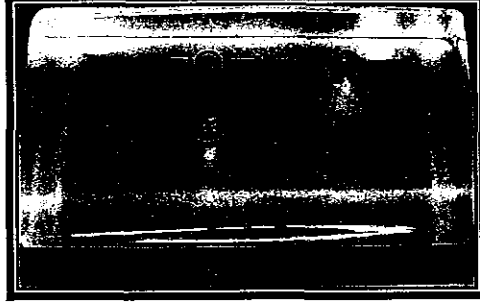
Şekil 3.1. Üç boyutlu matematik model.

3.1 Modelin Oluşturulması

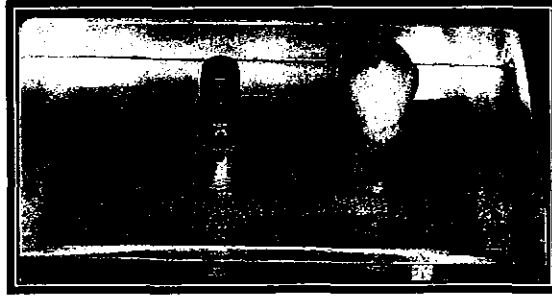
İlk olarak, bir laboratuvar modeli oluşturuldu. Protez dayanağı olarak alt ikinci azı b6lgesine yerleştirilen bir implant ve ikinci k6çük azı diş seçildi. Epoksi resin kalıp içerisine periodontal harabiyet nedeniyle çekilen ve kron konturlarında bozulma olmayan ikinci k6çük azı dişi ve bu dişin distaline bir adet 4,5 x 10 mm boyutlarında, internal hekzagonal yapıya sahip, Frialit-2 (Friadent) implant yerleştirildi. Dişin distal konturu ile implant merkezi arası mesafe 11 mm olarak ayarlandı (25, 132). Siman tutuculu sabit b6l6ml6 protez yapmak 6zere bir adet 4,5 mm, GH-2 (*gingival height* - 2) *Estheticbase* dayanak , vida tutuculu sabit b6l6ml6 protez yapmak 6zere bir adet 4,5 mm GH-2 MP (*multi-purpose*) dayanak kullanıldı (şekil 3.1.1 - 3.1.3).



şekil 3.1.1. Frialit – 2 implant (4,5mm X 10mm), *Estheticbase* dayanak ile vidası ve MP dayanak ile vidası

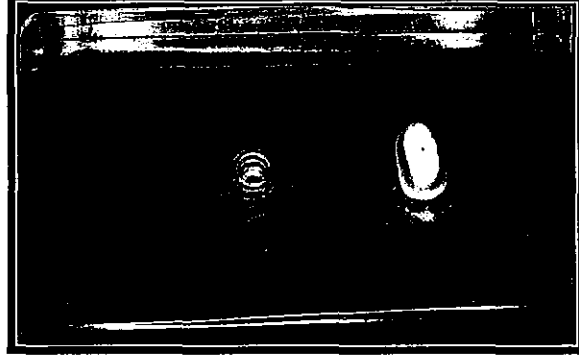


Şekil 3.1.2 Epoksi rezin kalıp içersine gömülen doğal diş ile implant üzerindeki *MP* dayanak ve *waxing sleeve*



Şekil 3.1.3. Epoksi rezin kalıp içersine gömülen doğal diş ile implant üzerindeki *estheticbase* dayanak

Küçük azı dişte okluzalden 2 mm diğer yüzeylerden 1,5 mm olacak şekilde marjinlerde *champher* basamak içeren preperasyon yapıldı (Şekil 3.1.4).



Şekil 3.1.4. *Champher* basamak preperasyonu

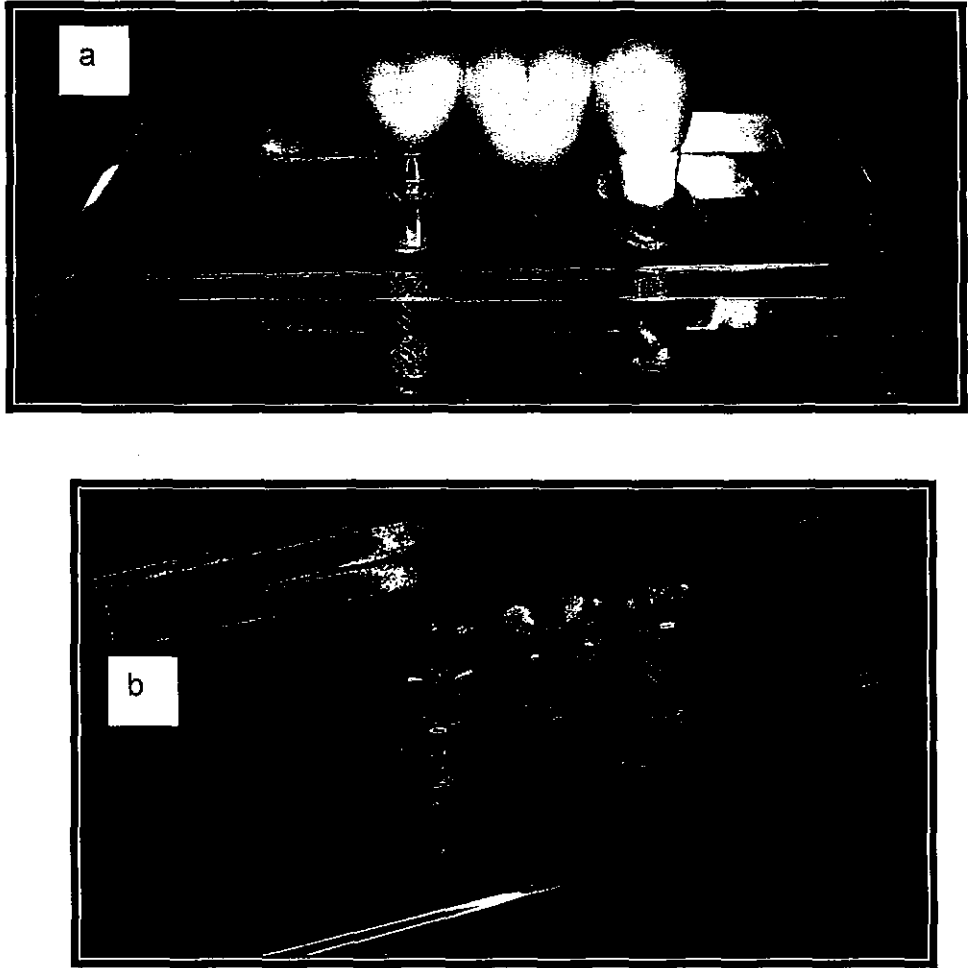
Sonlu elemanlar analizinde ilk aşama, geometrinin belirlenmesidir. Dijital görüntüleme tekniklerinin gelişmesi anatomik olarak gerçeğe daha yakın modellerin oluşturulmasına olanak tanımıştır. Bu amaçla bilgisayarlı tomografi veya magnetik rezonans görüntüleri, özelleşmiş programlar ile sonlu elemanlar ağına dönüştürülebilmektedir (124). Matematik model oluşturulurken, gerçek bir insan alt çenesinin ve gerçek bir alt ikinci küçük azı dişinin *Somatom AR SP VB21A (Siemens, Germany)* cihazı ile spiral bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınarak kesitler tarandı. Bilgisayar modelini bire bir canlandırabilmek için istenen üst yapı geometrisi de, bilgisayarlı tomografi alınarak bilgisayara aktarıldı. Tüm geometrinin birebir canlandırılabilmesi, bilgisayar tomografisinde herhangi bir artifakt oluşmamasına bağlıdır. Metal destekli porselen restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılan metal alaşımı, tomografi görüntüsünü bozacağından, alt yapılar metal yerine dökülebilir seramik materyalinden hazırlandı.

Yapılan bir ön çalışma ile *Dicor* (*Caulk/Dentsply, Milford, DE, USA*), *In – Ceram* (*Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany*) ve *IPS Empress* (*Ivoclar, Schaan, Lichtenstein*) porselenlerinden 10 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde hazırlanan disk şeklindeki örneklerin bilgisayarlı tomografisi çekilerek, tomografide en net ve opak görüntüyü veren porselenin *IPS Empress* olduğu saptandı. Bu amaçla, hazırlanan laboratuvar modelindeki implant üzerine MP dayanak yerleştirilerek, bunun üzerine de döküm için gerekli olan plastik parça (*waxing sleeve*) oturtuldu. Döküm mumu (*Renfert, Germany*) ile diş ve implantı bağlayan üç üyeli köprü modelajı yapıldı. Diş ve dayanak çevresindeki modelaj kalınlığı 0,5 mm olarak ayarlandı. Bu köprü alt yapısı rövetmana (*Ceravest, Dentsply, Germany*) alındı. Önceden 850 °C' ye ayarlanmış ön kurutma fırınında (*Mikrotek, Türkiye*) 45 dakika bekletildi. Daha sonra *IPS Empress* fırınına (*Ivoclar EP-500, Schaan, Lichtenstein*) alınarak 1050 °C' de içerisine *IPS Empress* ingotlar yerleştirildi. Porselenin preslenme işleminden sonra rövetman kumlanarak temizlendi ve ince tesviyeleri yapılarak model üzerinde uyumlandı (Şekil 3.1.5).



Şekil 3.1.5. *IPS Empress* kullanılarak oluşturulan alt yapılar

Daha sonra, alt yapının bilgisayarlı tomografisi *Somatom AR.SP VB21A* cihazı ile alındı. Bu işlemin ardından alt yapı üzerine *IPS Empress* tozu ile dentin ve mine işlendi; fırınlama ve glazür işlemlerinden sonra tekrar tomografi görüntüleri elde edildi (Şekil 3.1.6 a, b).

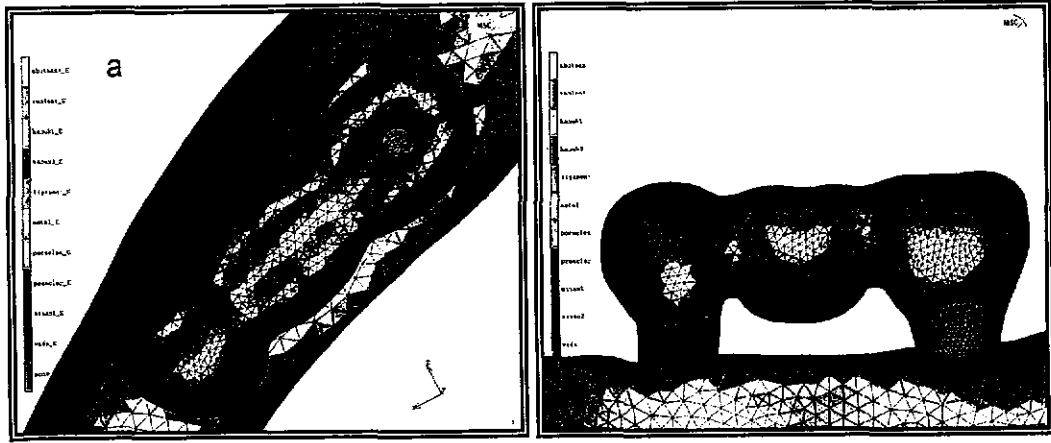


Şekil 3.1.6. Vida tutuculu sabit protetik restorasyonlar için hazırlanan köprü. a, bukkal görünüm. b, okluzal görünüm

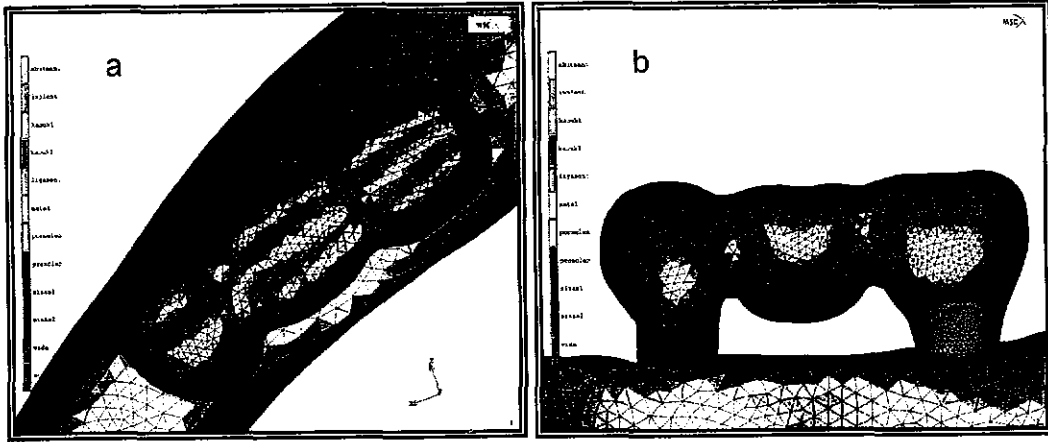
Bilgisayarda matematik modeller oluşturulurken Model 1 ve Model 2 olarak iki kodlama yapıldı.

Model 1 : Diş siman ile tutunan, implant dayanağına vida ile bağlanan üç üyeli rijit sabit protetik restorasyon içeren model (Şekil 3.1.7 a,b).

Model 2 : Her iki dayanağa da siman ile tutunan 3 üyeli rijit sabit protetik restorasyon içeren model (Şekil 3.1.8 a,b).



Şekil 3.1.7. Model 1. a, okluzalden görünüm. b, lingualden görünüm



Şekil 3.1.8. Model 2. a, okluzalden görünüm. b, lingualden görünüm

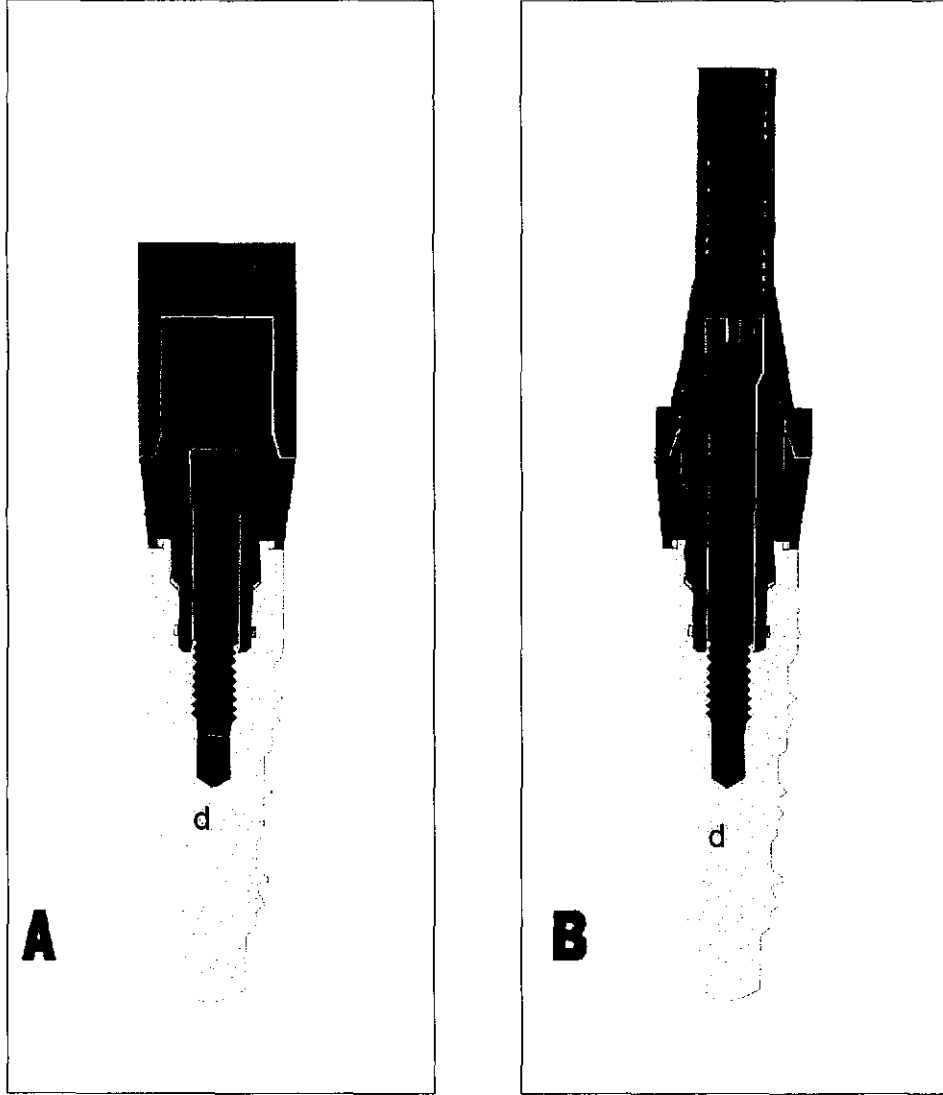
Yükleme koşullarının ve ölçüm bölgelerinin standardizasyonu için simante ve vida tutuculu üst yapıların birbirinin aynı olması amacıyla vida tutuculu restorasyonlardan alınan tomografi görüntüleri bilgisayara aktarılarak Model 1'in tamamlanmasının ardından; Model 2, vida oluşunun 3D – Doctor (Able Software Corp, Lexington, MA, USA) programı ile doldurulmasıyla bilgisayarda hazırlandı. İmplantların ve protetik parçaların matematik modeli hazırlanırken, fotoğraflama yöntemi ile oluşturulan teknik resimler IDEAS-Artisan 4'te (Structural Dynamics Research Corporation, Milford, Ohio) üç boyutlu hale getirilerek, Marc Mentat 2005 (MSC Software Corporation Santa Ana, California) ön/son işlemci programına aktarıldı. Bu şekilde diş, kortikal kemik ve trabeküler kemik gibi anatomik oluşumlar, implant ve protetik parçaları ile birlikte protetik üst yapı gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde matematik modele taşındı.

Mandibula, küçük azı dişi ve porselen restorasyonlardan alınan bilgisayarlı tomografi görüntüleri 3D – Doctor programı ile Patran 2005 (MSC Software Corporation Santa Ana, California) programının okuyabileceği formatta stereolitografi (stl) verisine dönüştürüldü. Stereolitografi, CAD (bilgisayar yardımcılı tasarım) çizimlerinden katı, plastik ve üç boyutlu objeler oluşturmaya yarayan üç boyutlu bir baskı (printing) programı olarak tanımlanmaktadır. Katı model oluşumu ve yüzey geometrisi bu şekilde elde edildi. Yüzey eleman ağı (mesh) ve katı eleman ağı MSC Patran programı ile oluşturuldu. Bu işlemde kabuk yapıların içi birbirine bağlı dört düğüm noktasına sahip tetrahedral (Tet 4) elemanlara bölündü.

Hazırlanan Model 1'de 82.858 düğüm noktası (nod) ve toplam 447.908 eleman; Model 2'de ise 88.296 düğüm noktası ve toplam 484.741 eleman tanımlandı. (BIAS Elektronik, Mekanik, Bilgisayar, Mühendislik, Danışmanlık, Sanayi ve Ticaret Ltd Şti)

İmplantın dayanak vidası modellenirken, oluşturulan geometrinin büyüklüğü ve eleman sayısının fazlalığı göz önüne alınarak hata miktarını azaltmak amacıyla vida yivleri oluşturulmadı. Hem Model 1, hem de Model 2'de dayanak ve implant açısı 0° olarak belirlendi.

Analiz yapılmadan önce, simante modelde, implant-dayanak-vida birleşim bölgelerinde; vida tutuculu modelde ise, implant-dayanak- vida ve üst yapı-dayanak-vida birleşim bölgelerinde kontakt fiksasyonu tanımlandı (Şekil 3.1.9.A - B). Bu bölgelerde sürtünme katsayısı 0,5 olarak belirlendi.



Şekil 3.1.9 A, Simante modelde b, c, d bölgeleri arasında kontakt fiksasyonu tanımlandı. B, vida tutuculu modelde a,b,c ve b,c,d bölgeleri arasında kontakt fiksasyonu tanımlandı. (a, üst yapı; b, dayanak; c, vida; d, implant)

Doğal ortamı daha iyi canlandırabilmek amacıyla küçük azı dişin etrafında 100 μm kalınlığında periodontal ligament oluşturuldu (133). Kortikal kemik kalınlığı her yerde homojen ve 1 mm olarak hazırlandı. Kortikal ve trabeküler kemikler ile periodontal ligament kullanılan diğer tüm materyallerde olduğu gibi lineer, homojen ve *izotropik* materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu göstermektedir. *İzotropik* ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. *Linear* elastisite ise, yapının deformasyon veya *strain*'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Osseointegrasyon derecesi kemik kalitesi ile iyileşme ve fonksiyon sırasında oluşan streslere bağlıdır. Amerikan İmplant Dişhekimliği Akademisi Sözlüğü'nde 'osseointegrasyon', implantın tamamen kemikle çevrelenmesi ve ara yüzde kemik dışı bir doku olmaması durumu olarak tanımlansa da, hiçbir zaman %100 kemik-implant teması olmadığı bilinmektedir (134). Çalışmada, implantın kemikle tam olarak birleştiği kabul edildi ve kemik-implant ara yüzünde başka bir materyal tanımlanmadı.

Kullanılan bilgisayarın özellikleri: Dual Xeon 2.8 Ghz

4 GB Ram işlemci

2x120 GB SATA HDD

128 MB Geforce PCX 5750 Gr Card.

Çalışmada iki farklı protez tasarımında, biri daimi diğeri geçici amaçla kullanılan 2 farklı simanın etkileri araştırıldı. Bu simanlar:

- A) Çinkofosfat siman
- B) Çinkooksit öjenol siman

Bilgisayar modelinde bu simanların kalınlığı her yerde homojen 100 μm kabul edildi.

Çalışmada 4 farklı protetik restorasyon tasarımının kortikal kemikteki etkileri incelendi. Bu restorasyonlar:

Protez tasarımı 1: Hem dişe hem de implant dayanağına çinkooksit öjenol siman ile tutunan restorasyon (P1)

Protez tasarımı 2: Hem dişe hem de implant dayanağına çinkofosfat siman ile tutunan restorasyon (P2)

Protez tasarımı 3: Dişe çinkooksit öjenol siman ile, implant dayanağına vida ile tutunan restorasyon (P3)

Protez tasarımı 4: Dişe çinkofosfat siman ile, implant dayanağına vida ile tutunan restorasyon (P4)

3.2 Materyal Özellikleri

Yapılan çalışmalarda, kullanılan materyallerin homojen ve lineer olduğu ve Elastisite Modülü ve *Poisson* Oranı olarak bilinen iki sabitle karakterize elastik malzeme davranışı gösterdiği bildirilmiştir (124). Kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve *Poisson* Oranları Tablo 3.2.1'de gösterilmektedir.

Tablo 3.2.1. Kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri

Materyal	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Kortikal Kemik	13700	0,3	135
Trabeküler Kemik	1850	0,3	136
Titanyum	117000	0,35	135
Dentin	14700	0,31	135
Periodontal Ligament	171	0,45	127
Tip III Dental Altın	100000	0,35	135
Porselen	60000	0,19	19
Çinkofosfat Siman	13700	0,35	19
Çinkooksit Öjenol Siman	177	0,35	19

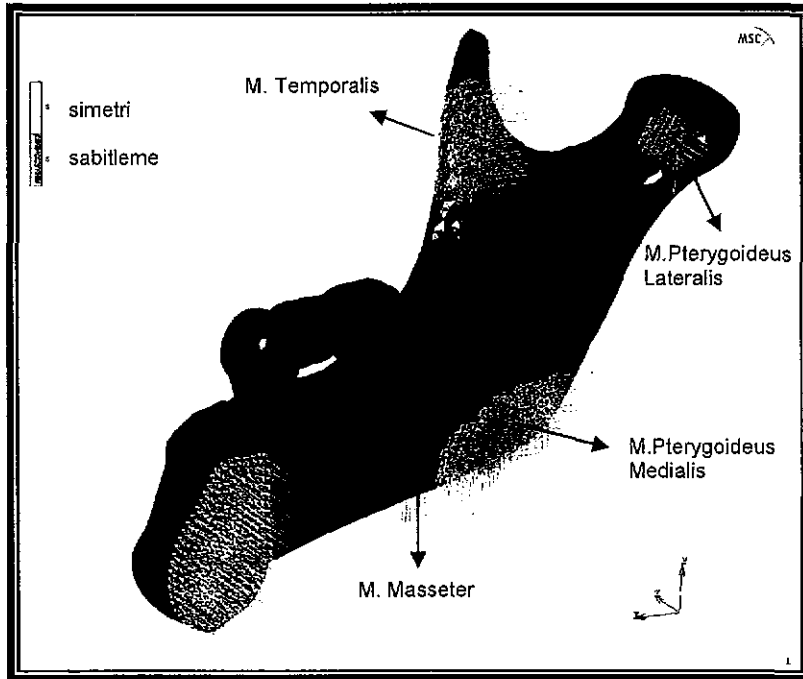
3.3.Sınır Koşulları

Modellerin belirli bölgelerden desteklenmesiyle sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme şartları sınır koşullarını oluşturmaktadır.

Çalışmada mandibulanın orta hattına simetri sınır koşulu tanımlandı (Şekil 3.3.1). Simetri sınır koşulunda, o düzlem üzerindeki nodlara düzlem normali boyunca harekete izin verilmemekte, ancak nodlar diğer yönlerde hareket edebilmektedir.

Matematik modeller, mandibulanın kondiller etrafında dönmesini engellemek amacıyla, anatomik yapıya uygun olarak çiğneme kaslarının mandibulaya yapıştığı bölgelerden desteklendi. Bu anatomik bölgeler:

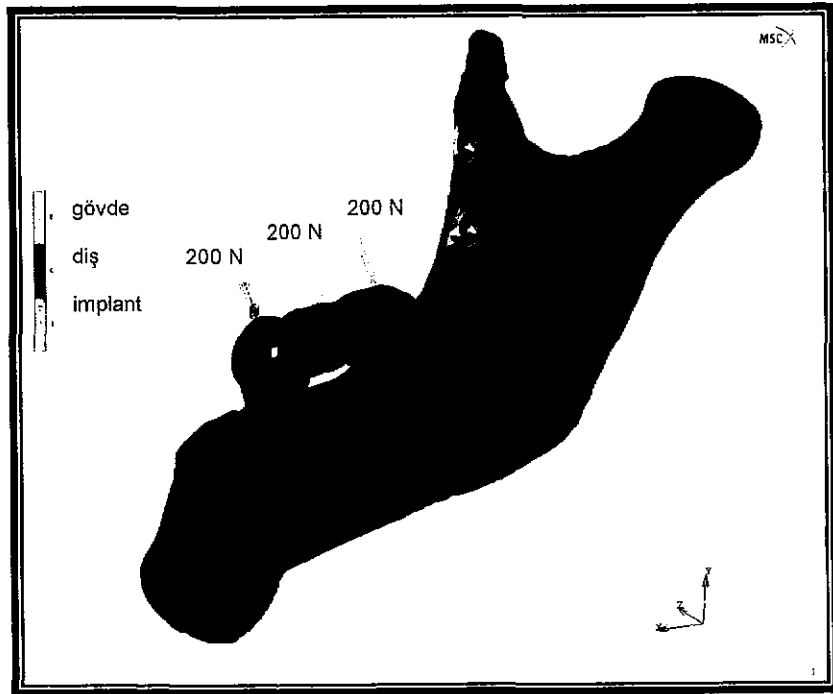
- M. Masseter : Angulus mandibula ve ramus mandibula
- M. Temporalis :Coronoid çıkıntının iç yüzeyinin anterior sınırı
- M. Pterygoideus Lateralis : Kondil üzerinde fovea pterygoidea
- M. Pterygoideus Medialis :Angulus mandibulanın iç yüzeyinde tuberositas pterygoidea'dır (Şekil 3.3.1).



Şekil 3.3.1. Mandibulanın kas ataçmanları tarafından desteklendiği bölgeler ve simetri sınır koşulu.

Hazırlanan üç boyutlu katı modellere oblik kuvvet 3 farklı yükleme koşulunda uygulanarak *non-linear* statik analiz yapıldı.

- Yükleme koşulu 1: Bukkal *cusp*'ın bukkal eğiminden dişin uzun aksına 30° olacak şekilde 200 N, sadece diş üzerinden (Şekil 3.3.2).
- Yükleme koşulu 2: Bukkal *cusp*'ların bukkal eğimlerinden implantın uzun aksına 30° olacak şekilde 200 N, sadece implant üzerinden (Bkz. Şekil 3.3.2).
- Yükleme koşulu 3: bukkal *cusp*'ların bukkal eğimlerinden diş ve implantın uzun aksına 30° olacak şekilde her bir üye üzerinden 200 N, toplam 600 N (Bkz. Şekil 3.3.2).



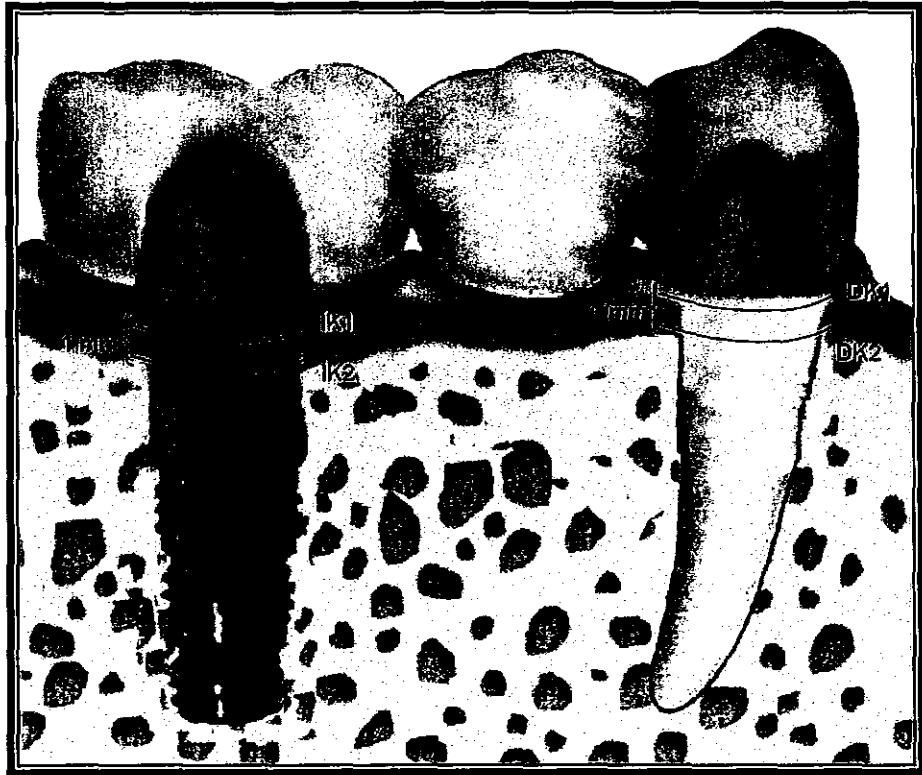
Şekil 3.3.2. Yükleme koşulları.

Dört farklı protez tasarımında, üç farklı yükleme koşulunda toplam 12 adet sonlu elemanlar stress analizi gerçekleştirildi.

3.4.Ölçümlerin yapılması:

Hazırlanan matematik modellerde yükleme uygulanmadan önce karşılaştırmaların yapılacağı düğüm noktaları belirlendi (Şekil 3.4.1).

- ölçüm bölgesi 1: kortikal kemiğin üst sınırının implant boynunu çevrelediği bölge (İK1)
- ölçüm bölgesi 2: kortikal kemiğin trabeküler kemikle birleştiği alt sınırın implant boynunu çevrelediği bölge (İK2)
- ölçüm bölgesi 3: kortikal kemiğin üst sınırının dişin etrafındaki periodontal ligamenti çevrelediği bölge (DK1)
- ölçüm bölgesi 4: kortikal kemiğin trabeküler kemikle birleştiği alt sınırın dişin etrafındaki periodontal ligamenti çevrelediği bölge (DK2)



Şekil 3.4.1. Kortikal kemikte çevresel ölçümlerin yapıldığı bölgeler (İK1 ve DK1, üst seviyeyi; İK2 ve DK2 alt seviyeyi göstermektedir)

Bu çevresel ölçümlerden elde edilen değerler her bölgede 8 referans noktasında karşılaştırıldı. Her referans bölgesinde 1'er düğüm noktası belirlendi. Bu referans noktalarının yerleşim bölgeleri aşağıdaki şekilde oluşturuldu: (Şekil 3.4.2)

Referans noktası 1: mezial (M),

Referans noktası 2: meziobukkal (MB),

Referans noktası 3: bukkal (B),

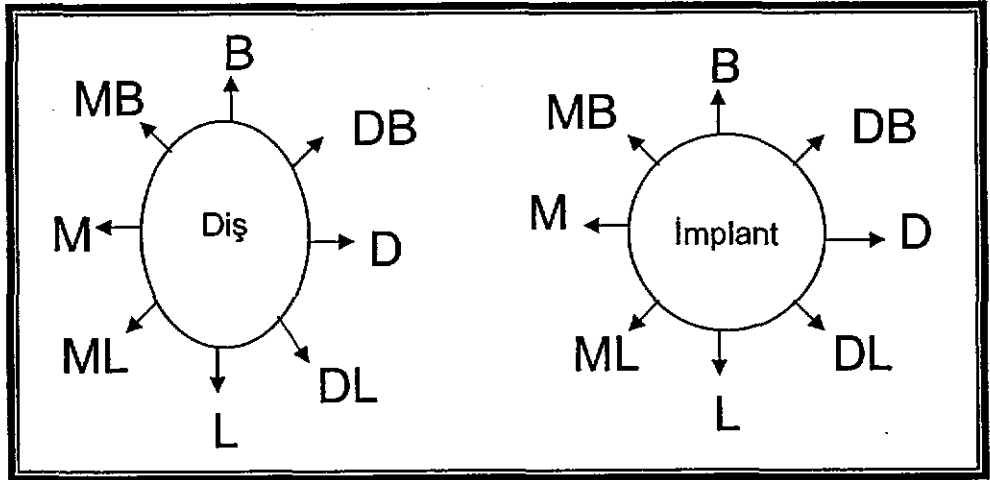
Referans noktası 4: distobukkal (DB),

Referans noktası 5: distal (D),

Referans noktası 6: distolingual (DL),

Referans noktası 7: lingual (L)

Referans noktası 8: meziolingual (ML)



Şekil 3.4.2. Diş ve implant çevresindeki kortikal kemikte ölçümlerin yapıldığı 8 referans noktası.

Bu düğüm noktalarından elde edilen sayısal değerler her bir protez tasarımında ayrı ayrı değerlendirildi. Çalışmada, kemik üzerindeki stres ve *strain*'ler araştırıldığından *maksimum ve minimum principal* stresler, yer değiştirme (*displacement*) ve *strain* değerleri incelendi. İmplant ve diş desteklerinin servikal bölgelerinde, elde edilen en yüksek gerilme stres değeri kemiğin en yüksek gerilme dayanıklılığı (*ultimate tensile strength*) ile ve kayıt edilen en yüksek sıkışma stres değeri kemiğin en yüksek sıkışma dayanıklılığı (*ultimate compressive strength*) ile karşılaştırıldı. *Strain* değerleri, kemik-implant ara yüzünün yükleme koşullarından olumsuz etkilenip etkilenmeyeceğini göstermektedir ve kemiğin *yield* dayanıklılığını aştığı zaman kemikte mekanik yıkım oluşmaktadır. Bu nedenle, kemik üzerinde yıkıcı etki oluşturabilecek protez tasarımını belirlemek amacıyla elde edilen *strain* değerleri de kemiğin elastik deformasyondan plastik deformasyona geçtiği nokta olarak tanımlanan *yield* dayanıklılığı ile karşılaştırıldı.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç, elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve yorumlanmasıdır. Bu ve benzeri çalışmalar sonunda varılacak klinik sonuçlar açısından, elde edilen verilerin en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi çok önemlidir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda; doğal diş ve implant destekli üç üniteli köprülerde vida tutuculu ve farklı simanlarla (çinkooksit öjenol ve çinkofosfat) yapıştırılan üst yapıların diş ve implantı çevreleyen kortikal kemikteki stres dağılımı üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelendi. Analiz sırasında kuvvet, sadece diş üzerinden, sadece implant üzerinden ve tüm yapı üzerinden olmak üzere üç farklı koşulda uygulandı. Diş ve implant çevresinde oluşturulan 1 mm kalınlığındaki kortikal kemiğin üst ve alt seviyesinde belirlenen 8 referans noktasındaki *minimum* ve *maksimum principal* stresler, *strain* ve *displacement*, ölçümleri ayrı ayrı değerlendirildi.

4.1 Minimum *Principal* Stres:

Dişe ve implanta çinkooksit öjenol siman (P1) ve çinkofosfat siman (P2) ile yapıştırılan sabit protetik restorasyonlar benzer sıkışma stresi değerleri göstermektedir. Bu benzerlik, dişe çinkooksit öjenol simanla yapıştırılıp, implanta vida ile tutunan (P3) protez ile dişe çinkofosfat simanla yapıştırılıp, implanta vida ile tutunan (P4) protezde de izlenmektedir. Yükleme oblik yönde yapıldığından kortikal kemikte hem sıkışma hem gerilme stresleri gözlemlendi. Minimum principal stres değerlerinin incelenmesinde kortikal kemiğin üst ve alt seviyesi farklılık göstermektedir. Bu nedenle, üst seviye (DK1 ve İK1) ile alt seviye (DK2 ve İK2) ayrı ayrı değerlendirildi.

4.1.1 Kortikal kemiğin üst seviyesi (DK1 ve İK1):

Diş üzerinden yükleme yapıldığında; diş çevresindeki üst kortikal seviyede oluşan sıkışma stresi implant çevresinde oluşan sıkışma stresinden daha fazla izlenmektedir (Şekil 4.1.1., 4.1.2.). Diş çevresindeki stresler, bu yükleme koşulunda, mezialden distobukkale kadar, dört protez tasarımı arasında fark göstermemektedir ve en fazla bukkal bölgede birikmiştir (Şekil 4.1.1). Bu değerler, B referans noktasında, P1 ve P2 için sırasıyla -23,1 MPa ve -22,97 MPa; P3 ve P4 için sırasıyla -21,72 MPa ve -21,56 MPa olarak

ölçüldü (Tablo 4.1; Şekil 4.1.1). Distal bölgede simante protezler (P1 ve P2) daha fazla sıkışma stresi oluştururken; lingual bölgede vida tutuculu protezler (P3 ve P4) daha fazla sıkışma stresi oluşturmaktadır (Şekil 4.1.1). Diş üzerinden yükleme yapıldığında, sıkışma stresi tüm diş çevresinde izlenmekte olup, meziobukkal ve bukkal bölgelerde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.1.7) Bu yükleme koşulunda, implant çevresinde mezial ve bukkal bölgelerde sıkışma stresi oluşmamaktadır (Şekil 4.1.2). İmplantın distolingual bölgesinde vida tutuculu (P3 ve P4), meziolingual bölgesinde ise simante (P1 ve P2) protezler biraz daha fazla sıkışma stresi göstermektedir (Şekil 4.1.2). İmplant çevresindeki üst kortikal seviyede diş üzerinden yükleme yapıldığında lingual bölgede yoğunlaşma olmuştur (Şekil 4.1.7).

İmplant üzerinden yükleme yapıldığında, diş çevresindeki üst kortikal seviyede, tüm protez tasarımları birbirine çok yakın değerler vermektedir. Bu yükleme tipinde, diş çevresinde mezial ve bukkal bölgelerde sıkışma stresi izlendi (Şekil 4.1.3). B referans noktasında P3 ve P4 biraz daha fazla stres oluşturmaktadır; bu değer P3 için -9,51 MPa, P4 için -9,65 MPa olarak ölçülmüştür (Tablo 1; Şekil 4.1.3). Diş çevresindeki üst kortikal seviyede, sıkışma stresi distolingual bölgede, dişin mezial yarısında ve bukkal bölgede dağılım göstermekte ve bukkal bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.1.8). İmplant üzerinden yükleme yapıldığında en fazla sıkışma stresi, implantın çevresindeki üst kortikal seviyede görülmektedir (Şekil 4.1.4). Bu stres, DL referans noktasında en fazla olup P1 ve P2 için sırasıyla -32,67 MPa ve -33,05 MPa olarak ölçüldü (Tablo 4.1). İmplantın bukkal bölgesinde hiçbir protez tasarımı sıkışma stresi oluşturmamaktadır (Şekil 4.1.4). Bununla birlikte, distobukkal ve lingual bölgeler arasında P1 ve P2 daha fazla stres oluştururken, meziolingual bölgede P3 ve P4'te daha fazla stres gözlemlendi. Sıkışma stresi dağılımı implant çevresindeki üst kortikal seviyede DB ve ML bölgeler arasında olup, DL bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.1.8).

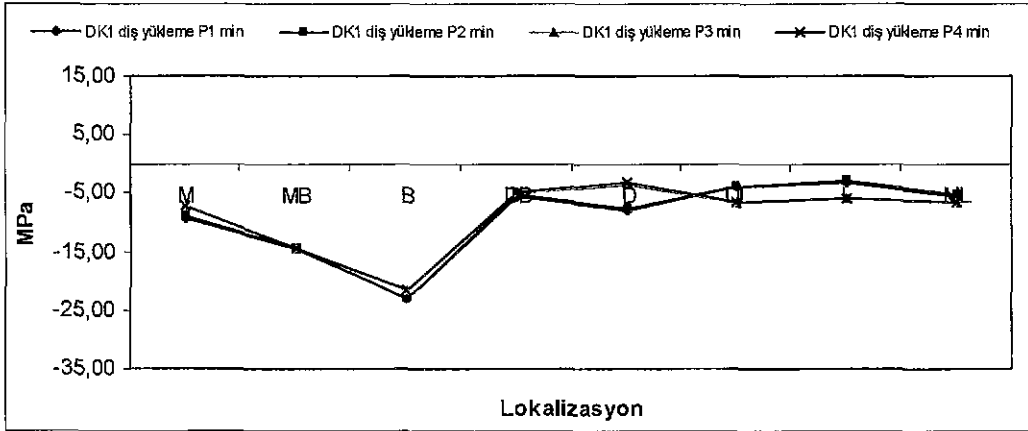
Tüm yapı yüklendiğinde; diş çevresindeki kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi değerleri tüm protez tasarımlarında birbirine çok yakın iken, elde edilen en yüksek stres B referans noktasında ölçüldü (Şekil 4.1.5). Bu değerler, P1 için -45,44 MPa, P2 için -45,22 MPa, P3 için -46,31 MPa, P4 için

ise -46,25 MPa olarak kaydedildi (Tablo 4.1). İmplant çevresindeki üst kortikal kemikte tüm yapı yüklendiğinde, implantın bukkal bölgesinde sıkışma stresi gözlenmemektedir (Şekil 4.1.6). En yüksek sıkışma stresi değerleri, implant çevresindeki üst kortikal seviyenin DL referans noktasında P1, P2, P3 ve P4'te sırayla -56,7 MPa; -57,23 MPa; -53,01 MPa ve -53,24 MPa olarak ölçüldü (Tablo 4.1). Diş çevresindeki üst kortikal seviyede dişin bukkal yarısında, implant çevresindeki üst kortikal seviyede ise implantın lingual yarısında sıkışma stresleri yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.1.5, 4.1.6, 4.1.9).

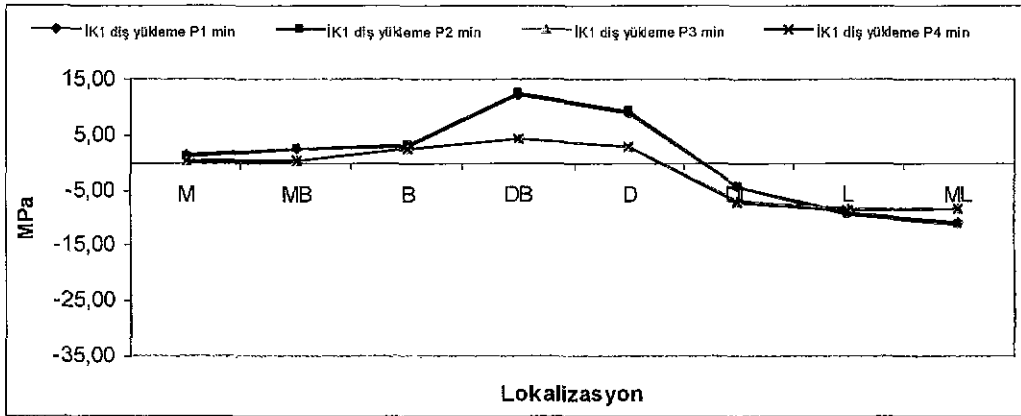
En yüksek sıkışma stresi, implant üzerinden yükleme yapıldığında, implant çevresindeki üst kortikal seviyede izlenirken; implantın bukkal bölgesinde, dişin ise lingual bölgesinde sıkışma stresi izlenmedi. Bütün yükleme koşullarında sıkışma stresleri implantın distolingualinde, dişin bukkalinde oluştu. Diş üzerinden yükleme yapıldığında diş çevresinde, implant üzerinden yükleme yapıldığında da implant çevresinde biriken sıkışma stresi daha fazla izlenirken, tüm yapı üzerinden yükleme yapıldığında implant çevresinde biraz daha fazla sıkışma stresi oluştu. Bütün yükleme koşullarında, diş çevresindeki kortikal kemikte, simante ve vida tutuculu protezler arasında sıkışma streslerinin yerleşimi ve büyüklüğü açısından fark görülmedi. İmplant çevresinde de, simante ve vida tutuculu protez gruplarının oluşturdukları en yüksek sıkışma stresi değerleri ve yerleşimleri birbirine çok yakın olarak izlendi. Her iki modelde de, referans noktalarına göre stresin izlediği dağılım birbirine benzer görülmektedir.

Tablo 4.1. Dört farklı protez tasarımında kortikal kemikğin üst seviyesinde (DK1 – IK1) elde edilen Minimum Principle Stres bulguları

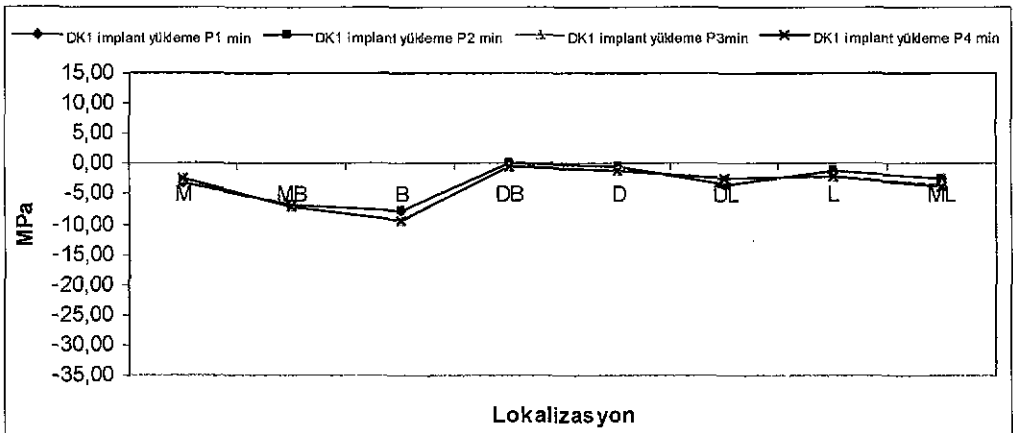
	M		MB		B		DB		D		DL		L		ML	
	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1
P1	Implant yüklemesi	-3,28	-5,27	-6,69	2,90	-7,89	5,21	0,05	-4,94	-0,64	-3,46	-32,6	1,296	-21,3	-2,46	-14,9
	Diş yüklemesi	-9,15	1,18	-14,4	2,43	-23,1	2,93	-5,46	11,9	-7,88	-3,75	-4,39	-3,01	-9,23	-5,47	-10,8
	Tümünü yüklemesi	-18,5	-9,84	-31,6	6,04	-45,4	15,9	-6,93	29,9	-10,0	-9,52	-56,7	-6,05	-43,7	-11,5	-39,3
P2	Implant yüklemesi	-3,32	-4,77	-6,73	3,06	-7,94	4,76	0,08	-5,50	-0,62	-3,44	-33,0	-1,31	-21,4	-2,48	-14,6
	Diş yüklemesi	-9,06	0,91	-14,3	2,38	-22,9	3,12	-5,35	12,4	-7,71	-3,67	-4,48	-2,93	-9,55	-5,37	-11,1
	Tümünü yüklemesi	-18,5	-9,49	-31,5	6,22	-45,2	16,1	-6,76	30,1	-9,93	-9,46	-57,2	-5,96	-44,2	-11,4	-39,6
P3	Implant yüklemesi	-2,38	-6,03	-7,11	0,28	-9,51	1,75	-0,43	-4,06	-1,18	-2,53	-30,9	-2,10	-22,5	-3,66	-19,2
	Diş yüklemesi	-7,31	0,22	-14,3	0,17	-21,7	2,25	-4,87	4,31	-3,35	-6,69	-6,99	-5,81	-8,51	-6,66	-8,32
	Tümünü yüklemesi	-14,6	-2,81	-31,7	1,56	-46,3	7,65	-7,23	9,82	-3,64	-9,35	-53,0	-11,3	-46,3	-15,8	-41,0
P4	Implant yüklemesi	-2,38	-5,94	-2,38	0,28	-9,65	1,66	-0,41	-4,09	-1,16	-2,51	-30,7	-2,16	-22,3	-3,71	-18,9
	Diş yüklemesi	-7,32	0,28	-14,3	0,26	-21,5	2,38	-4,78	4,37	-3,31	-6,71	-7,23	-5,79	-8,60	-6,63	-8,25
	Tümünü yüklemesi	-14,6	-2,49	-31,7	1,87	-46,2	7,74	-7,20	9,72	-3,63	-9,54	-53,2	-11,4	-46,2	-15,8	-40,5



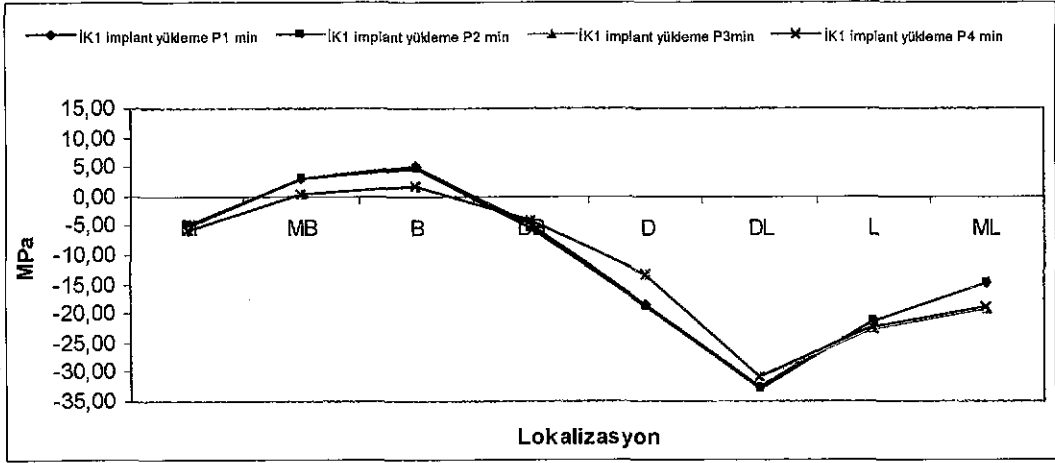
Şekil 4.1.1. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *minimum principal stress* değerleri



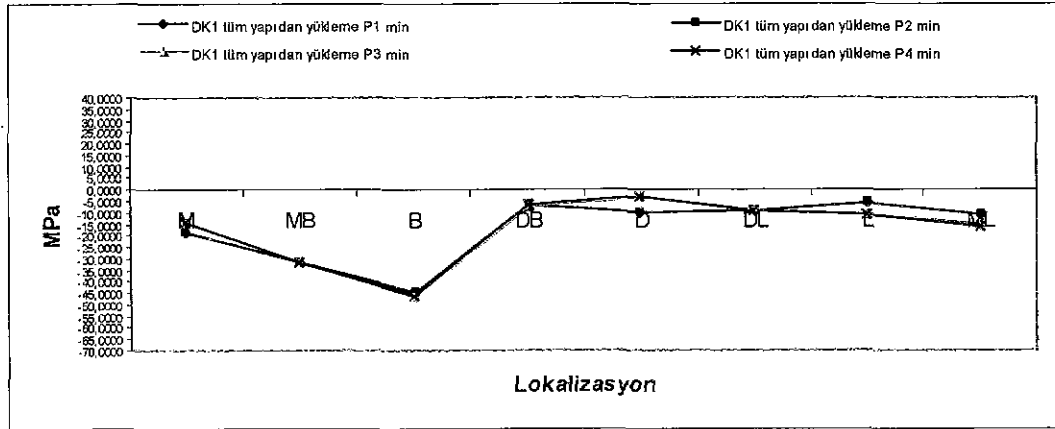
Şekil 4.1.2. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *minimum principal stress* değerleri



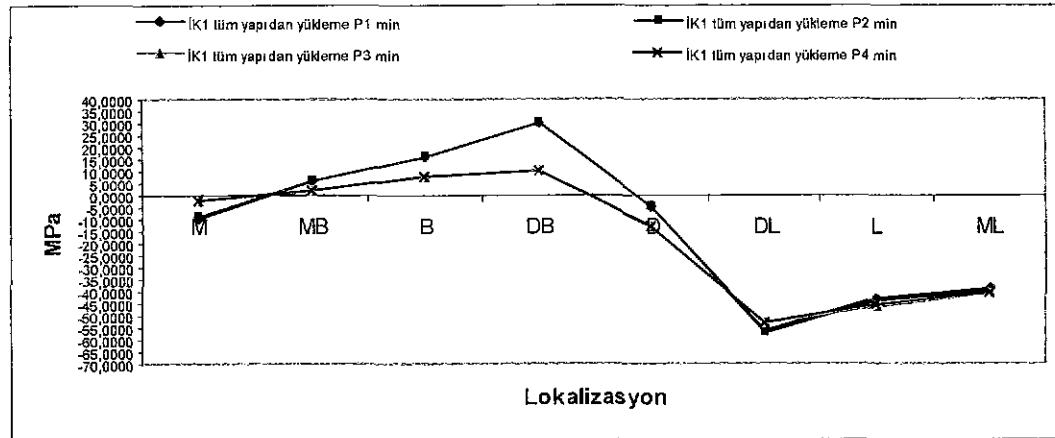
Şekil 4.1.3. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *minimum principal stress* değerleri



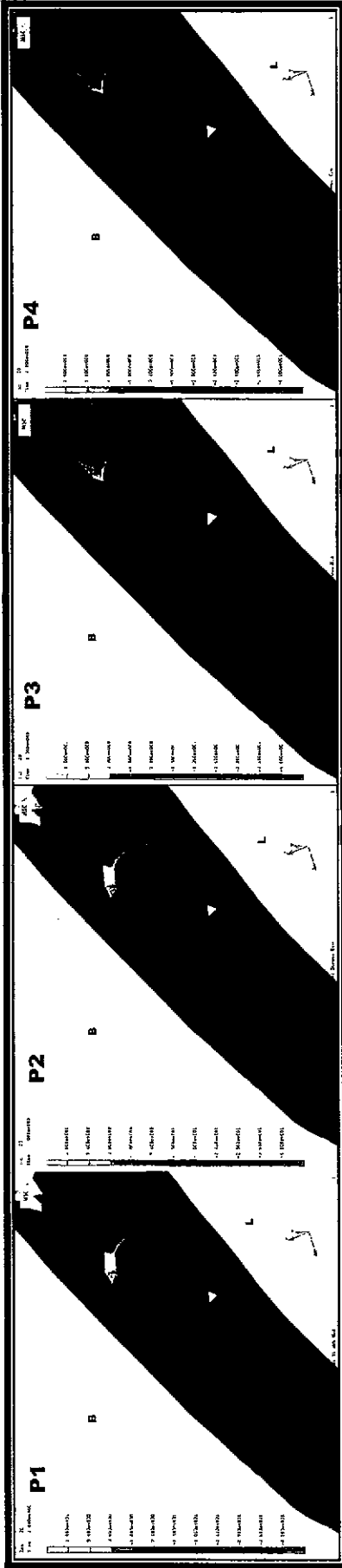
Şekil 4.1.4. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri



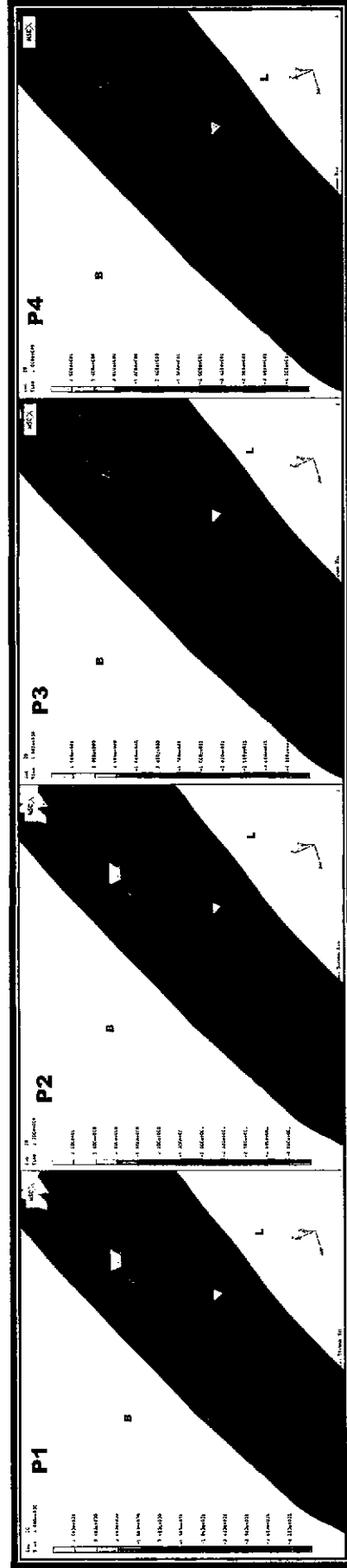
Şekil 4.1.5. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri



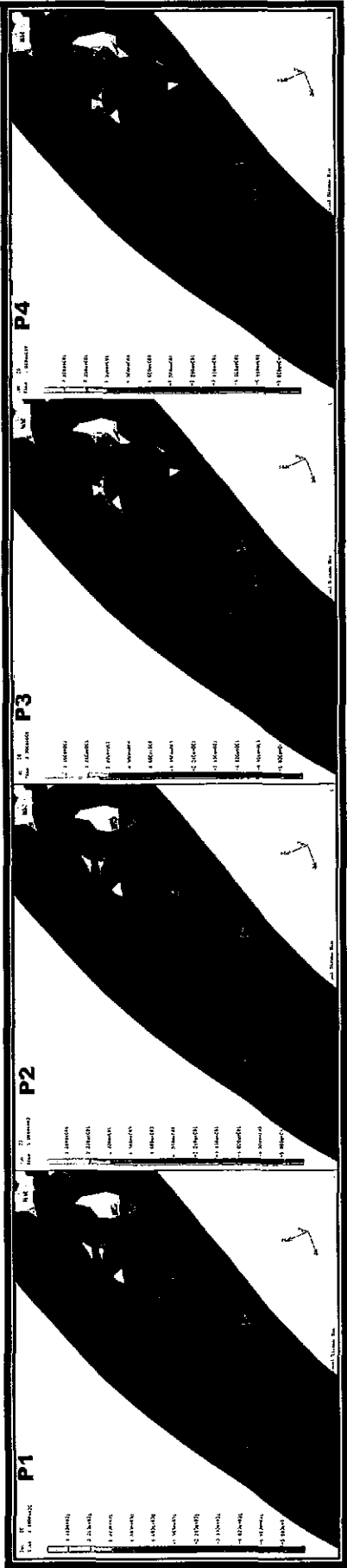
Şekil 4.1.6. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri



Şekil 4.1.7. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *minimum principal* streslerinin dağılımı



Şekil 4.1.8. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *minimum principal* streslerinin dağılımı



Şekil 4.1.9. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *minimum principal* streslerinin dağılımı

4.1.2 Kortikal kemiğin alt seviyesi (DK2 ve İK2):

Bütün yükleme koşullarında, diş çevresindeki alt kortikal seviye (DK2) ve implant çevresindeki alt kortikal seviyede (İK2) elde edilen en yüksek minimum *principal* stres değerleri, diş çevresindeki üst kortikal seviye (DK1) ve implant çevresindeki üst kortikal seviyede (İK1) kaydedilen değerlerden oldukça düşük bulundu. (Şekil 4.1.10 – 4.1.15).

Diş üzerinden yükleme yapıldığında; diş çevresindeki alt kortikal seviyede, dişin bukkal yarısında protez tasarımları arasında fazla fark görülmedi (Şekil 4.1.10). Bununla birlikte, dişin lingual yarısında P3 ve P4, P1 ve P2'ye göre daha fazla sıkışma stresi oluşturmaktadır. En yüksek sıkışma stres değeri DL referans noktasında, P3 için -11,16 MPa; P4 için -11,14 MPa olarak kaydedildi (Tablo 4.2). Diş üzerinden yükleme yapıldığında sıkışma stresi diş çevresindeki alt kortikal seviyede distolingual bölgede yoğunlaşmıştır; distobukkal bölgede ise gözlenmemektedir (Şekil 4.1.16). Bu yükleme koşulunda, implant çevresindeki kortikal kemiğin alt seviyesinde, M ve MB referans noktaları arası ile D ve ML referans noktaları arasında P3 ve P4 daha fazla sıkışma stresi oluşturmaktadır (Şekil 4.1.11). Bununla birlikte MB ve D referans noktaları arasında ise P1 ve P2'nin daha fazla stres oluşturduğu gözlenmektedir (Şekil 4.1.11). En yüksek stres değeri L referans noktasında, P3 için -8,5 MPa; P4 için -8,52 MPa olarak kaydedildi (Tablo 4.2). İmplant çevresindeki kortikal kemiğin alt seviyesinde, bu yükleme koşulundaki stres dağılımı belirgin olarak lingualde izlenmektedir (Şekil 4.1.16).

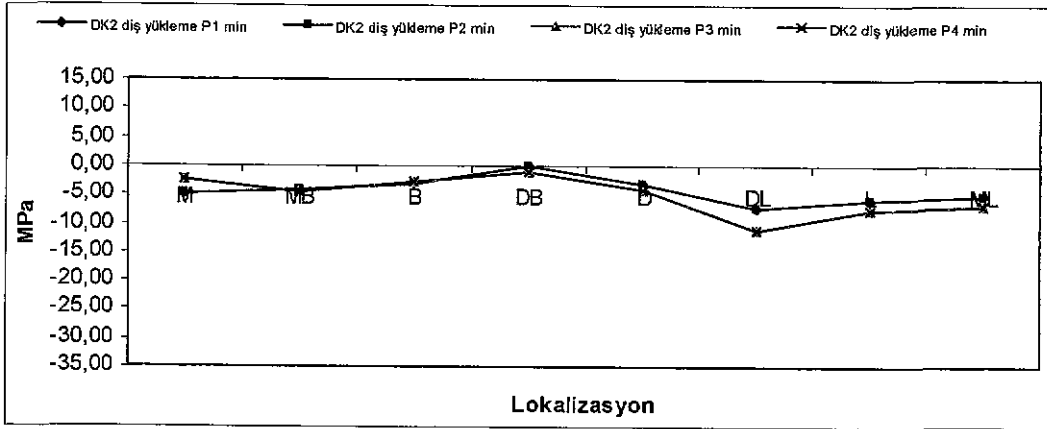
İmplant üzerinden yükleme koşulunda diş çevresindeki alt kortikal seviyede fazla sıkışma stresi oluşmazken ve dört protez tasarımı arasında fazla fark göze çarpmamaktadır (Şekil 4.1.12, 4.1.17). En yüksek sıkışma stres değeri; P3 ve P4'te implant üzerinden yükleme yapıldığında alt kortikal seviyede implant çevresinde oluşmuştur (Şekil 4.1.13). Bu değer L referans noktasında P3 için -15,64 MPa; P4 için -15,49 MPa olarak ölçüldü (Tablo 4.2). Sıkışma stresi implant çevresinde distalden meziale doğru dağılım göstermekte olup, lingual bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.1.17).

Tüm yapı yüklendiğinde; diş çevresindeki alt kortikal seviyede bukkal yarıda dört protez arasında fark gözlenmezken, lingual yarıda P3 ve P4, P1 ve P2'ye göre biraz daha fazla sıkışma stresi oluşturdu (Şekil 4.1.14). Bu değer, DL referans noktasında en büyük olup P3 için -18,98 MPa; P4 için -19,12 MPa olarak ölçüldü (Tablo 4.2). İmplantın lingual yarısında vida tutuculu protezler (P3 ve P4) simante protezlere göre belirgin olarak daha fazla sıkışma stresi oluşturdu (Şekil 4.1.15). İmplant çevresindeki kortikal kemiğin alt seviyesinde en yüksek sıkışma stresi P3 için -35,66MPa; P4 için -35,51MPa olarak kaydedildi (Tablo 4.2). Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda, sıkışma stresi, hem diş hem de implant çevresinde lingual bölgede yoğunlaşmış olup, lingualden meziale ve distale doğru azalmaktadır (Şekil 4.1.18)

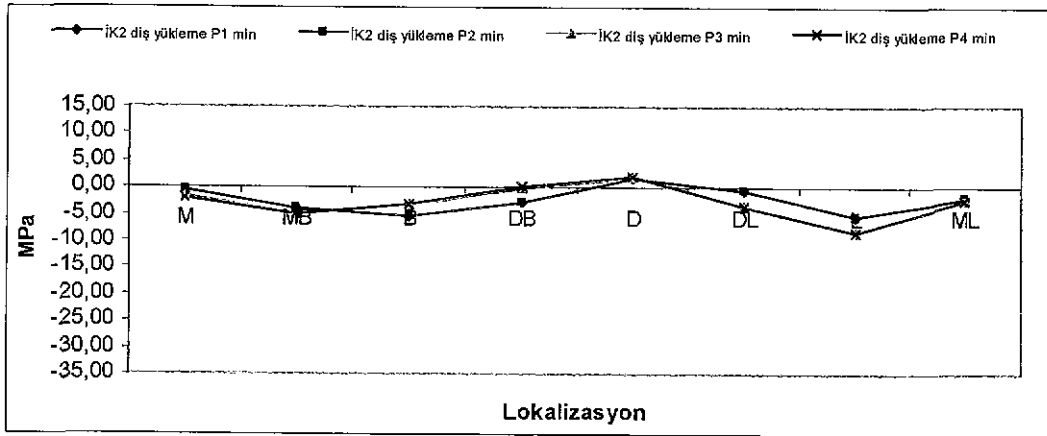
Bütün yükleme koşullarında, tüm bölgelerde, alt kortikal seviyenin değerleri üst kortikal seviyeye göre belirgin derecede düşük olmakla birlikte, alt kortikal seviyede implant çevresinde, vida tutuculu protezler simante protezlerden bir miktar daha fazla sıkışma stresi oluşturdu. Üst kortikal seviyede bütün yükleme koşullarında diş çevresinde bukkalde daha fazla olan sıkışma stresi, alt kortikal seviyede linguale doğru dağılım gösterdi. Benzer şekilde, diş üzerinden yükleme yapıldığında implant çevresinde üst kortikal seviyede stres sadece lingualde iken, alt kortikal seviyede bukkalde de sıkışma stresi izlendi.

Tablo 4.2. Dört farklı protez tasarımında kortikal kemğin alt seviyesinde (DK2 – IK2) elde edilen *Minimum Principal* Stres bulguları

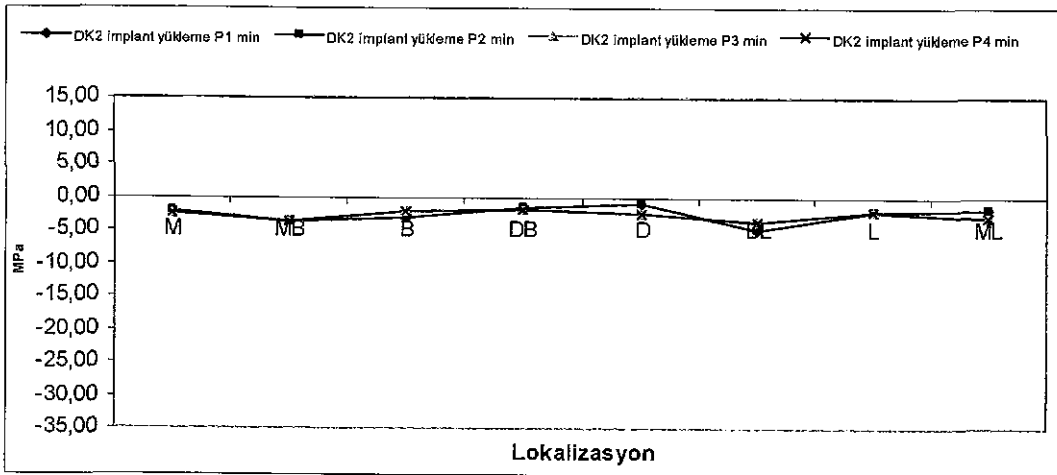
	M		MB		B		DB		D		DL		L		ML	
	DK2	IK2	DK2	IK2	DK2	IK2	DK2	IK2	DK2	IK2	DK2	IK2	DK2	IK2	DK2	IK2
1	Implant yükleme	-2,23	-0,56	-3,75	-1,12	-3,27	-1,40	-1,61	-0,53	-1,04	-2,38	-7,30	-2,22	-8,88	-1,89	-3,98
	Diş yükleme	-4,90	-0,63	-4,39	-3,87	-3,22	-5,54	-0,16	-3,01	-3,06	1,62	-7,52	-6,15	-5,52	-5,36	-2,24
	Tümünü yükleme	-10,6	-1,28	-12,2	-6,13	-9,35	-7,36	-1,28	3,35	-3,27	1,83	-14,3	-11,8	-19,1	-10,6	-7,93
2	Implant yükleme	-2,24	-0,54	-3,74	-0,97	-3,27	-1,53	-1,60	-0,57	-1,03	-2,42	-7,37	-2,24	-8,87	-1,91	-3,94
	Diş yükleme	-4,91	-0,68	-4,36	-3,92	-3,18	-5,62	-0,17	-3,09	-3,07	1,52	-7,40	-6,03	-5,63	-5,27	-2,31
	Tümünü yükleme	-10,6	-1,34	-12,1	-6,04	-9,25	-7,20	-1,18	3,36	-3,24	1,66	-14,2	-11,7	-19,3	-10,5	-8,03
3	Implant yükleme	-2,55	-2,84	-3,84	-3,77	-2,37	0,307	-1,99	0,09	-2,67	-5,69	-12,0	-2,14	-15,6	-3,14	-6,26
	Diş yükleme	-2,65	-1,95	-4,63	-5,14	-2,74	-3,17	-1,16	-0,14	-4,10	2,07	-3,63	-7,74	-8,50	-6,96	-2,63
	Tümünü yükleme	-7,41	-1,43	-12,4	-9,40	-7,32	-2,75	-2,68	7,66	-5,44	-3,90	-15,9	-14,3	-35,6	-15,2	-12,9
4	Implant yükleme	-2,54	-2,82	-3,84	-3,71	-2,38	0,311	-2,00	0,13	-2,64	-5,68	-12,0	-2,19	-15,4	-3,18	-6,18
	Diş yükleme	-2,65	-2,02	-4,63	-5,23	-2,73	-3,11	-1,18	-0,10	-4,13	2,065	-11,1	-7,72	-8,52	-6,93	-2,57
	Tümünü yükleme	-7,40	-1,40	-12,4	-9,43	-7,31	-2,62	-2,66	7,71	-5,52	-3,95	-22,0	-14,4	-35,5	-15,2	-12,7



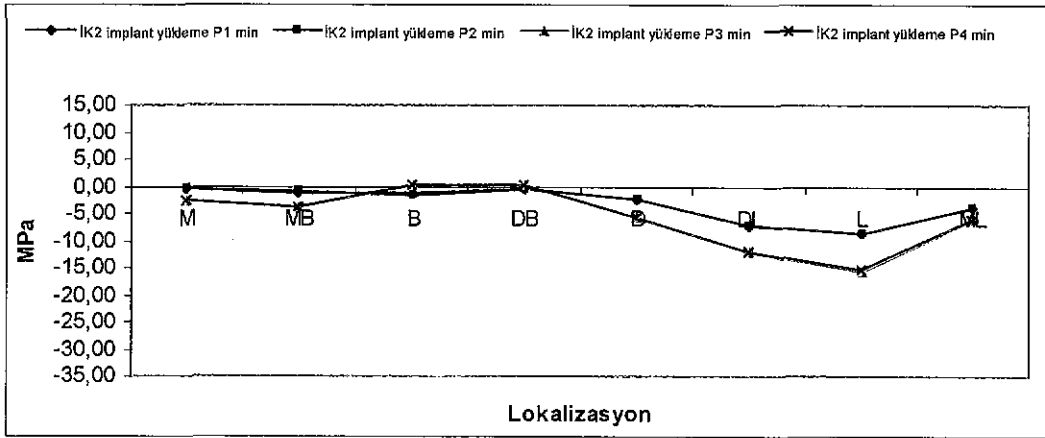
Şekil 4.1.10. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri



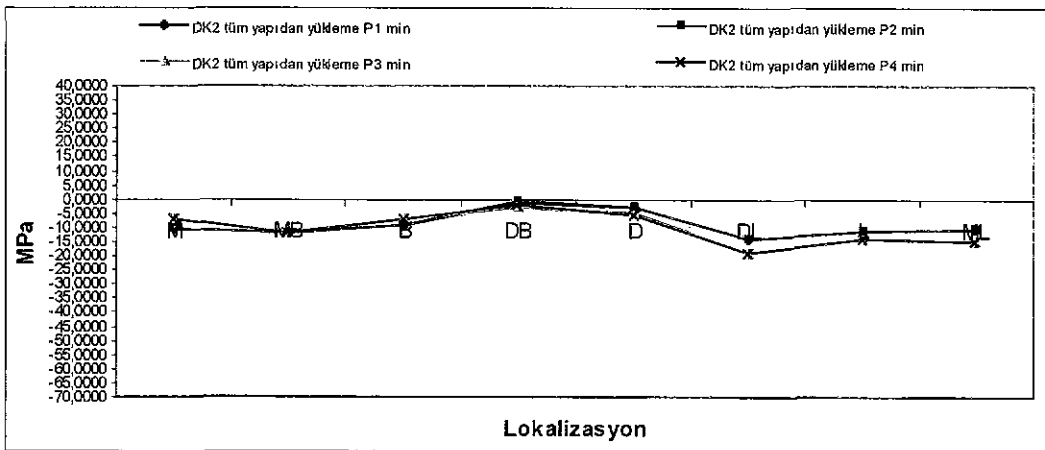
Şekil 4.1.11. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri



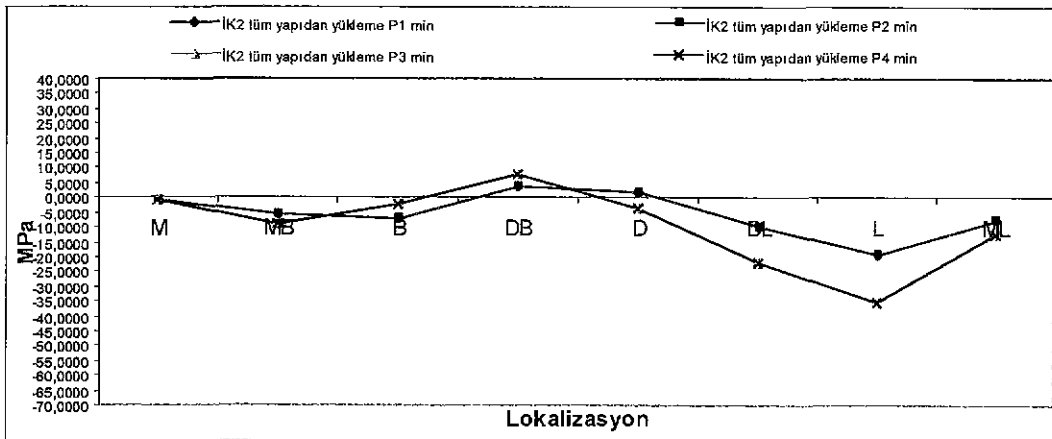
Şekil 4.1.12. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri



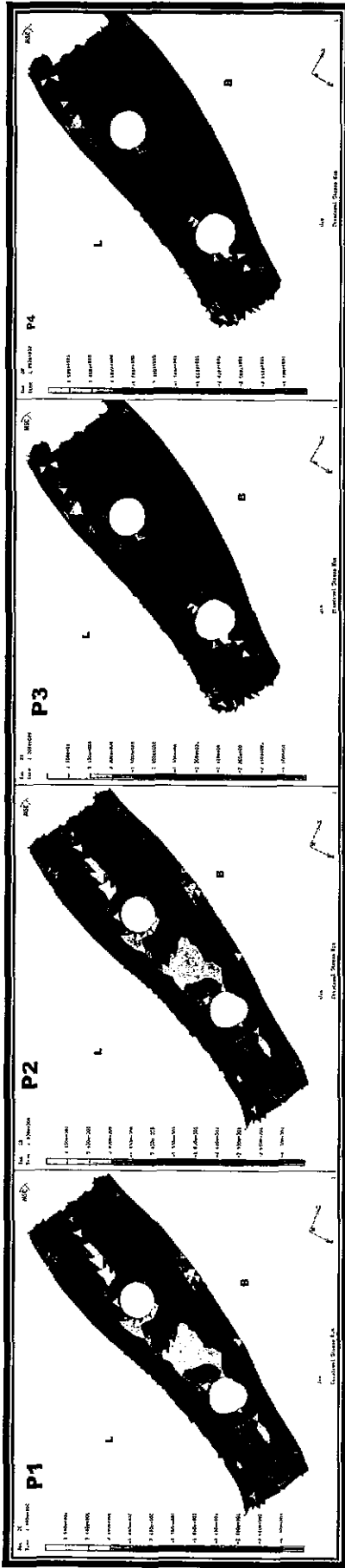
Şekil 4.1.13. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri



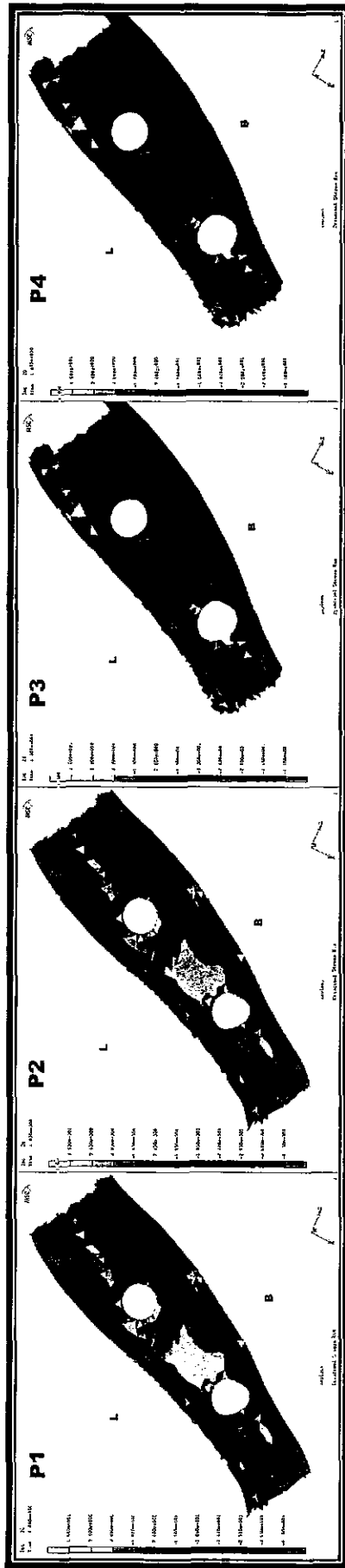
Şekil 4.1.14. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu;diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres miktarı



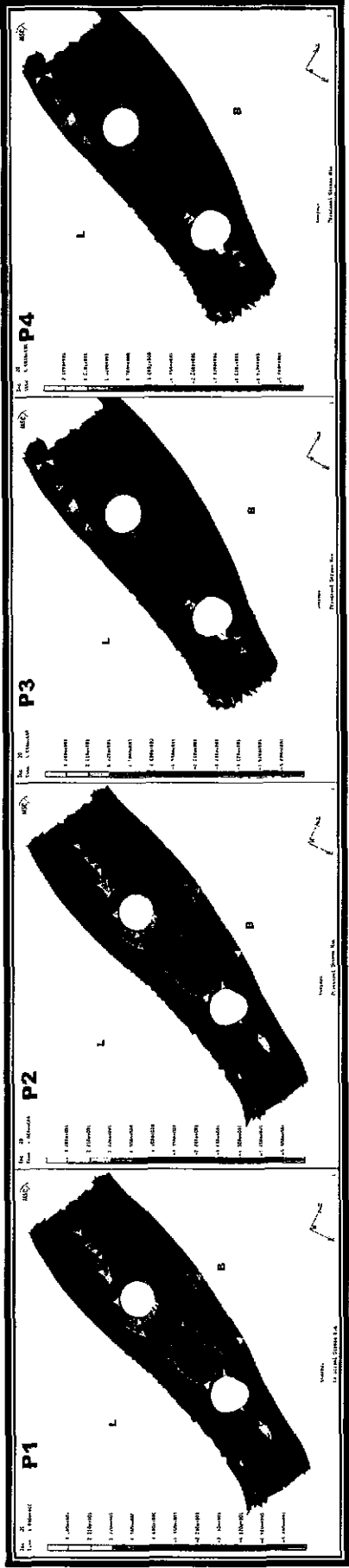
Şekil 4.1.15. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *minimum principal* stres değerleri



Şekil 4.1.16. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede *minimum principal* streslerinin dağılımı



Şekil 4.1.17. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede *minimum principal* streslerinin dağılımı



Şekil 4.1.18. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede minimum principal streslerin dağılımı

4.2 Maksimum *Principal* stres:

Diş ve implanta çinkooksit öjenol siman (P1) ve çinkofosfat siman (P2) ile yapıştırılan sabit protetik restorasyonlar benzer gerilme stresi değerleri göstermektedir. Bu benzerlik, diş çinkooksit öjenol simanla yapıştırılıp, implanta vida ile tutunan (P3) protez ile diş çinkofosfat simanla yapıştırılıp, implanta vida ile tutunan (P4) protezlerde de izlenmektedir. Yüklemler oblik yönde yapıldığından kortikal kemikte hem sıkışma hem gerilme stresleri gözlemlendi. *Maksimum principal* stres değerlerinin incelenmesinde kortikal kemiğin üst ve alt seviyesi farklılık göstermektedir. Bu nedenle, üst seviye (DK1 ve İK1) ile alt seviye (DK2 ve İK2) bu bölümde de ayrı ayrı değerlendirildi.

4.2.1 Kortikal kemiğin üst seviyesi (DK1 ve İK1):

Diş üzerinden yükleme yapıldığında, diş çevresindeki üst kortikal seviyede, gerilme stresi oldukça azdır ve bu stres, dişin lingual bölgesinde P3 ve P4'te izlenmektedir (Şekil 4.2.1, 4.2.7). En fazla gerilme stresi, diş üzerinden yükleme yapıldığında implant çevresindeki üst kortikal seviyede P1 ve P2'de saptandı (Şekil 4.2.2). Bu değer DB referans noktasında alınmış olup P1 için 44,89 MPa, P2 için 45,64 MPa'dır (Tablo 4.3). P3 ve P4, diş üzerinden yükleme yapıldığında implant çevresindeki üst kortikal seviyede P1 ve P2 kadar fazla gerilme stresi oluşturmamaktadır (Şekil 4.2.2). Bu streslerin dağılımı, dört protez tasarımında da mezial ve distolingual bölgeler arasında implantın bukkal yarısında olup, en fazla distobukkal bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.2.7).

Implant üzerinden yapılan yükleme koşulunda diş çevresinde, gerilme stresi oluşmamaktadır (Şekil 4.2.3, 4.2.8). Implant üzerinden yükleme yapıldığında; en fazla gerilme stresi implant çevresindeki üst kortikal seviyede P1 ve P2'de gözlemlendi (Şekil 4.2.4). Bu stres değeri en fazla DB referans noktasında ölçüldü ve P1 için 26,505 MPa, P2 için 26,177 MPa olarak kaydedildi (Tablo 4.3). İmplantın lingual yarısında, protez tasarımları arasında fark saptanmadı (Şekil 4.2.4). Gerilme stresleri implant çevresinde

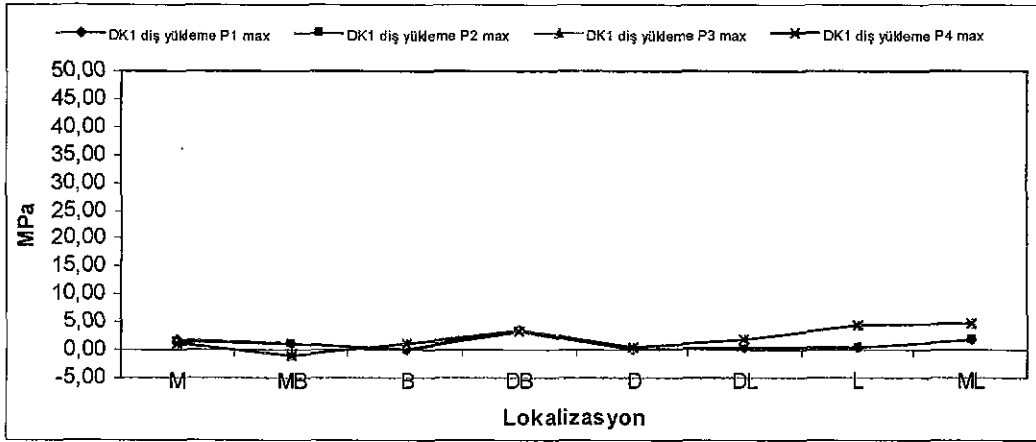
meziobukkalden distale doğru dağılım göstermekte ve distobukkal bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.2.8).

Tüm yapı yüklendiğinde; diş çevresindeki üst kortikal seviyede tüm protez tasarımları çok düşük değerlerde gerilme stresleri oluştururken (Şekil 4.2.5). dişin lingual bölgesinde P3 ve P4, biraz daha fazla stres göstermektedir (Şekil 4.2.9). Bu yükleme tipinde, en fazla gerilme stresi implant çevresindeki üst kortikal seviyede, P1 ve P2'de izlendi (Şekil 4.2.6). En yüksek değer, DB referans noktasında P1 için 79,07 MPa, P2 için 79,57 MPa olarak ölçüldü (Tablo 4.3). Gerilme stresi, mezialden distolinguale kadar implantın bukkal yarısında dağılım göstermekte ve distobukkal bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.2.9). P3 ve P4, tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda, implant çevresinde daha düşük gerilme stresi oluşturmakla birlikte implantın bukkal yarısında ve distalinde yoğunluk oluşturmaktadır (Şekil 4.2.9). Distolingual bölgede, P3 ve P4'te biraz daha fazla gerilme stresi saptandı (Şekil 4.2.6, 4.2.9).

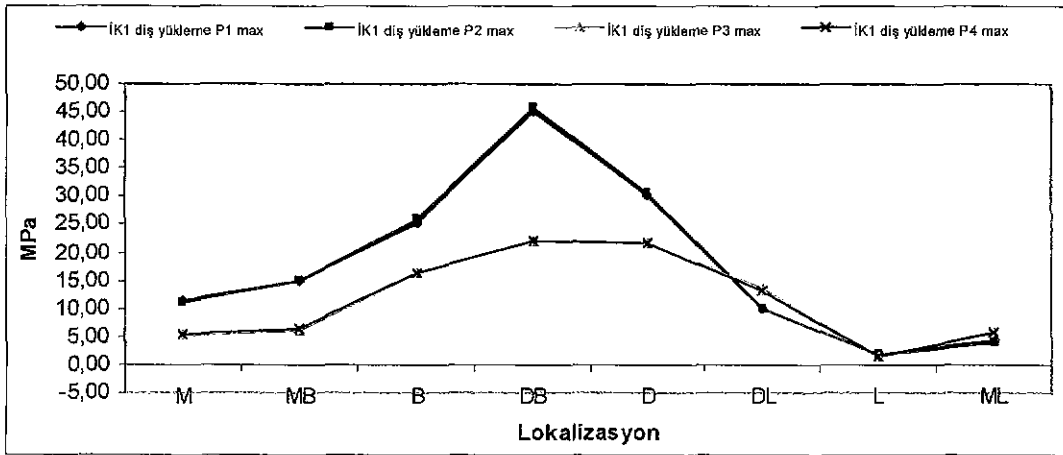
Bütün yükleme koşullarında, 4 protez tasarımı da diş çevresinde belirgin gerilme stresi oluşturmadi. Bununla birlikte implant çevresinde oluşan gerilme streslerinin mutlak değeri, sıkışma streslerinin mutlak değerinden büyüktür. Üst kortikal seviyede simante tip sabit protetik restorasyonlar, vida tutuculu sabit protetik restorasyonlardan daha fazla gerilme stresi oluşturmaktadır. En fazla gerilme stresinin diş üzerinden yükleme yapıldığında implantın distobukkalinde yoğunlaştığı gözlenmektedir.

Tablo 4.3. Dört farklı protez tasarımında kortikal kemğin üst seviyesinde (DK1 – İK1) elde edilen Maksimum Principal Stres bulguları

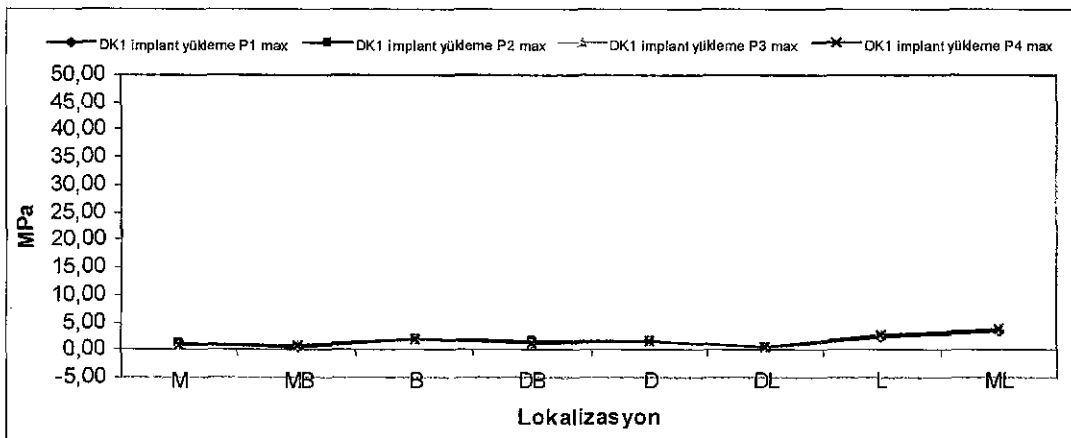
		M		MB		B		DB		D		DL		L		ML	
		DK1	İK1	DK1	İK1	DK1	İK1	DK1	İK1	DK1	İK1	DK1	İK1	DK1	İK1	DK1	İK1
1	İmplant yükleme	1,23	2,74	0,51	15,4	2,04	23,8	1,51	26,5	1,56	14,55	0,46	-2,08	2,24	-1,36	3,46	-1,05
	Diş yükleme	1,65	11,1	1,05	14,7	0,18	25,2	3,63	44,8	0,05	30,08	0,48	9,80	0,48	1,82	1,86	4,29
	Tümünü yükleme	3,49	16,2	1,64	38,0	2,92	60,5	7,55	79,0	0,23	55,08	0,62	8,08	4,21	-1,92	7,50	0,97
2	İmplant yükleme	1,25	2,67	0,52	15,3	2,08	23,3	1,56	26,1	1,50	14,55	0,43	-2,06	2,21	-1,36	3,44	-1,02
	Diş yükleme	1,61	10,8	1,01	14,9	-0,02	25,7	3,37	45,6	0,05	30,57	0,48	9,95	0,48	1,62	1,85	3,95
	Tümünü yükleme	3,45	15,8	1,57	38,0	2,66	60,3	7,27	79,5	0,25	55,69	0,63	8,31	4,35	-2,00	7,59	0,73
3	İmplant yükleme	0,78	6,25	0,90	13,1	1,88	10,7	1,01	10,6	1,48	13,05	0,56	-0,17	2,59	-0,96	3,88	-1,96
	Diş yükleme	1,15	5,21	-1,02	6,16	1,02	16,2	3,49	21,9	0,32	21,52	1,84	13,31	4,19	1,42	4,86	5,51
	Tümünü yükleme	2,45	13,1	-1,71	27,3	4,11	37,6	6,36	36,8	0,80	47,83	2,30	18,96	10,3	-1,39	13,1	4,67
4	İmplant yükleme	0,79	6,18	0,95	12,9	1,97	10,4	1,07	10,4	1,44	12,95	0,52	-0,20	2,61	-0,93	3,89	-1,89
	Diş yükleme	1,15	5,45	-1,00	6,45	0,96	16,3	3,33	21,8	0,36	21,49	1,85	13,23	4,20	1,43	4,88	5,55
	Tümünü yükleme	2,47	13,4	-1,68	27,7	4,13	37,4	6,24	36,6	0,84	47,6	2,34	18,7	10,4	-1,32	13,1	4,97



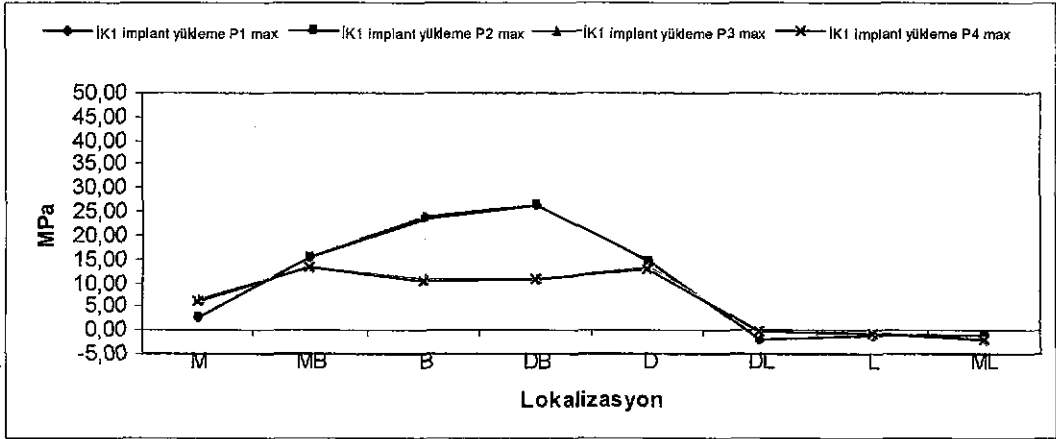
Şekil 4.2.1. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri



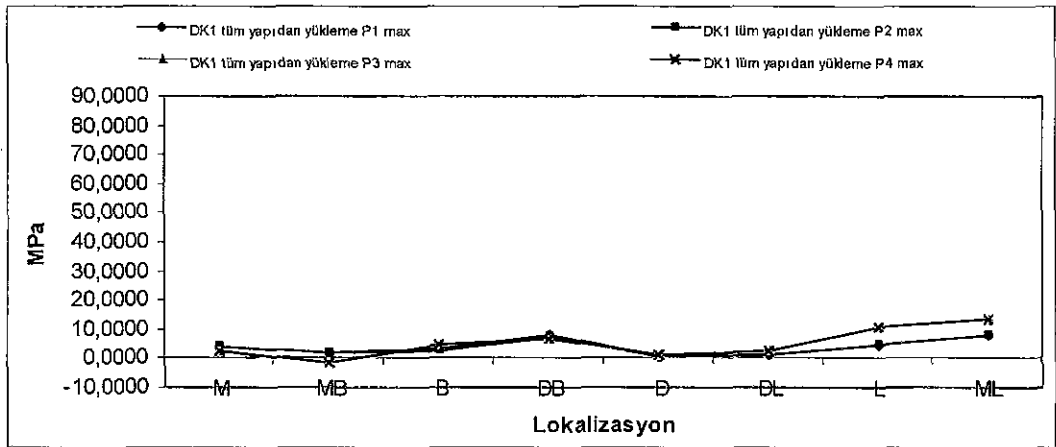
Şekil 4.2.2. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri



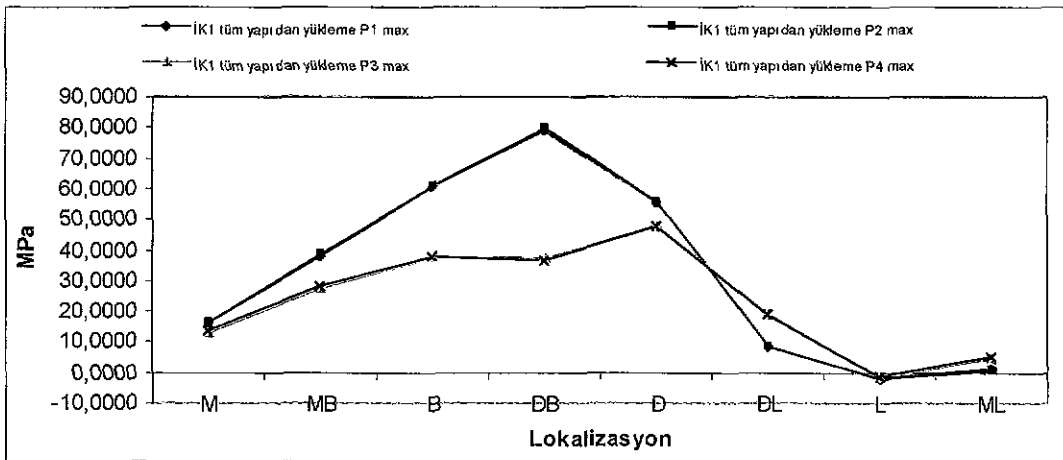
Şekil 4.2.3. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri



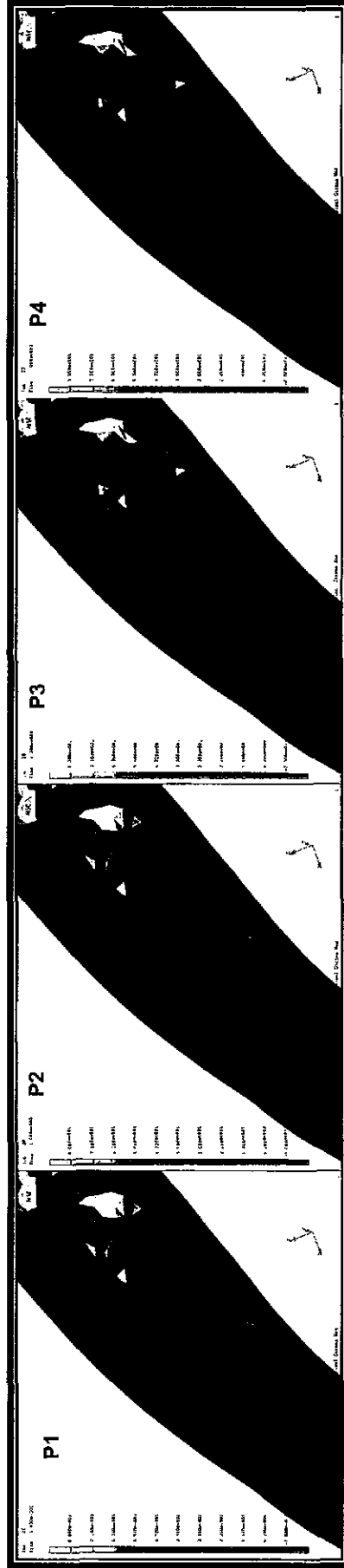
Şekil 4.2.4. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri



Şekil 4.2.5. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede *maksimum principal* stres



Şekil 4.2.6. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri



Şekil 4.2.9. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *maksimum principal streslerinin dağılımı*

4.2.2 Kortikal kemiğin alt seviyesi (DK2 ve İK2):

Tüm yükleme koşullarında diş çevresindeki alt kortikal seviye ve implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen en yüksek maksimum *principal* stres değerleri, diş çevresindeki üst kortikal seviye ve implant çevresindeki üst kortikal seviyede kaydedilen değerlerden oldukça düşük bulundu (Şekil 4.2.10 – 4.2.15).

Diş üzerinden yüklemeye; diş çevresindeki alt kortikal seviyede dört protez tasarımında da belirgin gerilme stresi olmadı. Protez tasarımları arasında gerilme stresleri açısından da belirgin bir fark görülmedi (Şekil 4.2.10). Sadece P3 ve P4'te, dişin meziolingual bölgesinde bir miktar daha fazla stres yoğunlaşması izlenmektedir (Şekil 4.2.16). Bu yükleme koşulu, implant çevresinde, distal bölgede gerilme streslerinin yoğunlaşmasına neden olurken; B ve DL referans noktaları arasında, P3 ve P4'te daha fazla stres olduğu kaydedildi (Şekil 4.2.11, 4.2.16).

Implant üzerinden yapılan yükleme koşulunda diş çevresindeki kortikal alt seviyede, hiçbir protez tasarımı gerilme stresi oluşturmadi (Şekil 4.2.12, 4.2.17). En yüksek gerilme stres değeri, implant üzerinden yükleme yapıldığında implant çevresindeki alt kortikal seviyede görülürken (Şekil 4.2.13); bu değer, D referans noktasında P3 için 14,299 MPa ve P4 için 14,283 MPa olarak belirlendi (Tablo 4.4). Bu yükleme koşulunda, implant çevresinde gerilme stresleri distal ve distolingual bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.2.17).

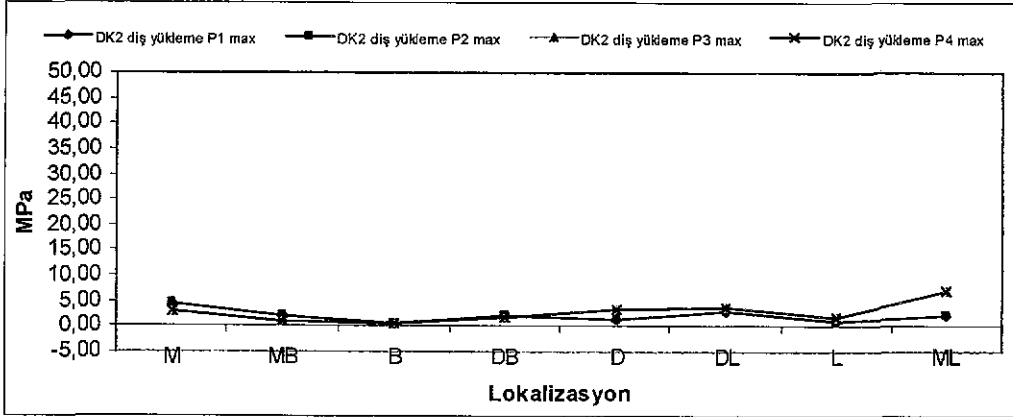
Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme sonucunda; diş çevresindeki alt kortikal seviyede, tüm protezlerin oluşturduğu gerilme stres değerleri implant çevresinde oluşandan daha düşüktür (Şekil 4.2.14). Genel olarak benzer değerler göstermekle birlikte, meziolingual bölgede P3 ve P4 biraz daha fazla gerilme stresi oluşturmaktadır (Şekil 4.2.14, 4.2.18). Bu yükleme koşulunda en yüksek gerilme stres değeri implant çevresindeki alt kortikal seviyede P3 ve P4'te saptanmıştır (Şekil 4.2.15). Stresin en yüksek değeri, D referans noktasında P3'te 39,92 MPa, P4'te 39,99 MPa olarak ölçüldü (Tablo 4.4). Gerilme stresleri meziobukkal bölgeden lingual bölgeye doğru dağılım

göstermekte ve en fazla distal bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.2.18). P1 ve P2, daha düşük stres değerlerine sahip olmakta; benzer şekilde meziobukkal ve meziolingual bölgeler arasında dağılım göstermekte; en fazla ise distolingual bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.2.15, 4.2.18).

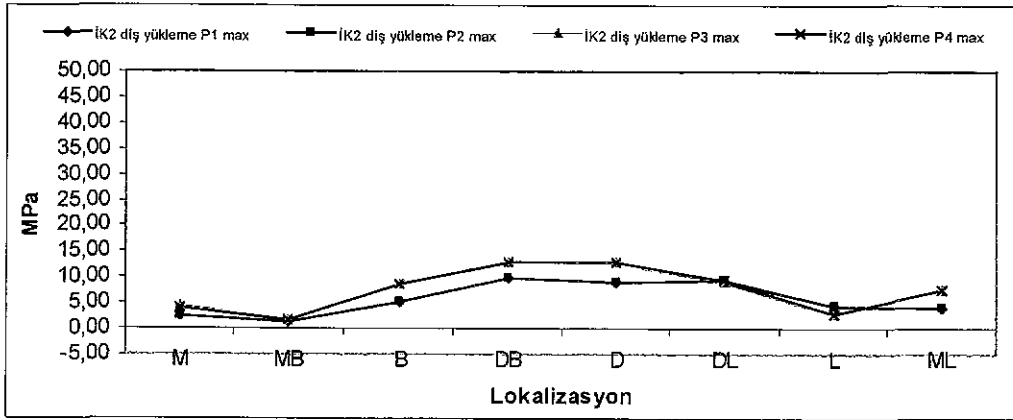
Sıkışma stresi değerlerine benzer olarak, gerilme stresi değerleri de alt kortikal seviyeye doğru azalmakla birlikte, tüm yapı üzerinden ve implant üzerinden yapılan yükleme koşullarında vida tutuculu ve simante protezler arasında fark göze çarpmazken, diş üzerinden yapılan yükleme koşulunda vida tutuculu protezlerin bu seviyede biraz daha fazla gerilme stresi oluşturduğu izlenmektedir. Bu seviyede de diş çevresinde oluşan gerilme stresi yok denecek kadar azdır.

Tablo 4.4. Dört farklı protez tasarımında kortikal kemiğin alt seviyesinde (DK2 – IK2) elde edilen Maksimum Principal Stres bulguları

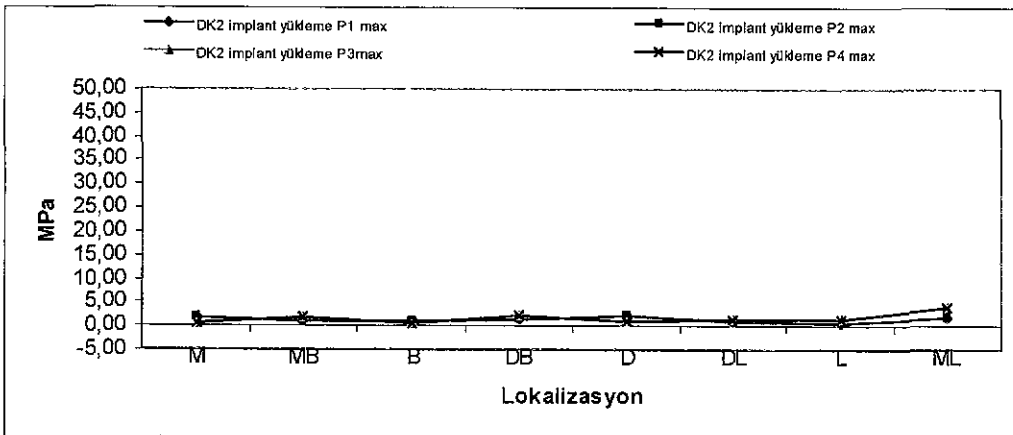
		M		MB		B		DB		D		DL		L		ML	
		DK2	İK2	DK2	İK2	DK2	İK2	DK2	İK2	DK2	İK2	DK2	İK2	DK2	İK2	DK2	İK2
P1	İmplant yükleme	1,76	3,74	0,99	2,86	0,89	3,43	1,14	6,75	2,06	12,60	0,78	13,00	0,55	7,56	1,80	2,21
	Diş yükleme	4,41	2,40	2,03	1,16	0,68	5,00	2,18	9,75	1,39	8,91	2,78	9,31	0,88	4,32	2,16	3,79
	Tümünü yükleme	8,95	8,93	3,73	5,47	1,45	10,5	4,60	17,63	3,98	28,80	3,73	32,45	1,58	14,5	5,94	8,06
P2	İmplant yükleme	1,78	3,65	1,00	2,90	0,89	3,41	1,14	6,87	2,05	12,69	0,78	12,69	0,54	7,59	1,79	2,19
	Diş yükleme	4,39	2,47	2,05	1,20	0,72	5,02	2,18	9,54	1,35	8,84	2,73	9,35	0,86	4,36	2,16	3,73
	Tümünü yükleme	8,93	9,02	3,73	5,59	1,46	10,44	4,58	17,27	4,03	28,70	3,69	32,58	1,60	14,6	5,97	8,02
P3	İmplant yükleme	0,54	4,40	1,59	5,11	0,64	6,56	2,23	9,31	1,00	14,29	1,46	11,54	1,30	4,55	3,83	5,29
	Diş yükleme	2,96	4,11	1,07	1,50	0,45	8,56	1,87	12,98	3,11	12,93	3,76	9,07	1,90	2,57	6,88	7,45
	Tümünü yükleme	4,77	5,81	2,98	9,31	0,99	20,75	6,18	25,14	4,30	39,92	5,46	30,93	4,61	9,66	16,1	18,5
P4	İmplant yükleme	0,53	4,38	1,60	5,04	0,64	6,45	2,24	9,31	1,01	14,28	1,47	11,46	1,31	4,52	3,85	5,27
	Diş yükleme	2,99	4,09	1,07	1,67	0,46	8,54	1,87	12,92	3,15	12,99	3,76	9,17	1,89	2,56	6,89	7,42
	Tümünü yükleme	4,77	5,75	2,94	9,52	0,99	20,67	6,18	25,12	4,36	39,99	5,51	30,98	4,64	9,65	16,1	18,50



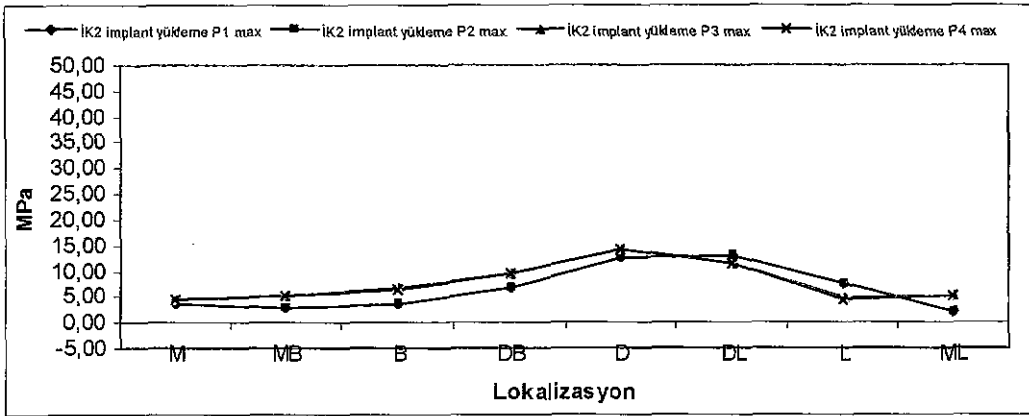
Şekil 4.2.10. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri



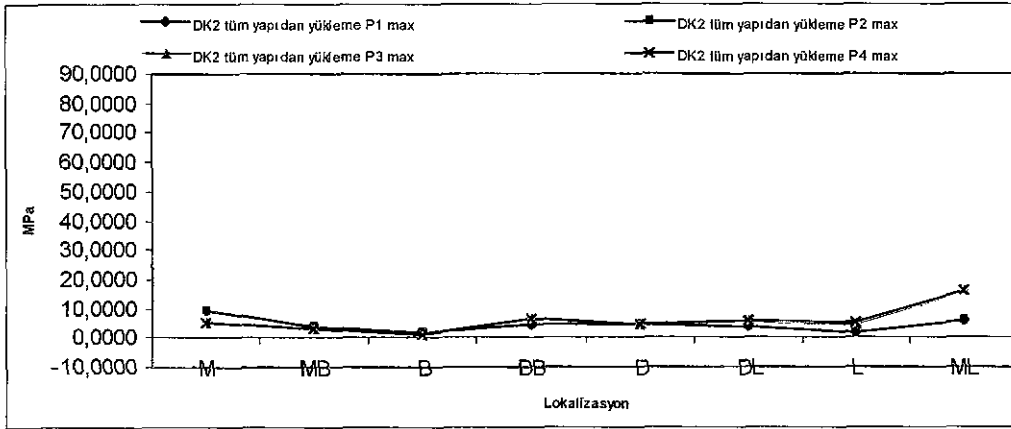
Şekil 4.2.11. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri



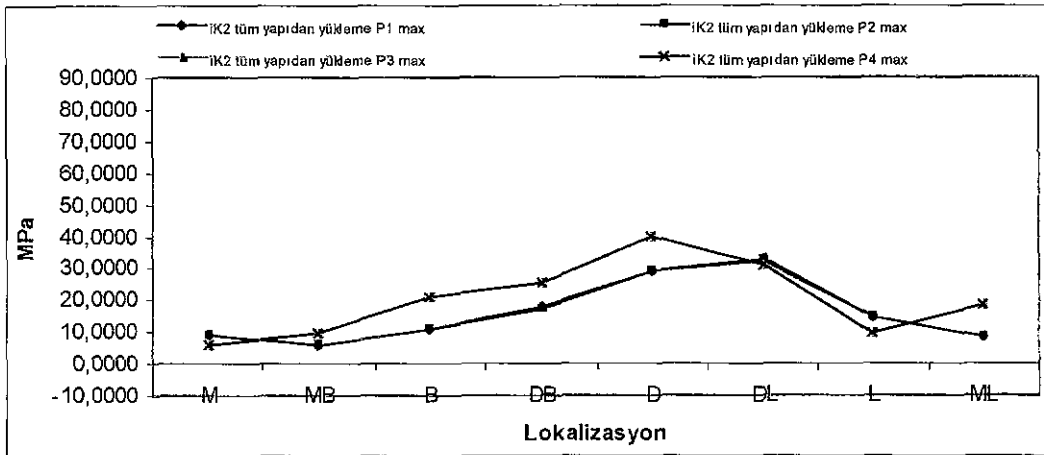
Şekil 4.2.12. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri



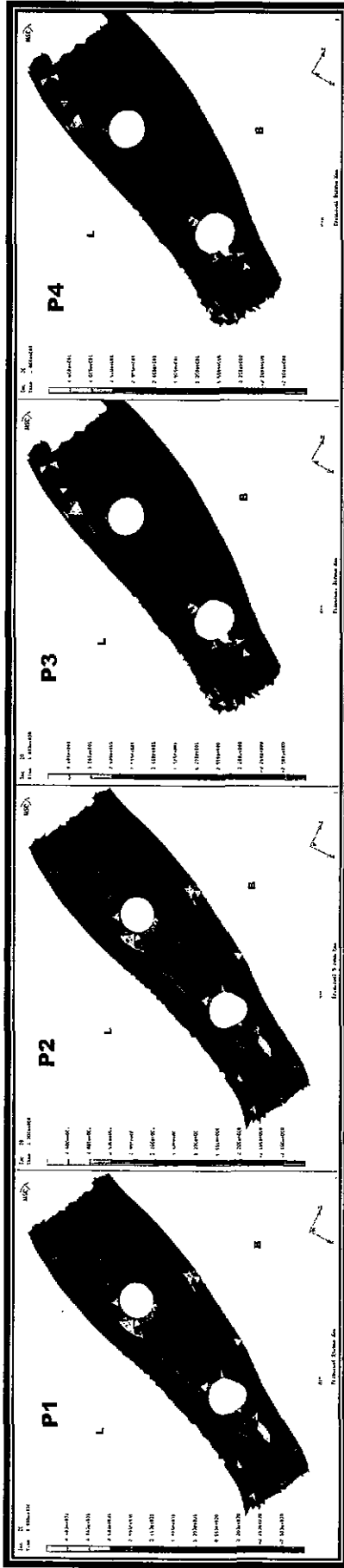
Şekil 4.2.13. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stress değerleri



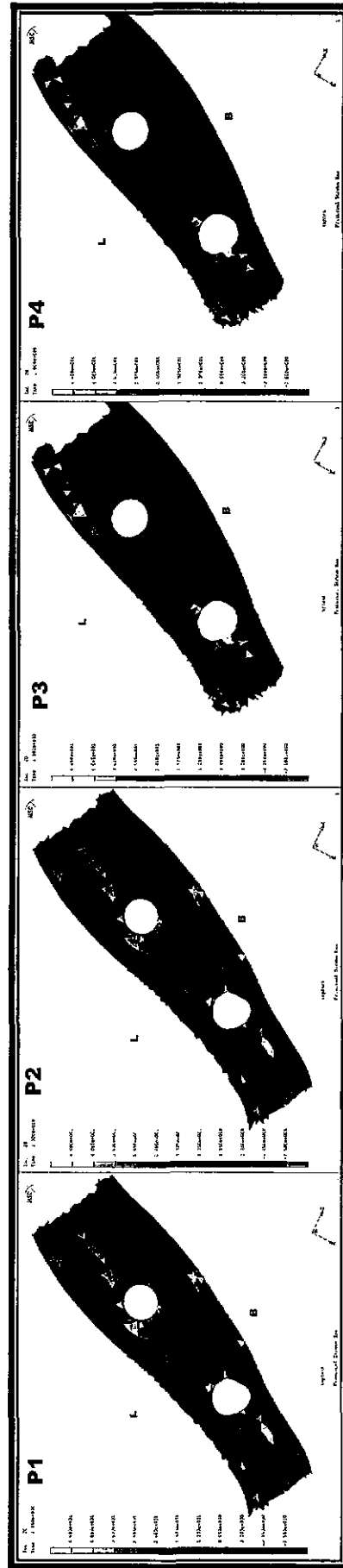
Şekil 4.2.14. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri



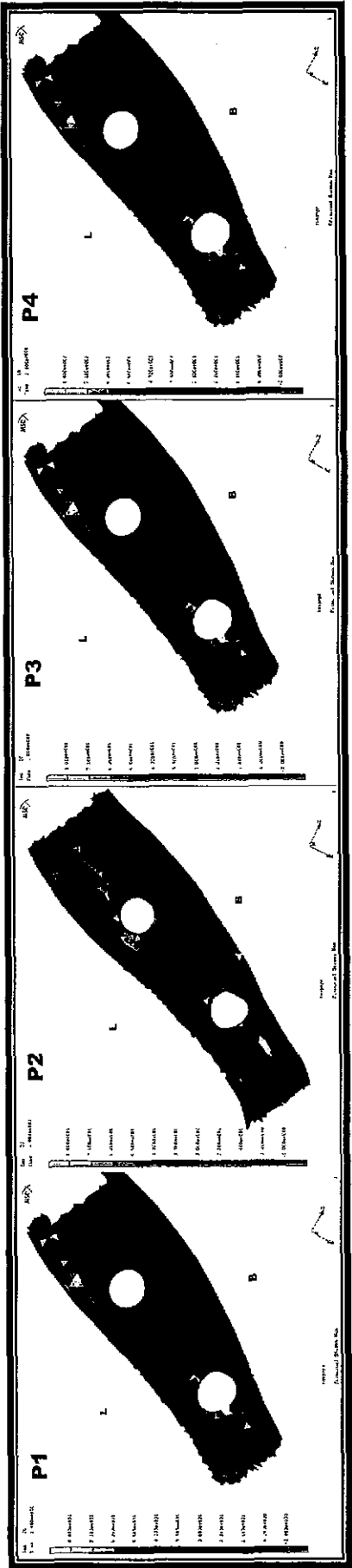
Şekil 4.2.15. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *maksimum principal* stres değerleri



Şekil 4.2.16. Dış üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede maksimum principal streslerinin dağılımı



Şekil 4.2.17. Implant üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede maksimum principal streslerinin dağılımı



Şekil 4.2.18. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede maksimum principal streslerinin dağılımı

4.3 Strain:

Strain ölçümlerinden elde edilen bulgulara, kortikal kemiğin üst seviyesi (DK1 ve İK1) ile alt seviyesi (DK2 ve İK2) arasında farklar gözlemlendi. Bu nedenle bu değerler ayrı ayrı incelendi. Bütün yükleme koşullarında, kortikal kemiğin her seviyesinde hem dişe hem implanta siman ile tutunan protezler (P1 ve P2) kendi aralarında, dişe siman ile implanta vida ile tutunan protezler (P3 ve P4) de kendi aralarında benzer *strain* değerleri gösterdi.

4.3.1 Kortikal kemiğin üst seviyesi (DK1 ve İK1):

Diş üzerinden yükleme yapıldığında diş çevresindeki kortikal kemiğin üst seviyesinde (DK1), en yüksek *strain* değeri B referans noktasında alınmış olup, dört protez tasarımında da benzer değerler göstermektedir (Şekil 4.3.1) (Tablo 4.5). Diğer bölgelerde *strain* değerleri yüksek olmamakla birlikte, dişin distalinde P1 ve P2; lingual bölgesinde de P3 ve P4 biraz daha fazla *strain* yoğunlaşmasına neden olmuştur (Şekil 4.3.7). Diş üzerinden yükleme yapıldığında en yüksek *strain* değeri; implant çevresindeki kortikal kemikte (İK1), P1 ve P2 'de gözlemlendi (Şekil 4.3.2). Bu değer, DB referans noktasında en yüksek olup, P1 için 0,002155; P2 için ise 0,002184 *strain* değerine sahiptir (Tablo 4.5). P3 ve P4, diş üzerinden yükleme yapıldığında implant çevresindeki üst kortikal kemik seviyesinde, distolingual bölge dışında, P1 ve P2'den daha az *strain* oluşumu gösterdi. *Strain*, implant çevresinde diş üzerinden yapılan yükleme koşulunda, meziobukkal ve distolingual bölgeler arasında dağılım göstermektedir ve distobukkal bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.3.7).

Implant üzerinden yükleme koşulunda, diş çevresindeki kortikal üst seviyede, genel olarak dört protezin oluşturduğu *strain* değerleri birbirine çok yakındır (Şekil 4.3.3). En yüksek *strain* değeri P3 için 0,000663; P4 için 0,000675 olarak B referans noktasında ölçüldü (Tablo 4.5). *Strain*, diş çevresinde tüm protez tasarımlarında, meziobukkal ve bukkal bölgelerde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.3.8). Implant üzerinden yükleme yapıldığında; implant çevresinde P1 ve P2 implantın meziobukkal ve distolingual bölgeleri arasında; P3 ve P4 de distolingual ve meziobukkal bölgeler arasında daha

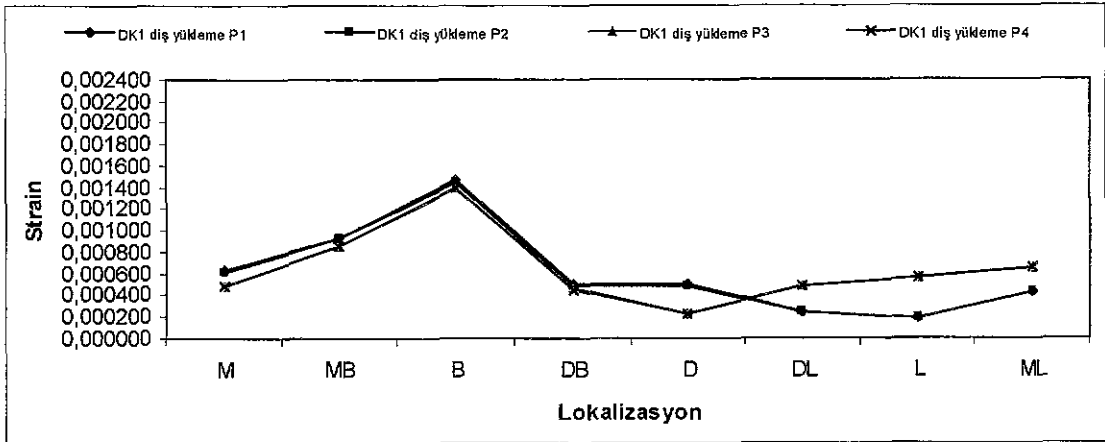
fazla *strain* oluşturmaktadırlar (Şekil 4.3.4). *Strain*' in en yüksek değeri, DL referans noktasında ölçüldü. Bu noktada, tüm protezlerde yakın değerler kaydedilmiş olup, P1 için 0,001922; P2 için 0,001947; P3 için P3 için 0,001869; P4 için ise 0,00186 bulundu (Tablo 4.5). *Strain*' in implant çevresindeki dağılımı, mezialden distale doğru artış göstermekte, bununla birlikte distalden linguale doğru azalmaktadır (Şekil 4.3.4). *Strain*' in yoğunlaşması P1 ve P2'de distal ve distolingualde; P3 ve P4'te ise distolingualdedir (Şekil 4.3.8).

Tüm yapı üzerinden yükleme yapıldığında; diş çevresinde, en yüksek *strain* bukkal bölgede oluştu ve dört protez de benzer değerler göstermektedir. (Şekil 4.3.5; Tablo 4.5). Bununla birlikte, dişin distal bölgesinde P1 ve P2; lingual bölgesinde de P3 ve P4 biraz daha fazla *strain* izlenmektedir (Şekil 4.3.5, 4.3.9). Tüm yapı yükleme koşulunda en yüksek *strain* değeri, P3 ve P4'te implantı çevreleyen kortikal kemiğin üst seviyesinde gözlemlendi (Şekil 4.3.6). *Strain*, P3 ve P4'te distobukkal ve meziolingual bölgeler arasında yoğunluk göstermekte olup, en fazla distal ve distolingual bölgelerde izlendi (Şekil 4.3.9). P1 ve P2, implantın M ve D referans noktaları arasında P3 ve P4'ten daha fazla *strain* oluşturdu (Şekil 4.3.6).

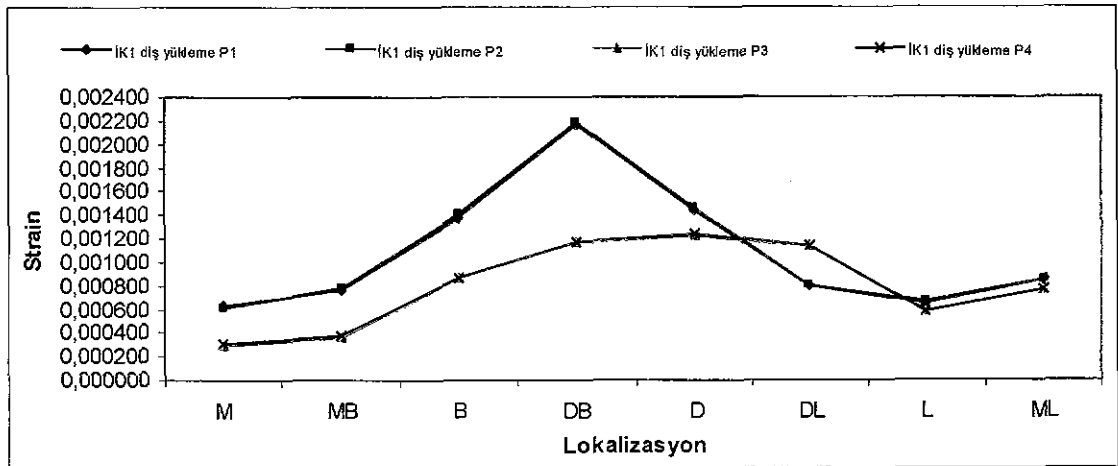
Bütün yükleme koşullarında, simante protezler (P1 ve P2) implant çevresinde daha fazla *strain* oluşumuna neden olurken; en fazla *strain*, diş çevresinde bukkalde, implant çevresinde ise distalde gözlemlendi.

Tablo 4.5. Dört farklı protez tasarımında kortikal kemiğin üst seviyesinde (DK1 – IK1) elde edilen

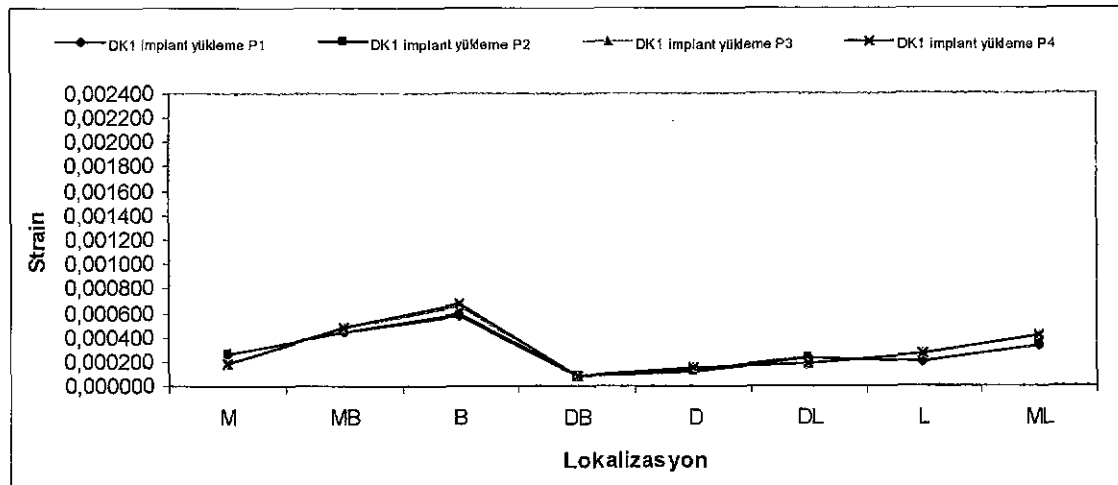
	M		MB		B		DB		D		DL		L		ML	
	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1
1	0,0003	0,0005	0,0004	0,0008	0,0006	0,0012	0,0001	0,0017	0,0001	0,0018	0,0002	0,0019	0,0001	0,0012	0,0003	0,0008
	0,0006	0,0006	0,0009	0,0008	0,0014	0,0013	0,0005	0,0021	0,0005	0,0014	0,0002	0,0007	0,0001	0,0006	0,0004	0,0008
	0,0012	0,0014	0,0020	0,0019	0,0029	0,0029	0,0008	0,0035	0,0006	0,0034	0,0005	0,0037	0,0005	0,0025	0,0010	0,0024
2	0,0003	0,0004	0,0004	0,0008	0,0006	0,0012	0,0001	0,0017	0,0001	0,0018	0,0002	0,0019	0,0001	0,0012	0,0003	0,0008
	0,0006	0,0006	0,0009	0,0008	0,0014	0,0013	0,0005	0,0021	0,0004	0,0014	0,0002	0,0008	0,0001	0,0006	0,0004	0,0008
	0,0012	0,0014	0,0020	0,0019	0,0029	0,0029	0,0007	0,0036	0,0006	0,0035	0,0005	0,0037	0,0005	0,0025	0,0010	0,0024
3	0,0002	0,0007	0,0005	0,0007	0,0006	0,0005	0,0001	0,0008	0,0001	0,0014	0,0001	0,0018	0,0002	0,0013	0,0004	0,0010
	0,0005	0,0003	0,0008	0,0003	0,0014	0,0008	0,0004	0,0011	0,0002	0,0012	0,0004	0,0011	0,0005	0,0005	0,0006	0,0007
	0,0010	0,0009	0,0019	0,0015	0,0030	0,0019	0,0007	0,0018	0,0002	0,0035	0,0006	0,0040	0,0011	0,0027	0,0016	0,0026
4	0,0002	0,0007	0,0005	0,0007	0,0006	0,0005	0,0001	0,0008	0,0001	0,0014	0,0001	0,0018	0,0002	0,0013	0,0004	0,0010
	0,0005	0,0003	0,0008	0,0004	0,0014	0,0008	0,0004	0,0011	0,0002	0,0012	0,0004	0,0011	0,0005	0,0006	0,0006	0,0007
	0,0010	0,0009	0,0019	0,0015	0,0030	0,0019	0,0007	0,0018	0,0002	0,0035	0,0006	0,0040	0,0012	0,002	0,0016	0,0026



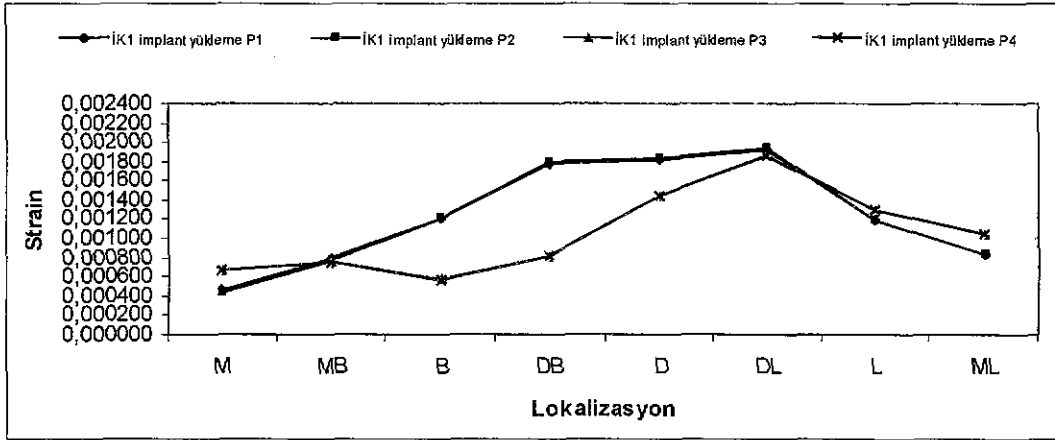
Şekil 4.3.1. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri



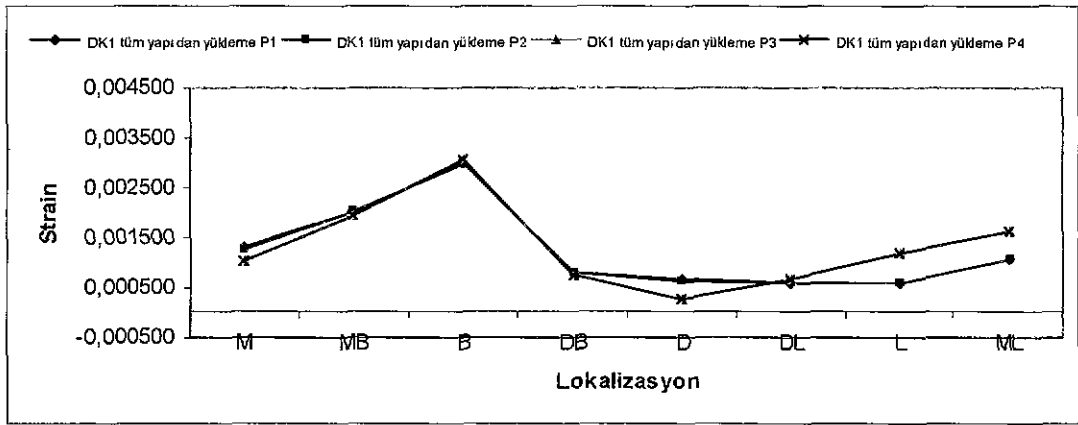
Şekil 4.3.2. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri



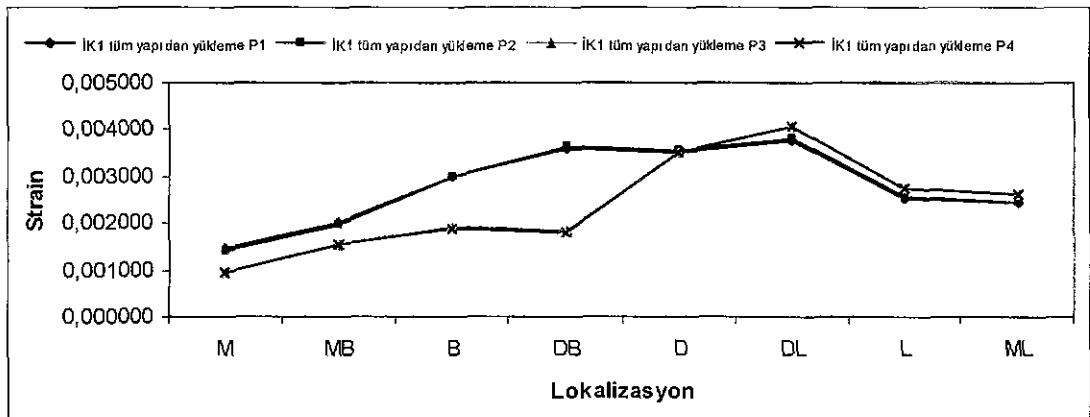
Şekil 4.3.3. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri



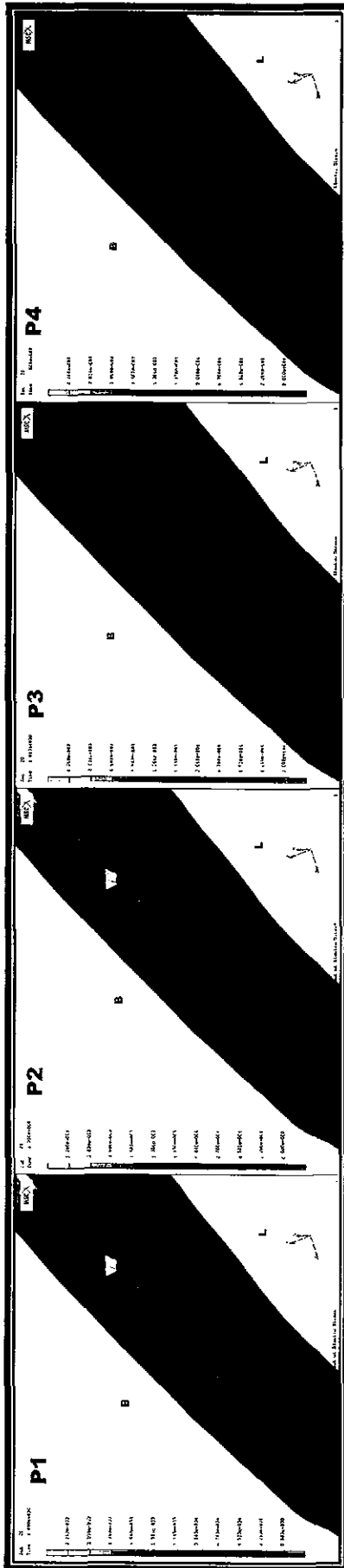
Şekil 4.3.4. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri



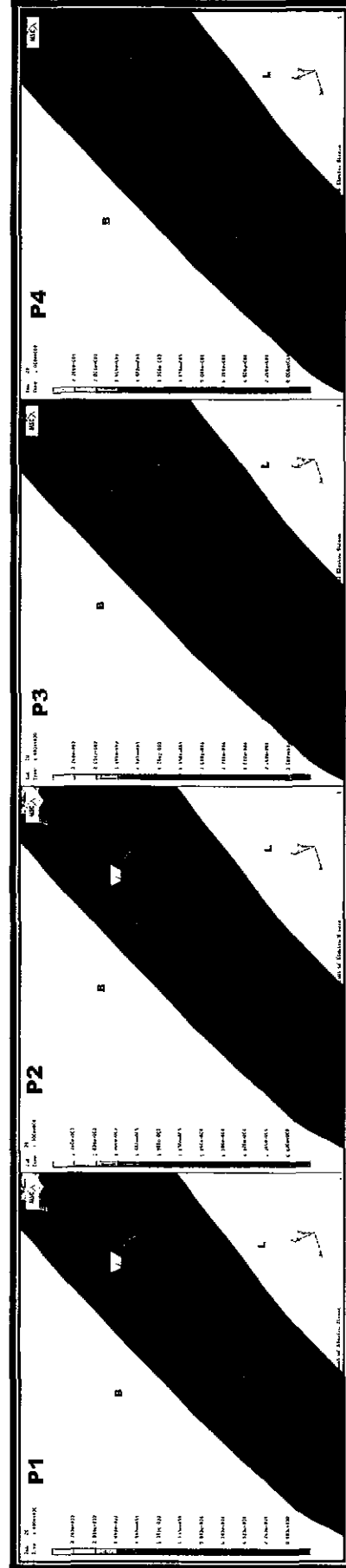
Şekil 4.3.5. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri



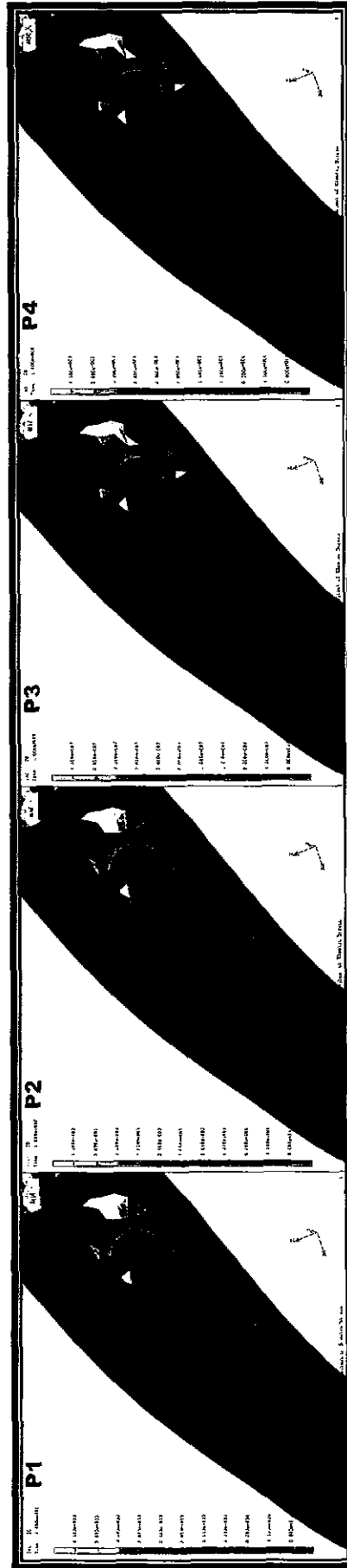
Şekil 4.3.6. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri



Şekil 4.3.7. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *strain*'in dağılımı



Şekil 4.3.8. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *strain*'in dağılımı



Şekil 4.3.9. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda üst kortikal seviyede *strain*'in dağılımı

4.3.2 Kortikal kemiğin alt seviyesi (DK2 ve İK2):

Diş üzerinden yükleme yapıldığında, diş çevresinde dişin meziobukkal ve distobukkal bölgeleri arasında benzer *strain* değerleri elde edildi. Mezial bölgede P1 ve P2 biraz daha fazla *strain* oluştururken, diğer bölgelerde P3 ve P4'te daha fazla *strain* izlendi (Şekil 4.3.10). P3 ve P4'te *strain*' in dağılımı distobukkal bölgeden distolingual bölgeye doğru artarken, linguale doğru azalmakta ve meziolingualde tekrar bir miktar artmaktadır (Şekil 4.3.10). *Strain*, bütün protez tasarımlarında distolingual ve meziolingual bölgelerde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.3.16). Aynı yükleme koşulunda, implant çevresinde genel olarak P3 ve P4 biraz daha fazla *strain* oluşturmaktadır (Şekil 4.3.11). İmplant çevresinde *strain* dağılımı distalde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.3.16).

İmplant üzerinden yükleme yapıldığında diş çevresinde belirgin *strain* izlenmemektedir (Şekil 4.3.12, 4.3.17). Genel olarak tüm protez tasarımlarında benzer değerler elde edilse de, meziolingual bölgede P3 ve P4 biraz daha fazla *strain* oluşumu göstermektedir (Şekil 4.3.12). Kortikal kemiğin alt seviyesinde en yüksek *strain* değeri aynı yükleme koşulunda, implant çevresinde, dişe siman ile implanta vida ile tutunan (P3 ve P4) protez tasarımlarında oluşmaktadır (Şekil 4.3.13). Bu değer, DL referans noktasında P3 için 0,001298; P4 için ise 0,001290'dır (Tablo 4.6). Genel olarak implant çevresinde, implant üzerinden yükleme koşulu, P3 ve P4'ün daha fazla *strain* oluşturmaya neden olmaktadır (Şekil 4.3.13). İmplant üzerinden yükleme, implant çevresinde tüm protez tasarımlarında distobukkal ve meziolingual bölgelerde *strain* dağılımı göstermekte ve en çok distolingual bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.3.17).

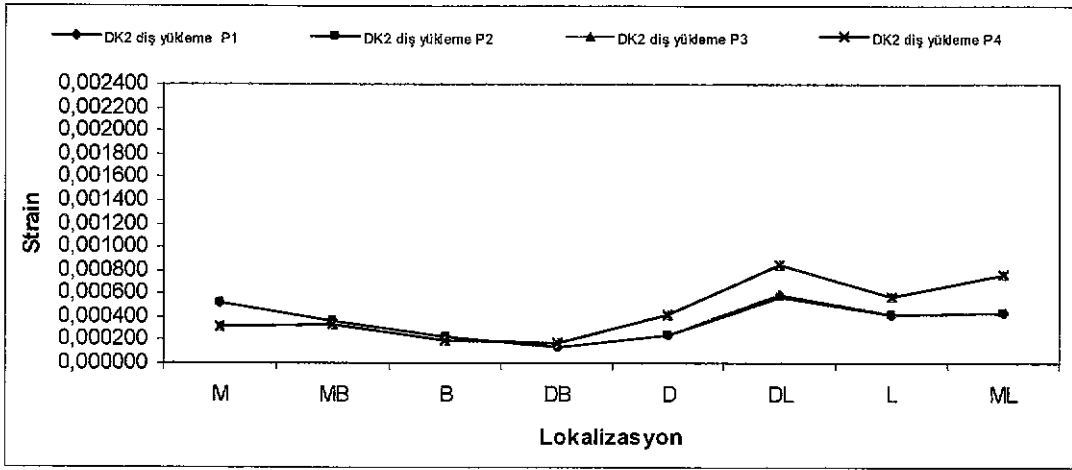
Tüm yapı üzerinden yükleme yapıldığında, diş çevresinde P3 ve P4, diğer protez tasarımlarına göre biraz daha fazla *strain* oluşturmaktadır (Şekil 4.3.14). Diş çevresinde oluşan *strain*' in en yüksek değeri, ML referans noktasında ölçülmüş olup, P3 için 0,001723; P4 için 0,001727'dir. Mezial bölgede diş çevresinde P1 ve P2 biraz daha fazla *strain*'e neden olmaktadır (Şekil 4.3.14, 4.3.18). Tüm protez tasarımlarında diş çevresinde *strain*, mezial ve lingual bölgelerde dağılım göstermektedir (Şekil 4.3.14, 4.3.18).

Tüm yapı üzerinden yükleme yapıldığında implant çevresinde diğer yükleme koşullarında olduğu gibi, P3 ve P4 en fazla *strain* değerlerini vermektedir (Şekil 4.3.15). Bu değer, implantın DL referans noktasında kaydedilmiş olup, P3 için 0,002907; P4 için ise 0,002915'tir (Tablo 4.6). Tüm protez tasarımlarında *strain*, implantın distobukkal ve meziolingual bölgeleri arasında dağılım göstermekte olup, en fazla distolingual bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.3.15, 4.3.18).

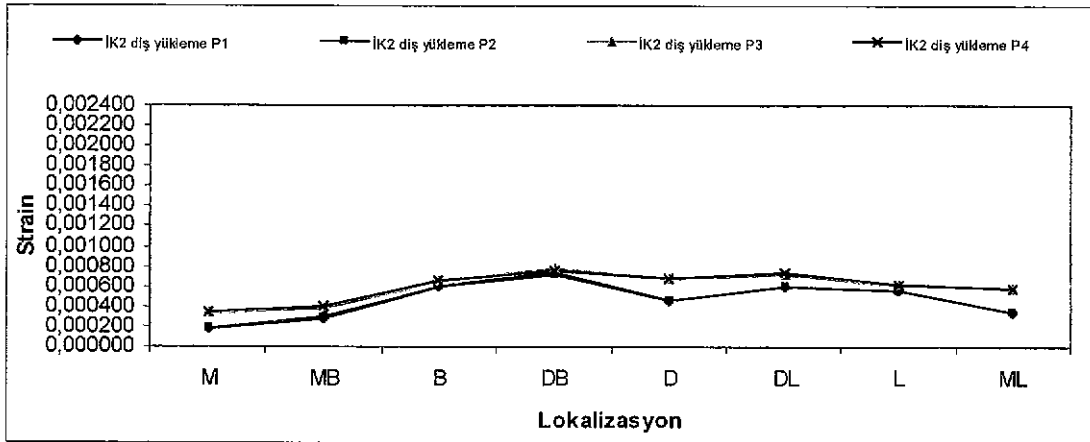
Strain, üst kortikal seviyede simante protezlerde daha fazla iken, alt kortikal seviyede etkisini kaybettiği izlenmektedir. Bununla birlikte vida tutuculu protezler, alt kortikal seviyede de *strain* oluşturmakta ve simante protezlere göre biraz daha fazla *strain* birikimine neden olmaktadır.

Tablo 4.6. Dört farklı protez tasarımında kortikal kemğin alt seviyesinde (DK2 – IK2) elde edilen Strain bulguları

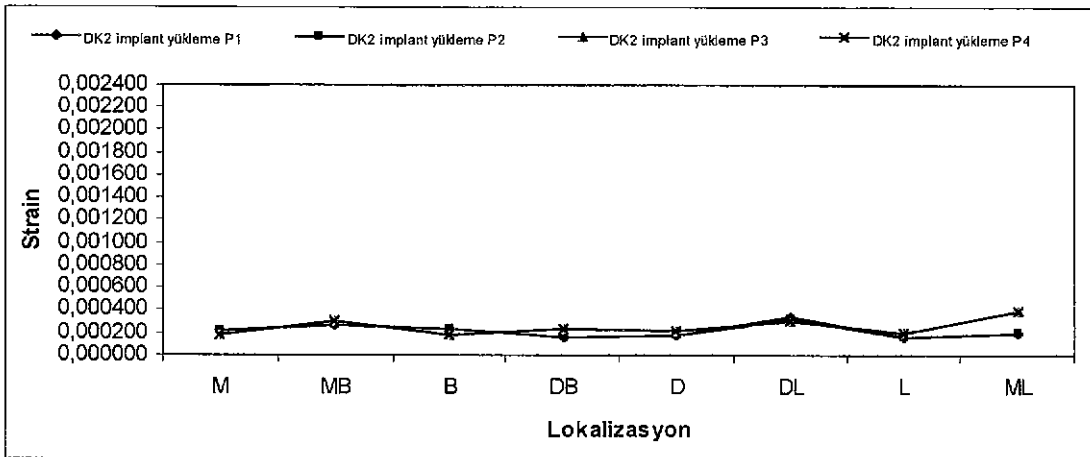
	M		MB		B		DB		D		DL		L		ML	
	DK2	IK2	DK2	IK2	DK2	IK2	DK2	IK2	DK2	IK2	DK2	IK2	DK2	IK2	DK2	IK2
P1	0,0004	0,0001	0,0005	0,0003	0,0004	0,0001	0,0005	0,0002	0,0011	0,0002	0,0013	0,0003	0,0011	0,0002	0,0006	0,0003
	Diş yüklemesi															
	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0006	0,0001	0,0007	0,0001	0,0006	0,0004	0,0007	0,0008	0,0006	0,0005	0,0005	0,0007
P2	0,0004	0,0006	0,0010	0,0008	0,0013	0,0005	0,0011	0,0005	0,0025	0,0005	0,0029	0,0013	0,0025	0,0011	0,0017	0,0017
	Tümünü yüklemesi															
	0,0004	0,0001	0,0004	0,0003	0,0003	0,0001	0,0005	0,0002	0,0011	0,0002	0,0013	0,0003	0,0011	0,0002	0,0006	0,0003
P3	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0006	0,0001	0,0007	0,0001	0,0006	0,0004	0,0007	0,0008	0,0006	0,0005	0,0005	0,0007
	Diş yüklemesi															
	0,0004	0,0006	0,0010	0,0008	0,0013	0,0005	0,0011	0,0005	0,0025	0,0005	0,0029	0,0014	0,0025	0,0011	0,0017	0,0017
P4	0,0001	0,0004	0,0003	0,0005	0,0001	0,0004	0,0002	0,0005	0,0002	0,0011	0,0003	0,0013	0,0002	0,0011	0,0003	0,0006
	Implant yüklemesi															
	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0001	0,0006	0,0001	0,0005	0,0004	0,0011	0,0008	0,0007	0,0005	0,0006	0,0007	0,0005
P4	0,0003	0,0003	0,0003	0,0003	0,0001	0,0006	0,0001	0,0005	0,0004	0,0011	0,0008	0,0007	0,0005	0,0006	0,0007	0,0005
	Diş yüklemesi															
	0,0006	0,0004	0,0008	0,0010	0,0003	0,0005	0,0007	0,0005	0,0025	0,0011	0,0014	0,0029	0,0011	0,0025	0,0017	0,0017



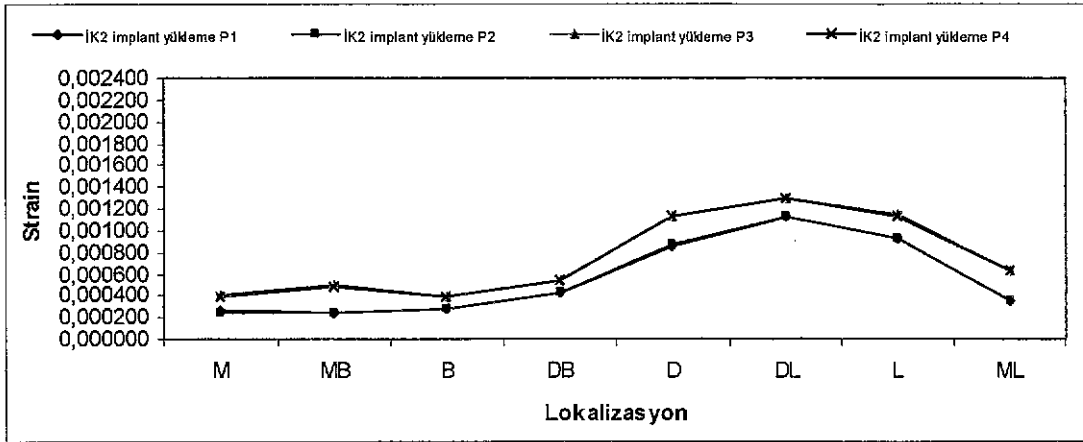
Şekil 4.3.10. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri



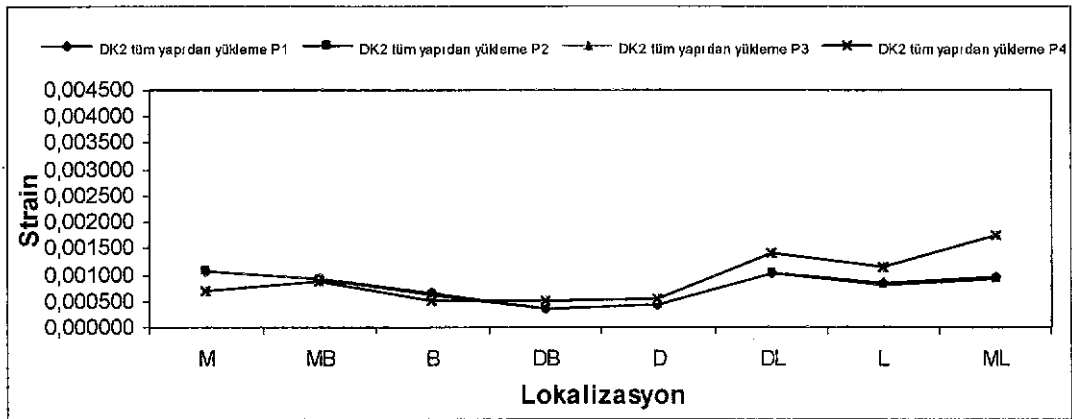
Şekil 4.3.11. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri



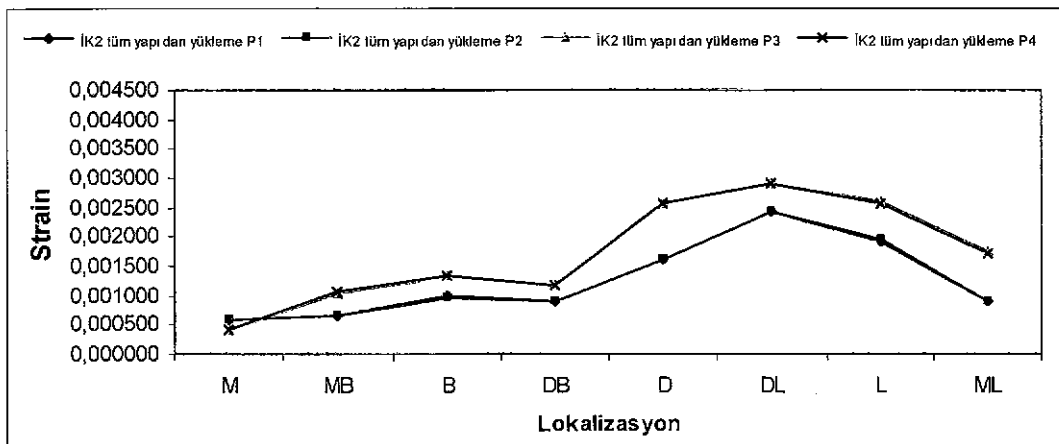
Şekil 4.3.12. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri



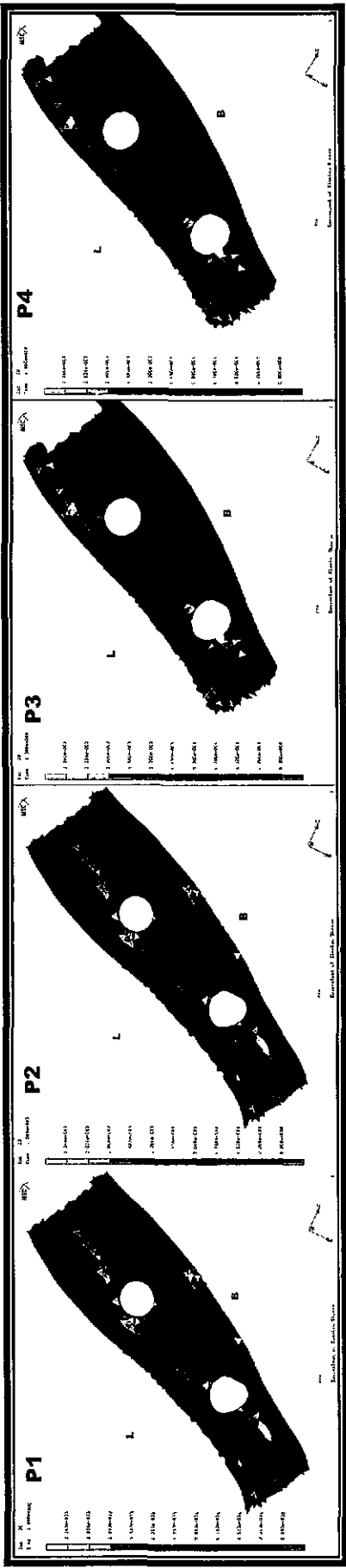
Şekil 4.3.13. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri



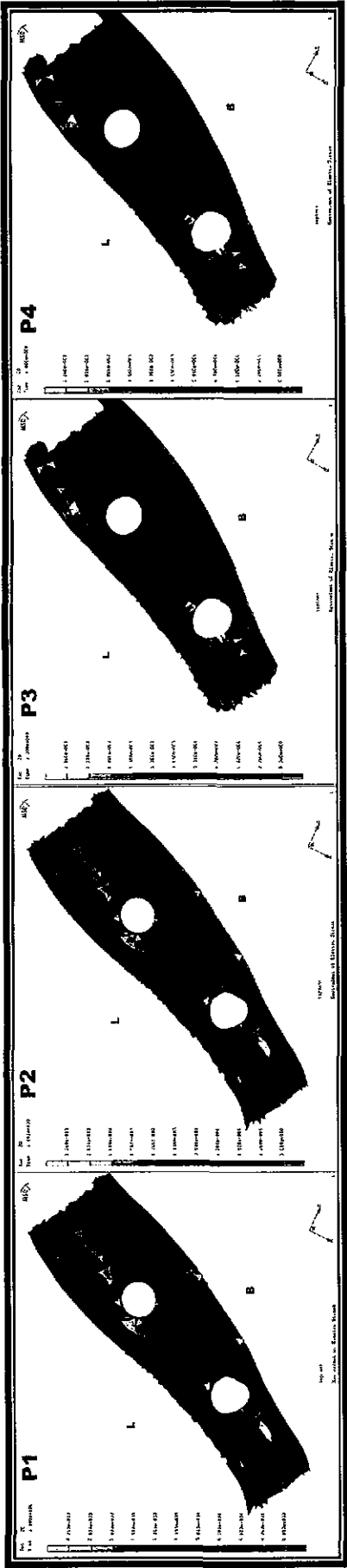
Şekil 4.3.14. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri



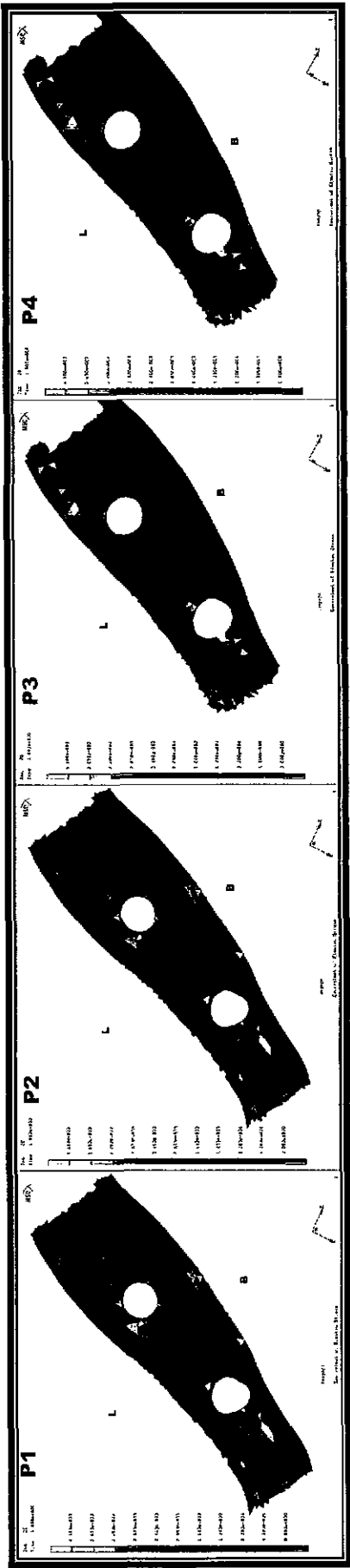
Şekil 4.3.15. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki alt kortikal seviyede elde edilen *strain* değerleri



Şekil 4.3.16. Dış üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede strain'lerin dağılımı



Şekil 4.3.17. Implant üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede strain'lerin dağılımı



Şekil 4.3.18. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda alt kortikal seviyede *strain*'lerin dağılımı

4.4 Displacement:

Displacement değerleri, hem diş çevresinde hem de implant çevresinde, kortikal kemiğin üst ve alt seviyelerinde tüm yükleme koşullarında aynı bulguları verdiğinden, bu bölümde sadece üst kortikal seviyedeki değerler dikkate alındı (Tablo 4.7-4.8).

Diş ve implanta siman ile bağlanan protez tasarımlarında çinkooksit öjenol simanla yapıştırılan (P1) ve çinkofosfat simanla yapıştırılan (P2) protezlerin kendi arasında; diş çinkooksit öjenol simanla, implanta vida ile bağlanan protez tasarımı (P3) ile diş çinkofosfat siman ile implanta vida ile bağlanan protez tasarımının da (P4) kendi aralarında yakın değerler aldığı izlenmektedir (Şekil 4.4.1- 4.4.6).

Diş üzerinden yükleme yapıldığında; diş çevresindeki kortikal kemikte tüm protez tasarımları benzer *displacement* değerleri gösterdi. En fazla *displacement* değeri diş çevresinde ML lokalizasyonda 0,0869 mm, en düşük değer ise implant çevresinde D lokalizasyonda 0,034 mm olarak ölçüldü (Tablo 4.7). Bu değer, MB'den D'e doğru azalmakta ve D'den ML'e doğru artmaktadır (Şekil 4.4.1). Diş üzerinden yükleme yapıldığında implant çevresindeki kortikal kemikte, diş çevresindeki kortikal kemiğin yaklaşık yarısı kadar *displacement* gözlenmiştir (Şekil 4.4.2). İmplant çevresindeki kortikal kemikte *displacement* mezial ve meziolingual bölgelerde en fazla, distal ve distobukkal bölgelerde en az gözlendi (Şekil 4.4.2). İmplant çevresinde mezial ve meziobukkal bölgeler arasında P1 ve P2 biraz daha fazla *displacement'a* neden olurken, diğer bölgelerde *displacement* değerleri dört protez tasarımında birbirine çok yakın olarak izlenmektedir.

İmplant üzerinden yükleme yapıldığında; P1, P2, P3 ve P4 benzer değerler göstermiş olup, diş ve implant çevresindeki *displacement* değerleri arasında fazla fark görülmedi (Şekil 4.4.3, 4.4.4). Diş üzerinden yapılan yüklemeye göre daha az *displacement* izlenirken, en fazla implant çevresindeki kortikal kemikte ML bölgede (0.04 mm), en az diş çevresindeki kortikal kemikte B bölgede (0,0323 mm) görülmektedir (Şekil 4.4.3, 4.4.4).

Tüm yapı üzerinden yükleme yapıldığında; diş çevresinde dört protez tasarımı arasında fark olmadığı izlendi (Şekil 4.4.5, 4.4.6). En fazla

displacement diş çevresindeki kortikal kemikte ML bölgede 0,1833 mm olarak ölçüldü (Şekil 4.4.5). İmplant çevresinde, mezial ve distobukkal bölgeler arasında P1 ve P2 biraz daha fazla *displacement*'a neden olmaktadır (Şekil 4.4.6). İmplant çevresindeki en yüksek *displacement* değeri ML referans noktasında 0,1242 mm olarak kaydedildi (Şekil 4.4.6).

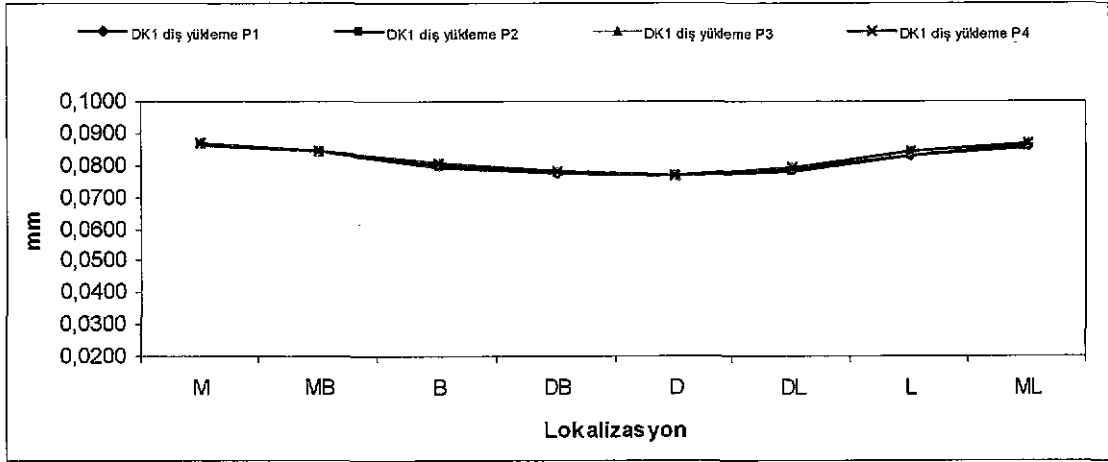
Bütün yükleme koşullarında, *displacement* miktarının hem diş çevresinde hem de implant çevresinde mezial yarıda daha fazla, distal yarıda daha az olduğu saptandı. Üç yükleme koşulunda da, diş ve implant çevresindeki kemikte *displacement* yönünün mezial, lingual ve inferior yönde olduğu görülmektedir ve en fazla *displacement*, hem diş hem de implant çevresinde meziolingual bölgededir. Diş çevresinde oluşan *displacement* miktarı, implant çevresinde oluşan *displacement* miktarından yaklaşık iki kat daha fazladır. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulunda elde edilen *displacement*, diğer yükleme koşullarında oluşandan daha fazladır. Hem diş çevresindeki, hem de implant çevresindeki kortikal kemikte hiçbir yükleme koşulunda, hiçbir protez tasarımı *displacement* miktarları açısından fark göstermedi. Diş ve implant çevresinde kortikal kemiğin alt ve üst seviyelerinde *displacement* değerleri arasında fark görülmedi (Şekil 4.4.7, 4.4.8).

Tablo 4.7 Dört farklı protez tipinde kortikal kemiğin üst seviyesinde (DK1 – IK1) elde edilen *Displacement* bulguları

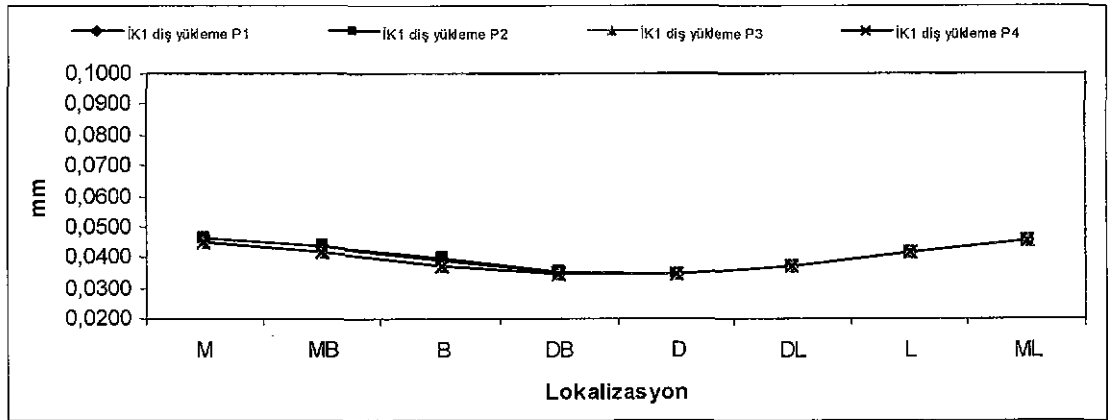
	M		MB		B		DB		D		DL		L		ML	
	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1	DK1	IK1
1	Implant yükleme	0,035	0,036	0,033	0,034	0,033	0,032	0,033	0,033	0,033	0,037	0,037	0,038	0,039	0,036	0,039
	Diş yükleme	0,086	0,045	0,084	0,043	0,080	0,080	0,038	0,034	0,076	0,078	0,037	0,083	0,041	0,085	0,045
	Tümünü yükleme	0,182	0,121	0,175	0,113	0,167	0,167	0,105	0,098	0,166	0,172	0,109	0,180	0,118	0,183	0,124
	Implant yükleme	0,035	0,036	0,033	0,034	0,032	0,032	0,033	0,033	0,035	0,037	0,037	0,038	0,039	0,036	0,039
2	Diş yükleme	0,086	0,045	0,084	0,043	0,079	0,079	0,039	0,034	0,076	0,078	0,037	0,083	0,041	0,085	0,045
	Tümünü yükleme	0,181	0,121	0,175	0,113	0,167	0,167	0,105	0,098	0,166	0,171	0,109	0,180	0,118	0,183	0,124
	Implant yükleme	0,034	0,036	0,032	0,034	0,032	0,032	0,033	0,033	0,035	0,037	0,038	0,037	0,039	0,035	0,040
	Diş yükleme	0,086	0,044	0,084	0,041	0,080	0,080	0,037	0,034	0,076	0,079	0,036	0,084	0,041	0,086	0,045
3	Tümünü yükleme	0,179	0,118	0,174	0,109	0,166	0,166	0,101	0,097	0,166	0,172	0,108	0,181	0,119	0,183	0,124
	Implant yükleme	0,034	0,036	0,032	0,034	0,032	0,032	0,033	0,033	0,035	0,037	0,038	0,038	0,039	0,035	0,040
	Diş yükleme	0,086	0,044	0,084	0,041	0,080	0,080	0,037	0,034	0,076	0,079	0,036	0,084	0,041	0,086	0,045
	Tümünü yükleme	0,179	0,118	0,174	0,109	0,166	0,166	0,101	0,097	0,166	0,172	0,108	0,181	0,119	0,183	0,124
4	Implant yükleme	0,034	0,036	0,032	0,034	0,032	0,032	0,033	0,033	0,035	0,037	0,038	0,038	0,039	0,035	0,040
	Diş yükleme	0,086	0,044	0,084	0,041	0,080	0,080	0,037	0,034	0,076	0,079	0,036	0,084	0,041	0,086	0,045
	Tümünü yükleme	0,179	0,118	0,174	0,109	0,166	0,166	0,101	0,097	0,166	0,172	0,108	0,181	0,119	0,183	0,124
	Implant yükleme	0,034	0,036	0,032	0,034	0,032	0,032	0,033	0,033	0,035	0,037	0,038	0,038	0,039	0,035	0,040

Tablo 4.8. Dört farklı protez tipinde kortikal kemğin alt seviyesinde (DK2 – İK2) elde edilen *Displacement* bulguları

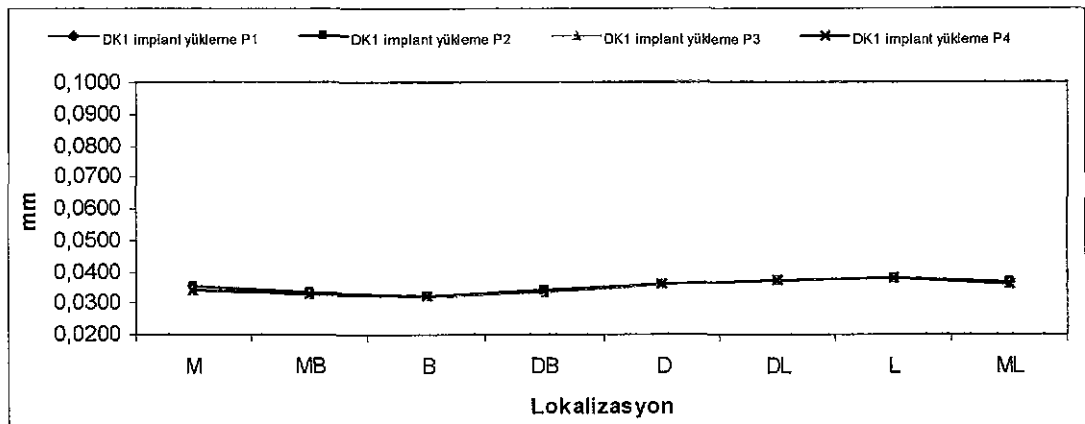
		M		MB		B		DB		D		DL		L		ML	
		DK2	İK2	DK2	İK2	DK2	İK2	DK2	İK2	DK2	İK2	DK2	İK2	DK2	İK2	DK2	İK2
1	İmplant yükleme	0,034	0,035	0,032	0,033	0,031	0,031	0,032	0,031	0,035	0,033	0,036	0,035	0,036	0,038	0,035	0,037
	Diş yükleme	0,086	0,044	0,083	0,041	0,080	0,037	0,076	0,034	0,076	0,033	0,078	0,035	0,080	0,040	0,084	0,045
	Tümünü yükleme	0,181	0,117	0,174	0,107	0,167	0,100	0,162	0,094	0,166	0,095	0,171	0,103	0,175	0,115	0,181	0,123
2	İmplant yükleme	0,034	0,035	0,032	0,033	0,031	0,031	0,032	0,031	0,035	0,033	0,036	0,035	0,036	0,038	0,035	0,037
	Diş yükleme	0,086	0,044	0,083	0,041	0,080	0,037	0,076	0,033	0,076	0,033	0,078	0,035	0,080	0,040	0,084	0,045
	Tümünü yükleme	0,181	0,117	0,174	0,107	0,167	0,100	0,162	0,094	0,166	0,095	0,171	0,103	0,175	0,115	0,180	0,123
3	İmplant yükleme	0,033	0,035	0,031	0,033	0,031	0,032	0,032	0,032	0,035	0,034	0,036	0,037	0,036	0,039	0,035	0,039
	Diş yükleme	0,085	0,043	0,082	0,040	0,079	0,036	0,076	0,033	0,077	0,033	0,079	0,036	0,082	0,040	0,086	0,044
	Tümünü yükleme	0,177	0,115	0,171	0,107	0,164	0,099	0,161	0,094	0,167	0,097	0,173	0,107	0,177	0,116	0,181	0,121
4	İmplant yükleme	0,033	0,035	0,031	0,033	0,031	0,032	0,032	0,032	0,035	0,034	0,036	0,037	0,036	0,039	0,035	0,038
	Diş yükleme	0,085	0,043	0,083	0,040	0,079	0,036	0,076	0,033	0,077	0,033	0,079	0,036	0,082	0,040	0,086	0,044
	Tümünü yükleme	0,177	0,115	0,171	0,107	0,164	0,090	0,162	0,094	0,168	0,097	0,173	0,107	0,177	0,116	0,181	0,121



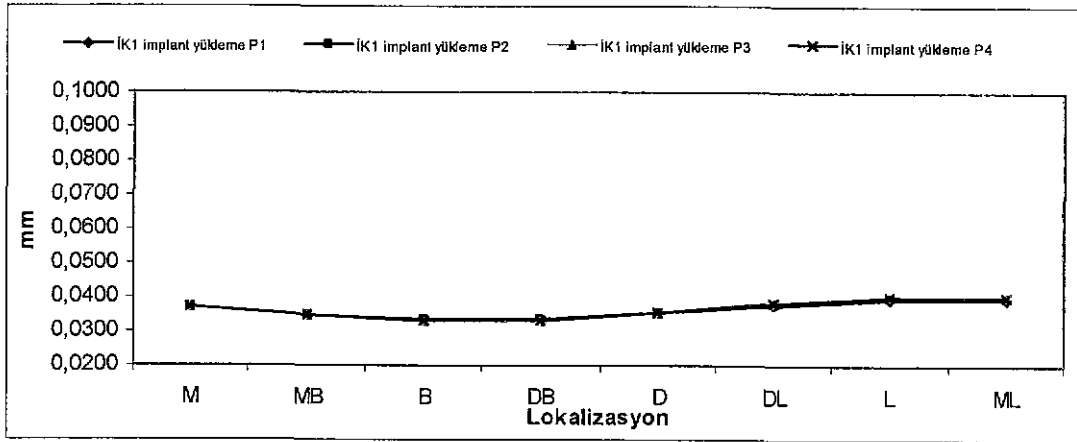
Şekil 4.4.1. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *displacement* miktarı



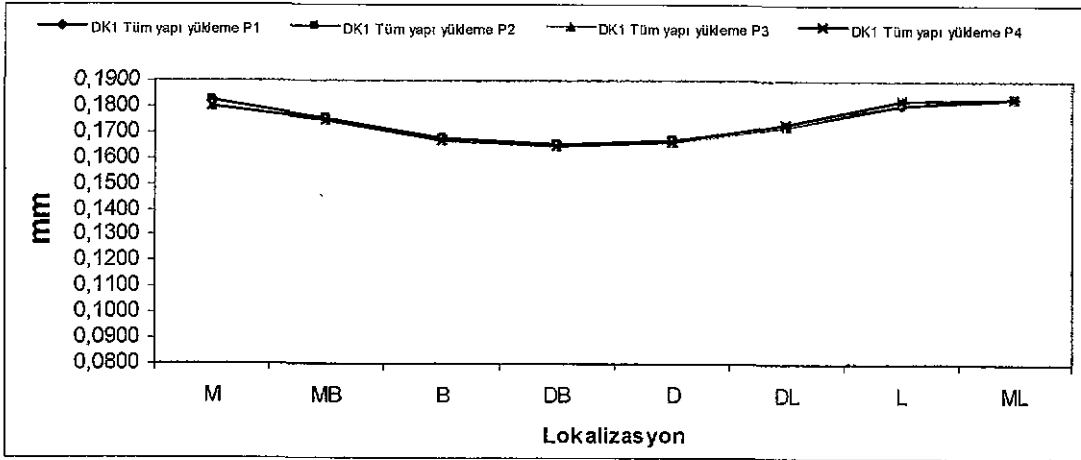
Şekil 4.4.2. Diş üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *displacement* miktarı



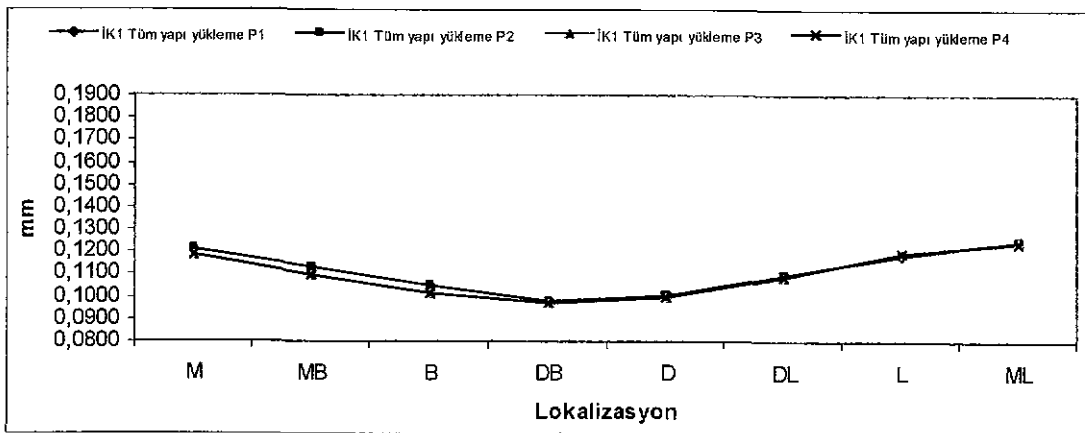
Şekil 4.4.3. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *displacement* miktarı



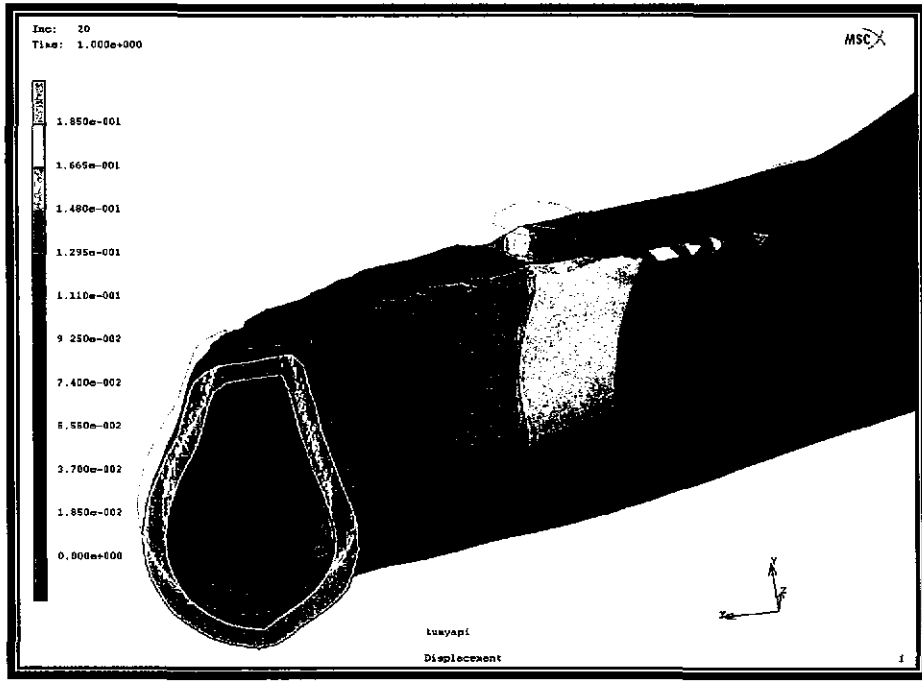
Şekil 4.4.4. İmplant üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *displacement* miktarı



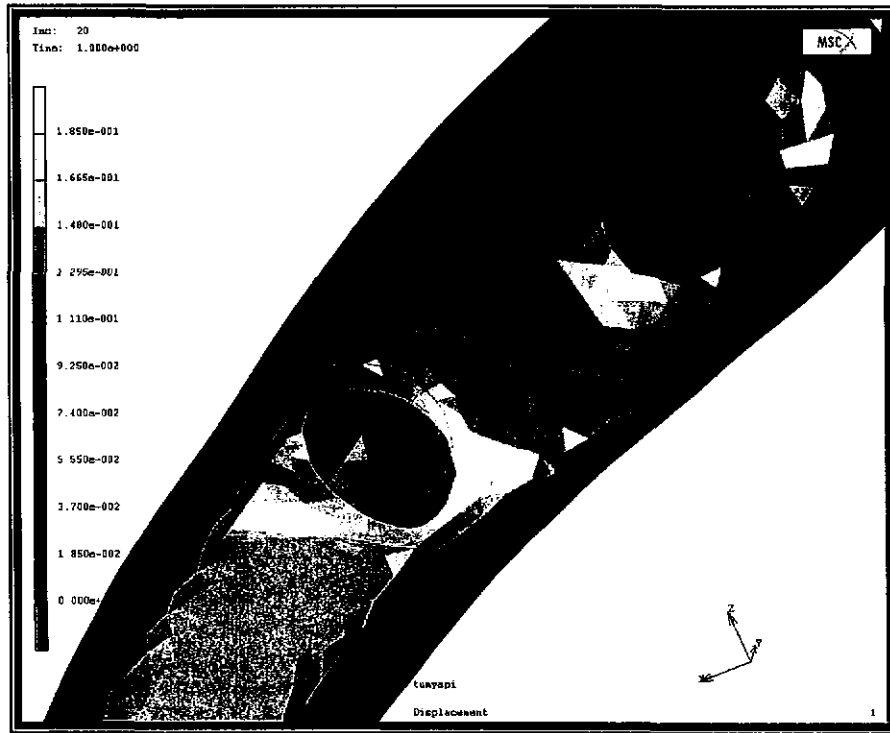
Şekil 4.4.5. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; diş çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *displacement* miktarı



Şekil 4.4.6. Tüm yapı üzerinden yapılan yükleme koşulu; implant çevresindeki üst kortikal seviyede elde edilen *displacement* miktarı



Şekil 4.4.7. Diş ve implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan *displacement* miktarı ve yönü, lingual görünüm (noktalı çizgi yükleme öncesi pozisyonu göstermektedir)



Şekil 4.4.8. Diş ve implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan *displacement* miktarı ve yönü, okluzal görünüm (noktalı çizgi yükleme öncesi pozisyonu göstermektedir)

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda, Kennedy II simülasyonunda, distal dayanağı implant olan doğal diş-implant bağlantılı üç üyeli sabit protezlerde, farklı simanlarla ve vida ile tutuculuğu sağlanan üst yapıların oluşturdukları stresler incelendi. Farklı üst yapıların ve bunların simantasyonunda kullanılan siman tiplerinin, değişik yükleme koşullarında uygulanan kuvvetler altında kortikal kemik üzerindeki etkileri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile karşılaştırıldı. Doğal diş-implant bağlantılı protezlerde kullanılacak olan farklı üst yapı tasarımlarının ve kullanılacak yapıştırıcı simanın belirlenmesi için elde edilen bulgular değerlendirildi.

Çalışmada kullanılan matematik modellerde elde edilen sayısal değerlerin sabit olması ve varyansının olmaması nedeniyle, bulguların değerlendirilmesinde istatistiksel analiz yapılmadı.

Skalak'a (27) göre, bir dental implantın ağızda uzun süre kalarak başarılı olmasında biyomekanik faktörlerin önemi büyüktür. Stres; implantın biçimi, boyutları, sayısı, açılmasının yanı sıra implant üzerine uygulanan restorasyonun tasarımından da etkilenir. Restorasyonda okluzal tablanın genişliğinin daraltılması, sabit protez yerine *overdenture* kullanımı (18), stres kırıcıların kullanılması (33, 52), farklı kaplama materyallerinin uygulanması (28) ve okluzal temas tasarımının optimum biçime getirilmesi (18) ile stresin kontrol edilebileceği savunulmaktadır.

Biyomekanik, diş-implant destekli sistemlerin uzun dönem başarısını etkileyen faktörlerin başında yer almaktadır. Bununla birlikte, biyomekaniği, klinik gözlem ve deneysel araştırmalarla değerlendirmenin güçlükleri göz önüne alındığında sonlu elemanlar analizi, birçok biyomekanik araştırmada mekanik esaslı sonuçları açıklayabilmek için oldukça yardımcıdır. Bununla birlikte, kemik, diş, periodonsiyum gibi canlı dokuların stres analizini yapmak güç, bazen de olanaksızdır. Bu nedenle stres analizi çalışmalarında canlı yapıların bir bilgisayar modelinin hazırlanması yolu seçilmektedir. Sonlu elemanlar analizinin doğruluğu, simule edilecek modellerin gerçeğe çok yakın

olarak hazırlanmasına bağlıdır. Sonlu elemanlar analizi birçok tasarımın temelini oluşturmaya rağmen sorun, bu tasarımın bilgisayar ortamına aynen aktarılmasındadır. Sorunun karmaşıklığı arttıkça ayrıntılı bir analiz yapabilmek güçleşir. Sonlu eleman analizinde temel amaç, belirli bir yük karşısında bir bütünün ya da bütünü oluşturan elemanların nasıl cevap vereceğine karar vermektir. Elde edilen bulgulara göre, tasarım geliştirilerek optimal hale getirilir. Tüm bunlar, tasarımın doğru şekilde modellenmiş olmasıyla, çevre koşullarının tam olarak tanımlanmasıyla ve sonlu eleman analizi yazılım programının yapılacak analizi doğru olarak gerçekleştirmesi ile doğrudan ilişkilidir. Dolayısıyla çözüm, modelin bir parçasındaki veya çevre koşullarındaki hatalara veya sonlu eleman analiz programındaki bir hataya bağlı olarak tamamen farklı çıkabilir. Bu hataya olanak tanımamak için her şeyden önce gerçeğe en yakın ortam bilgisayara aynen taşınabilmelidir (21). Bilgisayar modellemesindeki sınırlamalar arasında aksiyel olarak uygulanan statik yükleme; kemiğin homojen, izotropik ve lineer olarak kabul edilmesi; kemik ve implant arasında bir yapışma varsayılarak modellenmesi ve iki boyutlu model oluşturma sayılabilir. Oysa gerçekte, çiğneme kuvvetleri implantların okluzal yüzeyine oblik ve dinamik olarak uygulanmaktadır; kemiğin materyal özellikleri *heterojen*, *anisotropik* ve *non-linear*'dir; implant-kemik ara yüzü ise dinamiktir. Bununla birlikte, çalışmamızda, daha önceki çalışmalarda (2, 25, 28, 60, 65, 73, 124, 127-130, 135, 137-140) olduğu gibi, oblik ama statik yükler, implantla tam olarak yapıştığı ve homojen, izotropik ve lineer özellikler gösterdiği kabul edilen kemik üzerine uygulanmıştır. Benzer şekilde periodontal ligamentin de viskoelastik özelliklerinin yansıtıldığı bir model oluşturulamamıştır.

Kullanıcının modellemedeki yeteneği ve bilgisayar donanımı, çözümleme zamanı, maliyet ve doğruluğu etkiler (124). Günümüzde, bilgisayar programlama yöntemleri ile işlemci gücünün gelişmesi ve dijital görüntüleme tekniklerindeki ilerlemeler, kemik gibi biyolojik yapıların üç boyutlu bilgisayar modeline daha doğru aktarılmasına olanak sağlamaktadır (125). Dijital görüntüleme tekniklerinden bilgisayarlı tomografi, magnetik rezonans görüntüleme ve lazer tarama yöntemlerini karşılaştıran bir

çalışmada bilgisayarlı tomografi görüntülerinin en detaylı üç boyutlu görüntüyü sağladığı gösterilmiştir (141).

Yöntemin başarısı hazırlanan matematik modeldeki eleman ve düğüm sayısı ile de orantılıdır. Artan eleman ve düğüm sayısı gerçek modele en yakın geometrinin elde edilmesini sağlayacaktır. Sonuçta, daha gerçekçi veriler elde etmek olasıdır. Ancak, yöntemin esasını matematiksel denklem çözümü oluşturduğundan, alınan sonuçların 'yaklaşık sonuçlar' olduğu unutulmaması gereken önemli bir ayrıntıdır.

Araştırmacılar, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemini in vitro *strain gauge* yöntemi ile karşılaştırmışlar ve sonlu elemanlar analiz yönteminin doğruluğunu göstermişlerdir (137, 142). Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde, stresin sayısal değeri doğru olmayabilir ama, stresin hangi bölgede ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir.

Birçok analiz yöntemine alternatif olan sonlu elemanlar analizinin diğer yöntemlerden üstün olan nitelikleri;

- Kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle ele alınan bir cismin geometrisini tam olarak yansıtabilir.
- Bir veya birden çok delik veya köşeleri olan bölgeler kolaylıkla incelenebilir.
- Değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilir.
- Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar yönteminin bu özelliği sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar, hem de sorunu basitleştirir.
- Sınır şartları kolayca uygulanabilir (123).

Bununla birlikte, sonlu elemanlar modeli, gerçek bir objenin matematiksel modeli olduğundan, doğal davranışın tüm detaylarını burada oluşturmak günümüz koşullarında olanaksızdır. Bu nedenle, deneysel bir çalışma, sonlu elemanlar yönteminde olduğu gibi, sadece matematiksel deneylere dayalı olmamalıdır. Ancak bunun yanında tasarlanan matematiksel model, bilgisayarda oluşturulduğundan tamamen kontrol altındadır. Araştırmacı, test koşullarını istediği şekilde değiştirerek, parametreleri ve geometriyi ayarlayabilir; analizi istediği sayıda tekrarlayabilir. Bu nedenle iyi oluşturulmuş bir matematiksel model, araştırmacıya yapılacak analiz için çok değerli bir araçtır.

Uzun dönem klinik çalışmalarla, implant başarısızlığına ait risk faktörlerini belirlemedeki güçlükler araştırmacıları stres analiz yöntemlerini kullanmaya yöneltmiştir.

Çalışmada, implant-dayanak birleşimini gerçekte olduğu gibi yansıtabilmek için *non-linear* kontakt analizi yapılmıştır. Implantların konvansiyonel sonlu elemanlar analizinde implant komponentlerinde modellerin daha basit, daha ucuz ve çözümlemesi daha kısa zaman alan *linear* analizler yapılır. Ancak bu durum implant parçalarının gerçek birleşimini temsil etmemektedir. Kontakt fiksasyon analizi implant sistemindeki mobilitenin mekanizmasını ve çeşitli komponentler arasında oluşan göreceli mikro hareketleri daha gerçekçi simüle etmektedir (60).

Çalışma modeli, mandibulanın yarısının modellenmesi ile oldukça detaylı hazırlanmıştır ve kas bağlantıları da dikkate alınmıştır. Modelleme yöntemi, kas bağlantıları ve yükleme koşulları ile anatomik ve fonksiyonel varyasyonların sonuçları etkilediği bildirildiğinden (21), çalışmanın daha fazla zaman almasına ve çözümleme işlemi de daha karmaşık olmasına rağmen detaylı bir model hazırlanması daha doğru bulunmuştur.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi sonucunda, farklı parametrelere ilişkin veriler elde edilebilmektedir. Bu veriler; aksiyel stresler, *principal* stresler, *displacement* lar, *strain* değerleri ve eşdeğer stresler olabilir. Bu noktada, incelenen sistemin değerlendirilmesinde hangi verilerin kullanılacağı önemlidir. Veri belirlenmesinde, incelenen materyallerin mekanik özellikleri

rol oynamaktadır. Örneğin, kırılğan materyaller (porselen veya kemik gibi) için *principal* streslerin değerlendirilmesi anlamlıdır. Sistemde oluşacak *maksimum* ve *minimum principal* stresler, kırılğan materyalin en yüksek sıkışma ve gerilme dayanıklılığı (*ultimate compressive/tensile strength*) ile karşılaştırılarak yorumlanır. Tek eksenli yüklemelerde, örneğin basit bir çekme deneyinde, malzemenin dayanıklılığı aşıldığında kopma gerçekleşebilir. Bu çalışmada olduğu gibi çok eksenli durumlarda ise, dayanıklılık koşulları *principal* streslerin bir kombinasyonu olarak belirlenmeye çalışılmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda , 4 ayrı protez tasarımına uygulanan 3 farklı yükleme koşulu sonucunda, belirlenen 8 referans noktasının her birinden elde edilen 12 *minimum*, 12 *maksimum principal* stres bulguları hangi bölgede ne tip stres oluştuğunu görmek amacı ile değerlendirildi. Bununla birlikte, bu bölgelerden elde edilen *strain* değerleri de kortikal kemiğin *yield strenght*'i ile karşılaştırılarak, kullanılan protez tasarımları ve siman çeşitlerinin kemikte olumsuz bir etki oluşturup oluşturmayacağı incelendi.

Analiz sırasında, yükleme koşulları uygulanmadan önce, dayanak vidaları üzerinde bir ön yükleme (*preload*) tanımlanmadı. Ön yükleme etkisinin, kemik üzerinde değil, dayanak ve vida sistemindeki üst yapı içinde ortaya çıkacağı düşünüldü. Çalışmada, dinamik yükleme yapılarak zamana bağımlı değişiklikler incelenmediği için, ön yükleme etkisi gerekli görülmedi.

Literatürde, kortikal ve trabeküler kemiğin elastisite modülleri çok çeşitlilik göstermektedir. Modeli oluştururken, mandibulanın posterior bölgesinin yoğun kemik densitesinde olduğu düşünülerek, trabeküler kemiğin elastisite modülü yüksek (1850 MPa) kabul edilmiştir (135, 136)

Özçelik (140), *Calcitek* (Sulzer Calcitek Carlsbad, CA 92008, USA), *Paragon* (Core-Vent Las Vegas, Nevada, USA) ve *Frialit-2* (Friadent GmbH, Mannheim, Germany) implant sistemlerini karşılaştırdığı çalışmasında, kortikal kemik üzerinde en düşük stresi Frialit-2 implantın oluşturduğunu bildirmiş ve bunun nedenini de implantın gövde yapısının dişin kök formuna yakın olmasına bağlamıştır. Cruz ve diğ. (138) de, in-vitro olarak konik formlu implantların boyun bölgesinde daha uygun stres dağılımı oluşturduğunu

bildirmişlerdir. Bu nedenle, çalışmamızda Frialit-2 implant sistemi kullanarak, implantın boyun bölgesindeki kemik üzerinde implantın formundan dolayı oluşacak ilave stresler elimine edilerek, sadece üst yapı tasarımlarının ve yapıştırma malzemelerinin oluşturduğu streslerin gerçek değerlerini net olarak izleyebilmek amaçlandı.

Uzun zamandır tartışma konusu olan doğal diş-implant bağlantısı üzerindeki çalışmalar hala sürmekte ve her geçen gün bu tip protezlerin biyomekaniği biraz daha anlaşılmaktadır. Diş - implant bağlantılı protezlerde, desteklerdeki mobilite farkından dolayı, kuvvetin dağılımı da değişik olmaktadır. Uygulanan kuvvet, dişi alveolün içine doğru iterken, implant destekte tork kuvvetlerine yol açmaktadır. Okluzal kuvvetler altında implant ve çevre dokularında oluşan stresler, kemiğin dayanma sınırını aştığında alveolar kemikte rezorpsiyon başlamaktadır. Mandibular posterior bölgede uygulanan üç üyeli diş-implant destekli sabit protezler üzerinde yapılan çalışmalar, bu protezlerin kullanımının, teknik ve biyolojik komplikasyonlar açısından yüksek risk faktörü taşımadıklarını göstermiştir (5, 7, 143). Akça ve diğ. (144)'nin çalışmasında, diş-implant bağlantılı protezlerin sadece implant destekli protezlerde olduğu gibi %100 implant başarıları gösterebildiği bildirilmiştir. Sadece implant destekli protezlerle karşılaştırıldığında, diş-implant destekli protezlerde hem implantların, hem de restorasyonların başarısının daha düşük olarak rapor edildiği çalışmalar (4, 7) da olmasına karşın, anatomik zorunluluklar ve hastaya bağlı koşullar göz önünde bulundurulduğunda bu tip protezlerin kullanımının hala geçerliliğini koruduğu görülmektedir (3, 9, 145).

Naert (4) ve Nishimura (57), diş-implant destekli restorasyonlarda oluşan marjinal kemik kaybının, implant çevresinde artan stres ve *strain* nedeniyle oluştuğunu bildirmişlerdir. Ancak, Gunne (5) ve Lindh (63) bununla zıt düşecek şekilde, sadece implant destekli protezlerin, doğal diş-implant destekli protezlere göre daha fazla kemik kaybına yol açtığını gözlemlemişlerdir. Dahası, bir başka çalışmada (24), implantların mezialinde kemik artışı görülmüştür.

Doğal dişin implantla bağlanmasında kullanılan non-rijit konnektörler ve esnek implant sistemleri, mobilite farkını dengelemek, yük paylaşımı sağlamak ve marjinal kemik rezorpsiyonunu önlemek amacıyla önerilmektedir (3, 33, 35, 38, 52, 57, 130). Ancak günümüzde artık bu yöntemlerin kullanımı, yüksek diş intrüzyonu riski nedeniyle terk edilmiş ve rijit bağlantı kullanımı önerilmiştir (2, 8, 50). Block ve diğ. (6)'nin çalışmasında, kemik kaybı açısından rijit ve non-rijit bağlantılar arasında fark olmadığı bildirilmiştir. Ancak, bu çalışmada diş ve implant her ne kadar rijit olarak bağlansa da geçici siman kullanımı nedeni ile rijit ve non-rijit bağlantıların biyomekanik olarak aynı durumu yansıttığı kanısındayız.

İmplantlar üzerine dayanak bağlandıktan sonraki ilk 6 ay içinde azalan marjinal kemik seviyesinin de daha sonra stabilize olduğu görülmüştür (4). Akça ve diğ. (24)'nin yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre, fonksiyonel yükler altında, implanta gelen yükler artmış olsa da, diş ve implantın rijit bağlantısı sayesinde marjinal kemik seviyesi zamana bağlı değişim göstermemekte ve implantın stabilitesini tehlikeye atmamaktadır. Aynı araştırmacılara göre, implanta gelen yük non-rijit konnektör kullanımına göre fazla ölçülmüş olabilir; ancak bu durum implantın aşırı yüklenmesi anlamına gelmemektedir. Ayrıca, ilk aşamada oluşan kemik kaybı da Albrektsson ve diğ. (16)'nin belirlediği başarı kriterleriyle de uyushmaktadır.

Rangert ve diğ. (2)'nin yaptıkları bir çalışmada bir doğal diş ve bir implant bağlandığında, implantın mekanik olarak aşırı yüklenme riski olmadığı ve implantta oluşan eğilme momentlerinin implantın maksimum mekanik yükleme kapasitesinin altında olduğu bulunmuş; sabit protetik restorasyonun rijit konnektörlerle yapılması gerektiği vurgulanmıştır. Diş ve implantın farklı mobilite göstermesinden dolayı, bu tip protezlerde, implantın üzerine aşırı yük geleceği ve bunun implantın kaybına neden olabileceği belirtilse de (130), terminal implant ve doğal diş içeren kısa köprülerde rijit tasarımların sorun yaratmadığı sonucuna varılmıştır (7, 63, 144). Günümüzde artık doğal diş-implant birlikteliğinde rijit bağlantı kullanılması gerektiği kabul edilmektedir (4, 5, 8, 92, 143). Bu nedenle çalışmamızda, diş ve implant arasında rijit olarak bağlantı sağlayan köprü sistemi kullanılmıştır.

Sabit protetik restorasyonların dişlere, 2 aya kadar geçici olarak simante edilmesi savunulur; amaç, okluzyonun değerlendirilmesi ve doku reaksiyonlarının kontrolüdür (118). İmplant destekli, özellikle de diş-implant destekli protezler okluzyonun ve implantın okluzal yüklemesinin kontrolü için geçici olarak simante edilebilir. Geçici simanların yapışma dayanıklılığının (*bond strength*) implant üstü kronlar için yeterli olduğu ve final restorasyonlarda kullanılabileceği gösterilmiştir (71, 104). İmplant sistemlerinde geçici simanlar, fonksiyonel kuvvetlere dayanabilecek kadar güçlü ama dayanak ve implanta zarar vermeden çıkartılabilecek kadar zayıf olmalıdır. Geçici simanların, üst yapı tamamen implant destekliyse veya doğal diş daimi olarak yapıştırılmış bir döküm metal kopinge korunuyorsa final yapıştırıcı ajan olarak kullanılabileceğini savunan araştırmalar vardır (6, 146).

Bununla birlikte, Block ve diğ. (6), diş daimi olarak simante edilen bir teleskopik kron üzerine geçici olarak simante ettiği rijit köprülerin %44'ünde diş intrüzyonu rapor etmiştir. Kindberg ve diğ. (8) ile Naert ve diğ. (4) de, teleskop kron üzerine oturtulmuş diş-implant destekli sabit protezlerde intrüzyon görmüş ve tek parça köprülerin doğal diş üzerine daimi olarak simante edilmesi gerekliliğini vurgulamışlardır. Geçici simanın tutuculuğunun az olması ve çözünmesi, sistemin rijiditesini bozduğundan bu durumun ortaya çıkmış olabileceği bildirilmiştir (104). Akça ve diğ. (144)'nin çalışmasında daimi simante edilen rijit köprülerde diş intrüzyonuna rastlanmamıştır. Tüm bu çalışmalarda daimi simantasyonda intrüzyon görülmemesinin nedeni, geçici simante edilen restorasyonlarda bütün fonksiyonel yükün komşu implantlarca taşınmasından dolayı periodontal ligamentin devreden çıkması ile dişin intrüze olması şeklinde açıklanmıştır.

Kim ve diğ. (73)'nin yaptıkları in-vitro stres analizinde geçici simanla yapıştırılan kronlar, daimi simanla yapıştırılan ve vida ile tutuculuk sağlanan kronlardan daha az stres oluştururken; daimi simantasyon yapılan kronlar ve vida tutuculu kronlar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bununla birlikte, Chee ve diğ. (75), implant üstü tek kronların daimi olarak yapıştırılması gerektiğini savunmuşlardır. Hatta kısa köprülerde de implant

tablasının genişliği, implant sayısı ve vidanın sıkıştırılma torku göz önünde bulundurularak vida gevşemesi sorununun önüne geçilebildiğini ve bu nedenle daimi olarak yapıştırılmaları gerektiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda daimi ve geçici amaçla kullanılan simanlar arasında belirgin fark görülmedi. Yapılan analizlerde, simanların zamana bağlı olarak tükürük ve ısı ile gösterdikleri değişiklikler yansıtılmadı. Çalışmada analizler, protetik üst yapı simante edildiği zamanki koşullarında gerçekleştirildi ve simanın zamanla çözünmesi değerlendirilmedi. Geçici ve daimi simanların kısa dönemde, implant üstü restorasyonlarda benzer mekanik özelliklere sahip oldukları daha önce yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (103, 104). Simanlar bu koşullarda modellendiklerinden, çalışmamızda, aralarında belirgin fark görülememiş olması literatürle uyumludur. Bununla birlikte, simanın, ağız ortamında zamana bağlı gösterdiği değişiklikler sonucu dişin intrüzyonunda herhangi bir etkisinin olup olmayacağı konusunda net bir bilgi elde edilemedi.

Diş mobilitesi ve diş-implant bağlantısının biyomekanik yönleri periodontal ligamentin viskoelastik özelliğinden etkilenmektedir. Ancak, periodontal ligamentin mekanik davranışı uygulanan yükün büyüklüğü ve süresine bağlı olarak değişmektedir (147). Lin (60)'in belirttiğine göre Yoshida ve arkadaşları ile Provatidis, periodontal ligamentin elastisite modülünün yük uygulandıkça arttığını vurgulamışlardır. Çalışmamızda periodontal ligamentin elastisite modülü, statik ağır yükleme koşulu için 170 MPa olarak sabit kabul edilmiş ve periodontal ligamentin sadece lineer elastik karakteri (homojen ve izotropik) kullanılmıştır.

Uygulanan kuvvetin süresi, diş ve implantın bu yükü paylaşımlarını etkiler. Menicucci (148)'nin, bildirdiğine göre, kuvvet diş üzerine uzun süre uygulandığında, periodontal ligament kuvvet altında deforme olur ve sonuç olarak, diş alveol içine gömülür. Bu durum, köprünün implant üzerinde kantilever olarak görev yapmasına neden olur ve stres implant boynu etrafında yoğunlaşır. Ayrıca dişin gömülmesiyle, alveol tabanında da stres birikimi olur. Aksine, kuvvet dişe kısa bir süre uygulanırsa (*impact* yükleme), periodontal ligamentin viskoelastik özelliği dişin rijit bir dayanak gibi

davranmasına neden olacak ve implant ve diş kuvveti daha eşit paylaşacaklardır.

Periodontal ligament nedeniyle, dişte belirli bir mobilite olduğu bilinmektedir. Bu nedenle diş - implant bağlantısında yükün büyük bir kısmını kemiğe daha rijit bağlanan implant taşımaktadır. İmplantta ve çevresindeki dokularda oluşan stres birikimi, dişin mobilitesine ve restorasyonun uzunluğuna bağlıdır. Özçelik (140), çalışmasında, diş - implant bağlantısının rijit olduğu durumda dişin hiç yük taşımadığını bildirmiştir. Ancak in-vitro çalışmalarda dişin de bu yükü paylaştığı ve yük arttıkça dişin katılımının da arttığı rapor edilmiştir (148, 149). Özçelik'in bu çalışmasının iki boyutlu olması nedeniyle diş etrafında oluşan streslerin net olarak izlenemediği kanısındayız. Çalışmamızda da, farklı yükleme koşullarında dişin de yük paylaşımına katıldığı gözlemlendi.

Okluzal kuvvetlerin büyüklük ve yerleşimi yük iletimini ve stres dağılımını doğrudan etkileyen faktörlerin başında gelir (60). Wang ve diğ. (150), sonlu elemanlar analizi yaptıkları diş-implant destekli protezlerde okluzal yükler azaltıldığında üst yapının mekanik komplikasyonlarının azaldığını görmüşlerdir. Lin ve diğ. (60) de gövde üzerine gelen yüklerin azaltılması durumunda sisteme gelen yüklerin azaldığını bildirmişlerdir. Benzer şekilde çalışmamızda da, tüm yapı üzerinden yükleme koşulunda, okluzal kuvvetler 600 N'a çıktığında, diş üzerine gelen sıkışma stresleri ve *strain*'de artış gözlemlendi.

Daha önceki çalışmalarda (28, 135, 150), implantlara zarar veren kuvvetlerin oblik kuvvetler olduğu ve bu tip yüklemelerin diş veya implantın uzun eksenine dik olarak uygulanan kuvvetlerden daha karmaşık ve yüksek stresler oluşturduğu gösterildiğinden; ayrıca, gerçekte fonksiyonel hareketler sırasında desteklere oblik kuvvetlerin uygulandığı bilindiğinden, bu çalışmada sadece oblik kuvvetlerin oluşturduğu stres, *strain* ve *displacement* değerleri incelendi.

Literatürdeki sonlu elemanlar analizlerinde, diş ve implant üzerine uygulanan kuvvet değerleri ve doğrultuları arasında farklılıklar vardır. Çalışmamızda, Mericske-Stern ve Zarb (23)'ün in vivo ölçümlerinde, premolar

ve molar bölgelerde, implant destekli sabit protez kullanan hastalarda kayıt ettikleri 200 N'luk kuvvet kullanıldı. Çalışmamızda, sadece diş ve implant üzerinden yapılan yüklemelerde 200 N, tüm yapı üzerinden yüklemelerde ise her üye üzerinden 200 N, toplam 600 N'luk oblik statik yükleme yapılmıştır. Wang ve diğ. (151)'nin belirttiğine göre, kemik ve implant üzerinde zararlı etkileri gösterilmiş temel faktörlerden biri olan diş sıkma ve gıcırdatma gibi yavaş mandibular hareketlerin canlandırılmasında statik yüklerin kullanımı gereklidir. Ani (*impact*) yükler gibi yüksek ivmeli hareketlerin canlandırılmasında ise dinamik yüklemeler uygulanmalıdır. Çalışmamızda ani yükleme koşulunu canlandırmadığımız için statik yükleme koşulu kullanıldı.

Lin ve Wang (60)'ın yaptıkları sonlu elemanlar analizinin sonuçlarına göre, okluzal yüklerin büyüklüğü, diş-implant bağlantılı protezlerde stres dağılımını etkilemektedir; ancak, küçük azı diş, gövde ve implant üzerinden ayrı ayrı yapılan yüklemelerin oluşturduğu stresler benzer bulunmuştur. Çalışmamızda ise, destekler üzerinden ayrı ayrı uygulanan yükleme koşullarında diş ve implant üzerinden yapılan yüklemelerin farklı stresler oluşturduğu izlendi. Sonuçlara göre, sıkışma kuvvetlerini diş desteği karşılarken, kantilever etkisi implant çevresindeki kemik üzerinde belirgin gerilme stresleri oluşturdu. Implant üzerinden yapılan yükleme koşulunda, beklendiği üzere, dişin kuvvet paylaşımına çok az katıldığı ve hem sıkışma hem de gerilme kuvvetlerinin çoğunun belirgin olarak implant çevresindeki kemik tarafından karşılandığı görüldü (Bkz. Tablo 4.1, 4.3, Şekil 4.1.8., 4.2.8). Fonksiyonel hareketler sırasında genellikle görülen yükleme tipi olan tüm yapı üzerinden uygulanan yükleme koşulunda, genel olarak stres miktarları artmakla birlikte, diş çevresinde sıkışma; implant çevresinde hem sıkışma hem de gerilme stresleri belirgin olarak izlendi (Bkz. Tablo 4.1, 4.3; Şekil 4.1.9, 4.2.9). Oluşan *strain* de, buna paralel bir seyir izlemektedir (Bkz. Tablo 4.5; Şekil 4.3.8).

Çalışmanın sonuçlarında, diş üzerinden yükleme yapıldığında, diş çevresindeki kortikal kemikte; implant üzerinden yükleme yapıldığında da implant çevresindeki kortikal kemikte daha fazla sıkışma stresi gözlemlendi. Bu

sonuç, diş üzerinden yükleme yapıldığında, dişi çevreleyen periodontal ligamentin kuvvetleri abzorbe ettiği ve implant üzerine artan bir yük iletimi olmadığını göstermektedir. Diğer bir deyişle, doğal diş ve implant bağlandığı zaman, diş de yükleri paylaşmakta ve implant ile çevre dokularında aşırı stres birikimi olmamaktadır.

Çalışmanın sonuçlarına göre, en fazla stres ve *strain* birikimi ile *displacement* değerleri tüm yapı üzerinden yükleme yapıldığında ortaya çıktı. Bu koşulda dahi, elde edilen en yüksek *minimum principal* stres (57 MPa; Bkz Tablo 4.1) kortikal kemiğin en yüksek sıkışma dayanıklılığından (167 MPa) (21); en yüksek *maksimum principal* stres (79,5 MPa; Bkz Tablo 4.3) de, kortikal kemiğin en yüksek gerilme dayanıklılığından (121 MPa) oldukça düşük değerler gösterdi (21). Benzer şekilde elde edilen en yüksek *strain* değeri (0,004; Tablo 4.7) de, kortikal kemiğin *yield* dayanıklılığından (0,005) düşüktür (21). Bu çalışmada kullanılan matematik model ve yükleme koşullarında, hem simante hem de vida tutuculu tasarımın marjinal kemik üzerinde yıkıcı etkiye neden olmayacağı gözlemlendi.

Çalışmada streslerin, üst kortikal seviyeden alt kortikal seviyeye doğru inildikçe azaldığı tespit edildi. İmplantla kemik arasındaki rijit bağlantı, implantların alveol kemiği içerisindeki hareketliliğin mikron seviyesinde olmasına yol açmaktadır. Bunun sonucunda dönme merkezi, doğal dişlerdeki orana çok daha yukarıda, yani krestal kemik seviyesinde oluşmaktadır. Meydana gelen stresler, implantın dönme merkezi etrafında hareket etmesine ve streslerin kortikal kemikte birikmesine neden olur. Aynı zamanda, destek kemik dokusunun farklı elastisite modüllerine sahip trabeküler ve kortikal kemikten oluşması ve daha rijit karakterdeki kortikal kemiğin dış yüzeyde bulunması da streslerin bu bölgede birikmesinin bir başka nedenidir (139). Diş-implant bağlantısı konusunda hazırlanan bir derlemede (48), bir diş ve bir implant ile desteklenen üç üyeli köprülerin implantların boyun bölgesinde stres yoğunlaşması oluşturduğunu vurgulanmıştır. Bu durumu, Menicucci (148)'nin yaptığı sonlu elemanlar analizi çalışmasıyla birlikte bizim çalışmamız da desteklemektedir. Çalışmada, üst kortikal kemik seviyesinde simante protezler daha fazla stres

ve *strain* birikimi gösterirken, alt kortikal seviyede implanta vida ile tutunan protezler biraz daha fazla stres ve *strain* oluşturmuşlardır.

Kim ve diğ. (73)'nin yaptığı fotoelastik model ve *strain gauge* çalışmalarında da, siman tutuculu protezlerde stresler implantın boyun bölgesinde yoğunlaşırken, vida tutuculu protezde apikale daha yakın bir bölgede yoğunlaşmıştır. Bu durumda, tüm restorasyonların tamamen pasif oturduğu kabul edildiğinden, vida sıkıştırıldığı sırada implantın boyun bölgesinden çok, apikal bölgeye doğru artan stresler iletmesi oldukça mantıklıdır. Ancak bu çalışmada, trabeküler kemik modellenmediğinden, implantın apikal bölgesinde stres birikimi gözlenmiş olabilir. Oysa çalışmamızda, kortikal kemiğin 1 mm altında modellenen trabeküler kemiğe iletilen streslerin oldukça azaldığı tespit edildi. Holmes ve Loftus (136)'un, dört tip kemik yoğunluğunu karşılaştırmak amacıyla yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında da, stresin büyük çoğunluğunun kortikal kemik tarafından karşılandığı bildirilmiştir.

Çalışmada, sıkışma stresleri simante ve vida tutuculu protetik restorasyonlarda benzer bölgelerde ve benzer değerler aldı. Literatürdeki marjinal kemik yıkımlarının benzer olması da bu nedenledir (78). Bununla birlikte, bütün yükleme koşullarında gerilme streslerinin, implantın distobukkal bölgesinde yoğunlaşması ve simante protezlerde vidalı protezlere göre yaklaşık 2 kat daha yüksek¹ değerler alması dikkat çekicidir. Simante restorasyonlar, siman aracılığı ile dayanak üzerine tamamen yapışmakta ve üzerine bir kuvvet uygulandığında bütün olarak hareket ederek, stresleri kemiğe olduğu gibi iletmektedirler. Bununla birlikte, vida tutuculu restorasyonlar, üst yapı - vida - dayanak arasında da tanımlanan kontakt fiksasyon nedeniyle mikron düzeyinde harekete neden oldu. Hareket eden parça sayısı simante restorasyonlara göre artmış olduğundan, oluşan gerilme streslerinin de yerleşimi ve büyüklüğü farklı çıktı. Vida tutuculu

¹ : Diş üzerinden yüklemede sırasıyla 44,8 MPa, 21,9 MPa; implant üzerinden yüklemede sırasıyla 26,5 MPa, 10,6 MPa; tüm yapı üzerinden yüklemede sırasıyla 79 MPa, 36,8 MPa (Bkz. Tablo 4.3).

restorasyonlarda, implant üzerine bukkalden uygulanan yükler, simante restorasyonlardan farklı olarak üst yapının da dayanaktan ayrılarak linguale doğru eğilmesine neden olmaktadır. Bu nedenle, vida tutuculu restorasyonlarda, implant çevresindeki kemiğin lingual bölgesinde diş çevresindeki kemikle benzer olarak sıkışma stresleri görülürken; bukkal bölgesinde, kütleli hareket eden simante restorasyonlara göre daha az gerilme stresi izleniyor olabilir. Bu duruma neden olan bir başka olasılık da, vida tutuculu protezlerde, daha fazla mekanik parça arasında hareket olduğundan, bu mekanik yapılar hareket ettikçe, kendi içinde bir kuvvet dağılımına neden olması ve bu nedenle kemiğe daha az kuvvet iletmesidir. Çalışmada sadece kortikal kemik üzerindeki stresler incelendiğinden, üst yapıları da inceleyen bir araştırmayla bu olasılıklara daha kesin bir yorum getirilebilir.

Kim ve diğ. (73)'nin, implant üstü kantilever protezler üzerinde in-vitro yaptıkları çalışmada, vida tutuculu protezler simante protezlere göre daha az *strain* oluşturmıştır. Diş – implant bağlantısı da kantilever olarak değerlendirilebildiğinden bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızla uyum göstermektedir. Guichet ve diğ. (74)'nin yaptığı fotoelastik model çalışmasında da, pasif olarak hazırlanan vida tutuculu protezlerin fazla stres oluşturmadağı gözlenmiş ve vida tutuculu protezlerin daha fazla stres oluşturmalarının vidanın sıkıştırılmasından çok, restorasyonun pasif olmamasıyla ilişkili olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda da vida tutuculu protezlerin üst seviyede belirgin derecede daha az gerilme stresi oluşturduğu izlendi.

Rijit protezi destekleyen yapılardan biri esnek olduğunda, esnek elemana gelen kuvvet rijit elemana iletilir. Doğal diş desteği okluzal yükler altında alveol içine doğru hareket ederken implant dayanağına tork kuvvetleri iletir. Kemik seviyesi radyografik olarak değerlendirildiğinde, diş-implant bağlantılı protezlerde distal implantın mezialinde distaline göre daha fazla marjinal kemik kaybı olduğu gözlenmiştir (144). Dişin implantla olan rijit bağlantısı yük paylaşımını sağladığından, protezde oluşan eğilme momenti implantın mezialinde yüksek sıkışma *strain'* ine neden olabilir. Mezial ve

distal marjinal kemik kaybı arasındaki fark, fizyolojik sınırlarda yüklenen kemiğin fonksiyonel gereksinimlerindeki artışa yönelik adaptif kemik cevabı ile ilişkilendirilmiştir (25, 144, 152). Çalışmamızda ise, bu diş-implant bağlantısı yapılan çalışmalardan farklı olarak, bütün yükleme koşullarında implantın distalinde ve distolingualinde sıkışma stresi ve *strain* birikimi gözlemlendi. Bu sonuç Özçelik (140)'in, ve Menicucci, (148)'nin çalışmalarında da bu şekilde bulunmuş ve model geometrisinin tüm alt çeneyi kapsamaması nedeniyle, okluzal yükleme sırasında alt çenenin angulus bölgesinde oluşan devrilme (*bending*) momentlerinin oluşturduğu bir yansıma olarak yorumlanmıştır.

Daha önceki sonlu elemanlar analiz çalışmalarında sadece implant ve kemik üzerindeki stresler araştırılmış ve bu çalışmalarda *displacement* bulgularına yer verilmemiştir. Literatürde *displacement*'in incelendiği tek çalışma Wang ve diğ. (150)'ninki olup, çalışmada implant dayanağında görülen *displacement*'in dişin boynundakinden daha fazla olduğu bildirilmiştir. Bu durum, implant ve kemik arasındaki rijit bağlantıdan dolayı implantı çevreleyen kemiğin esnememesi ve daha az hareket etmesi nedeniyle, implant üzerindeki artan stresler sonucu, implant-dayanak bütünlüğünün bozulması ve dayanağın dişe göre daha fazla yer değiştirmesi şeklinde açıklanabilir. Bizim çalışmamızda üst yapılar incelenmemiş olmasına rağmen, implantı çevreleyen kemik üzerinde daha fazla stres olduğu sonucu bu çalışma ile de desteklenmektedir.

Çalışmada, diş çevresinde görülen en fazla *displacement* miktarının (~0,09 mm), implant çevresinde görülenin (~0,045 mm) yaklaşık iki katı olduğu saptandı. Bu durum dişin periodontal ligament nedeniyle daha fazla hareketlilik göstermesiyle ve implant üzerinde kantilever etkisi oluşturmasıyla uyumludur. Ayrıca, implantın distobukkalinde oluşan yoğun gerilme stresleri bu bulgu ile açıklanabilir.

SONUÇLAR ve ÖNERİLER:

1. Oluşturulan sonlu elemanlar modeli ve yükleme koşullarında, bir doğal diş ve bir implant tarafından desteklenen ve rijit bağlantı kullanılarak oluşturulan üç üyeli sabit protetik restorasyonlar, implantı çevreleyen kortikal kemik üzerinde yıkıcı kabul edilen sınıra yaklaşmamıştır.
2. Tüm yükleme koşullarında, özellikle sıkışma streslerinin paylaşımına dişin de katıldığı gözlemlendi.
3. Bütün yükleme koşullarında ve bütün protez tasarımlarında üst kortikal seviyede elde edilen stres ve *strain* değerleri alt kortikal seviyede elde edilenlerden daha fazladır. Bu bulgu, implantın boyun bölgesinin daha fazla strese maruz kaldığı yargısıyla uyumludur.
4. Bütün yükleme koşullarında ve bütün protez tasarımlarında, sıkışma stresleri ve *strain*'lerinin diş çevresinde bukkal, implant çevresinde ise distolingual bölgede yoğunlaştığı gözlemlendi. Implant çevresindeki kortikal kemikte, tüm koşullarda, gerilme stresleri daha etkindir ve bukkal - distobukkal bölgeler arasında yoğunlaşmıştır.
5. Oluşturulan sonlu elemanlar modelinde, kullanılan geçici ve daimi simanlar arasında oluşan stres, *strain* ve *displacement* açısından belirgin fark görülmedi. Implant üstü restorasyonların, diş ve implant desteklerinin ve okluzyonun kontrolü amacıyla, kısa süreli geçici olarak simante edilmesinin kemik üzerinde biyomekanik açıdan bir sakıncası yoktur.
6. Simante ve vida tutuculu restorasyonlar, diş-implant bağlantılı protezlerin kullanımında güvenlidir. Simante protezler üst kortikal seviyede, vida tutuculu protezlerle benzer sıkışma stres değerleri gösterdi. Bununla birlikte simante protezler, vida tutuculu protezlere göre daha fazla gerilme stres değerleri göstermektedir. Kortikal kemik, gerilme tipi streslere sıkışma tipi streslere olduğundan daha az dayanıklı olsa da, çalışmanın sonucunda elde edilen en yüksek gerilme stres değerleri kortikal kemiğin en yüksek gerilme dayanıklılığından oldukça düşük olması nedeniyle, kemik üzerinde zararlı bir etkisi olmayacaktır. Bu nedenle, yapılacak diş-implant üstü protetik restorasyonların tasarımında, interark mesafe, estetik, tutuculuk ve

ıkartılabilirlik gibi klinik koşullar ile ekonomik nedenler ve hekimin kişisel tercihinin daha çok ön plana çıkan kriterler olması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Kronström M, Trulsson M, Söderfeldt B. Patient evaluation of treatment with fixed prostheses supported by implants or a combination of teeth and implants. *J Prosthodont* 13:160-165, 2004.
2. Rangert B, Gunne J, Sullivan D. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: In vitro study. *Int J Oral Maxillofac Impl* 6:177-186, 1991.
3. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures after an observation period of at least 5 years: II. Combined tooth-implant supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 15:643-653, 2004.
4. Naert I, Duyck JAJ, Hosny MMF, Quirynen M, Van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: an up to 15 years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 12:237-244, 2001.
5. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10 year report. *Int J Prosthodont* 12:216-221, 1999.
6. Block MS, Lirette D, Gardiner D, Li L, Finger IM, Hochstedler J, Evans G, Kent JN, Misiek DJ, Mendez AJ, Guerra L, Larsen H, Wood W, Worthington P. Prospective evaluation of implants connected to teeth. *Int J Oral Maxillofac Impl* 17:473-487, 2002.
7. Bragger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 12:26-34, 2001.
8. Kindberg H, Gunne J, Kronström M. Tooth and implant connected prostheses: a retrospective clinical follow-up up to 8 years. *Int J Prosthodont* 14:575-581, 2001.

9. Hosny M, Duyck J, van Steenberghe D, Naert I. Within subject comparison between connected and non-connected tooth-to-implant fixed partial prostheses: up to 14-year follow up study. *Int J Prosthodont* 13:340-346, 2000.
10. Stewart K, Rudd K, Kuebker W. *Clinical Removable Partial Prosthodontics*. St Louis, Toronto, London, Mosby, 1983.
11. Misch CE. The evaluation of natural teeth adjacent to multiple implant sites: Effects on diagnosis and treatment plan. *Dental Implant Prosthodontics*'de, sf.180, Missouri, Mosby, 2005
12. Vermeulen A, Keltjens A, Van't Hof M, Kayser AF. Ten year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on treatment, not wearing, replacement. *J Prosthet Dent* 76:267-27, 1996.
13. Wilding R, Reddy J. Periodontal disease in partial denture wearers – a biological index. *J Oral Rehab* 14:111-124, 1987.
14. Jacobs R, Manders E, Van Steenberghe D, Van Looy C, Lembrechts D, Naert I. Evaluation of speech in patients rehabilitated with various oral implant supported prostheses. *Clin Oral Implants Res* 12:167-173, 2001.
15. Misch CE. Generic root form component terminology. *Dental Implant Prosthodontics*'de, sf.32, Missouri, Mosby, 2005.
16. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1:1-25, 1986.
17. Bidez MW, Misch C.E. Clinical biomechanics in implant dentistry, *Dental Implant Prosthodontics*'de, sf.309, Missouri, Mosby , 2005.
18. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 18:264-274, 1992.
19. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*'da, sf. 151, Michigan, Quintessence, 2. baskı, 1997.

20. Ishigaki S, Nakano T, Yamada, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. Clin Oral Implants Res 14:97-102, 2003.
21. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. Int J Oral Maxillofac Impl 15:15-46, 2000.
22. Carlsson GE, Haroldson T. Functional response. Tissue Integrated Prostheses. Quintessence, Chicago, 1985.
23. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prosthesis supported by implants. Clin Oral Implants Res 7:153-161, 1996.
24. Akça K, Uysal S, Çehreli MC. Implant-Tooth Supported Fixed Partial Prostheses: Correlations Between in vivo Occlusal Bite Forces and Marginal Bone Reactions. Clin Oral Implants Res -*baskıda*-
25. Baron M, Haas R, Baron W, Mailat HP. Peri-implant bone loss as a function of tooth-implant distance. Int J Prosthodont 18:427-433, 2005.
26. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations: Tissue Integrated Prostheses'de, sf.117, Chicago, Quintessence, 1985.
27. Skalak R. Biomedical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 49:843-848, 1983.
28. Çiftçi Y, Canay Ş. The effect of vennering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. Int J Oral Maxillofac Implants 15:571-582, 2000.
29. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofacial Impl 9:627-635, 1994.
30. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. Int J Oral Maxillofac Impl 9:90-94, 1994.

31. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:781-790, 1998.
32. Weiss CW. Fibroosteal and osteal integration: a comparative analysis of blade and fixture type dental implants supported by clinical trials. *J Dent Educ* 52:706-711, 1988.
33. Kirsch A. The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. *J Oral Implantol* 11:197-210, 1983.
34. Misch CE. Progressive bone loading. *Dental Implant Prosthodontics*'de, sf.511, Missouri, Mosby, 2005.
35. Gunne J, Jemt T, Linden B. Implant treatment in partially edentulous patients: a report on prostheses after 3 years, *Int J Prosthodont* 7:143-148, 1994.
36. Uysal H, İplikçioğlu H, Avcı M, Bilir ÖG, Kural O. Efficacy of the intramobile connector in implant tooth supported fixed prostheses: an experimental analysis. *Int J Prosthodont* 9:355-361, 1996.
37. Becker C, Kaiser D, Jones J. Guidelines for splinting implants. *J Prosthet Dent* 84:210-214, 2000.
38. Naert I, Duyck JAJ, Hosny MMF, Quirynen M, Van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part II: an up to 15 years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 12:245-251, 2001.
39. Zarb GA, Albrektsson T. Nature of implant abutments: *Tissue Integrated Prostheses*'de, sf.89, Chicago, Quintessence, 1985.
40. Parfitt G.S. Measurements of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res* 39:608-612, 1960.
41. Bidez M.W, Lemons J.E, Isenberg B.F. Displacements of precious and nonprecious dental bridges utilising endosseous implants on distal abutments. *J Biomed Mater Res* 20:785-797, 1986.
42. Muhlemann HR. Tooth mobility: a review of clinical aspects and clinical findings. *J Periodontol* 38:686-708, 1967.

43. Sekine H, Komiyama Y, Hotta H. Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. *Tissue Integration in Oral Maxillofacial Reconstruction*'da, sf. 326, Amsterdam, Elsevier, 1986.
44. Albrektsson T, Zarb G. Clinical and research experience with osseointegrated implants in Japan. *The Branemark Osseointegrated Implant*'da, Chicago, Quintessence, 1989.
45. Fenton AH, Jamshaid A, David D. Osseointegrated fixture mobility. *J Dent Res* 66:114, 1987.
46. Richter E.J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 61:602-609, 1989.
47. Misch CM, Bidez MW. Implant protected occlusion, a biomechanical rationale. *Compendium* 15:1330-1342, 1994.
48. Gross M, Laufer BZ. Splinting osseointegrated implant and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients: Review. *J Oral Rehabil* 24:863-870, 1997.
49. Rieder C.E, Parel S.M. A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. *Int J Periodont Rest Dent* 13:335-347, 1993.
50. Fugazzotto PA, Kirsch A, Ackermann K, Neuendorff G. Implant/tooth connected restoration utilizing screw fixed attachments: a survey of 3096 sites in function for 3 to 14 years. *Int J Oral Maxillofac Impl* 14:819-829, 1999.
51. Sheets C.G, Earthman J.C. Tooth intrusion in implant-assited prosthesis. *J Prosthet Dent* 77:39-45, 1997.
52. Kirsch A, Ackermann K.L. The IMZ osseointegrated implant system. *Dent Clin North Am* 33:733-790, 1989.
53. Van Rossen I.P, Braak L.H, De Putter C, De Groot K. Stress absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 64:198-205, 1990.

54. Lill W, Matejka M, Rambousek K, Watzek G. The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3:281-286, 1988.
55. El Wakad M, Brunski J.B. Biomechanics of dental implants with and without intramobile element: Computer modelling. *J Dental Res* 67:287, 1988.
56. Meijer G.J, Starmans F.J.M. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil* 22:105-111, 1995.
57. Nishimura R, Ochiai K.T, Caputo A.A, Jeong C.M. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent* 81:696-703, 1999.
58. Misch CE, Ismail Y.H. Finite element stress analysis of tooth-to-implant fixed partial denture designs. *J Prosthodont* 2:83-92, 1993.
59. Mello J, Matsushita Y, Koyano K, Hirowatari H, Suetsugu T. Comparative stress analysis of fixed free-end osseointegrated prostheses using finite element method. *J Oral Implantol* 21:290-294, 1995.
60. Lin CL, Wang JC. Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. *Int J Oral Maxillofac Impl* 18:331-340, 2003.
61. Cho C.G, Chee W.W.L. Apparent intrusion of natural teeth under an implant supported prosthesis: A clinical report, *J Prosthet Dent* 68:3-5, 1992.
62. Garcia L, Oesterle L. Natural tooth intrusion phenomenon with implants: a survey. *Int J Oral Maxillofac Impl* 13:227-231, 1998.
63. Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K, Josefsson T, Nilson H, Wilhelmsson P, Gunne J. Tooth-implant supported fixed prosthesis: A retrospective multicenter study. *Int J Prosthodont* 14:321-328, 2001.
64. Langer B, Sullivan DY. Osseointegration: Its impact on the interrelationship of periodontics and implant dentistry: Part II. *Int J Perio Rest Dent* 9:165-183, 1989.

65. Ismail YH, Misch CM, Pipko DJ. Stress analysis of a natural tooth connected to an osseointegrated implant in a fixed prosthesis. *J Dent Res* 70:460, 1991.
66. DeClercq M, Naert I, Theuniers G. Damages at implant parts and prosthetical superstructures supported by osseointegrated implants. *J Dent Res* 68:901, 1989.
67. Shernoff A, Edmonds PP, Ward RD, Matthews BL. Osseointegrated implants with an intramobile element in the treatment of edentulous jaws. *Compend Contin Ed J* 12:394-402, 1991.
68. Kay HB. Free standing implant-tooth interconnected restorations: understanding the prosthodontic perspective. *Int J Periodontics Restorative Dent* 13:47-69, 1993.
69. Cavicchia F, Bravi F. Free standing vs tooth connected implant supported fixed partial restoration: a comparative retrospective clinical study of the prosthetic results. *Int J Oral Maxillofac Impl* 9:711-718, 1996.
70. Sheets C.G, Earthman J.C. Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for the occurrence. *J Prosthet Dent* 70:513-520, 1993.
71. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Impl* 18:719-728, 2003.
72. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restoration: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 77:28-35, 1997.
73. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analysis of dental implants supporting screw retained and cement retained prostheses. *Implant Dentistry* 8:141-151, 1999.
74. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Impl* 15:239-246, 2000.

75. Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Impl* 14:137-141, 1999.
76. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw vs. cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Impl Res* 11:448-457, 2000.
77. Zarb GA, Jansson TP. Prosthodontic procedures and laboratory procedures and protocol: *Tissue Integrated Prostheses*, sf.241, Chicago, Quintessence, 1985.
78. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19:260-265, 2004.
79. Heckmann S, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor D. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. *Clin Oral Implants Res* 15:466-473, 2004.
80. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Impl* 14:369-378, 1999.
81. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failure and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual check up. *Int J Oral Maxillofac Impl* 7:40-44, 1992.
82. Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: a two year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Impl* 10:199-206, 1995.
83. Jemt T, Lekholm U, Johansson CB. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in-vivo study in rabbits. *Clin Implant Dent Rel Res* 2:129-137, 2000.
84. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant supported 5 unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19:30-7, 2004.

85. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: Current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15:66-75, 2000.
86. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants, *J Prosthet Dent* 60:75-84, 1988.
87. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 64:185-194, 1990.
88. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses: Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 68:949-956, 1992.
89. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 67:236-245, 1992.
90. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Impl* 9:169-178, 1994.
91. Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a five year report. *Int J Oral Maxillofac Impl* 9:191-196, 1994
92. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, De Keyser C, Callens A. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge: an up to 6-years retrospective study. *J Clin Periodontol* 19:118-126, 1992.
93. Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement retained implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16:547-556, 2001.
94. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett DL, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, 3rd ed, sf.119, Chicago, Quintessence, 3. Baski, 1997.
95. Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prosthodont* 6:193-196, 1997.

96. Covey DA, Kent DK, St Germain HA Jr, Koka S. Effect of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant supported crowns. *J Prosthet Dent* 83:344-348, 2000.
97. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Tylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Impl* 16:793-798, 2001.
98. Wheeler RC. *A textbook of Dental Anatomy and Physiology*, 18th ed., Philadelphia, Saunders, 1965.
99. Duncan JP, Nazarova E, Vogiatzi T, Taylor D. Prosthodontic complications in a prospective clinical trial of single stage implant at 36 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:561-565, 2003.
100. Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Impl* 14:865-868, 1999.
101. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent* 78:43-47, 1997.
102. Dixon DL, Breeding LC, Bogachi MI, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part II. *J Prosthet Dent* 68:885-890, 1992.
103. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Impl Res* 13:343-348, 2002.
104. Akça K, İplikçioğlu H, Çehreli MC. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17:536-542, 2002.
105. Wasson EA, Nicholson JW. Change in pH during setting of polyelectrolyte dental cements. *J Dent* 21:122-126, 1993.
106. Bapna MS, Mueller HJ. Leaching from glass ionomer cements. *J Oral Rehabil* 21:577-583, 1994.
107. Kern M, Kleimeier B, Schaller HG, Strub JR. Clinical comparison of postoperative sensitivity for a glass ionomer and a zinc phosphate luting cement. *J Prosthet Dent* 75:159-162, 1996.

108. Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS. Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. *J Prosthet Dent* 63:513-521, 1990.
109. Shortall AC, Fayyad MA, Williams JD. Marginal seal of injection-molded ceramic crowns cemented with three adhesive systems. *J Prosthet Dent* 61:24-27, 1989.
110. Tjan AH, Dunn JR, Grant BE. Microleakage of cast gold crowns luted with an adhesive resin cement. *J Prosthet Dent* 67:11-15, 1992.
111. Matsuya S, Maeda T, Ohta M. IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. *J Dent Res* 75:1920-1927, 1996.
112. Galun EA, Saleh N, Lewinstein I. Diametral tensile strength and bonding to dentin of type I glass ionomer cements. *J Prosthet Dent* 72:424-429, 1994.
113. Canay Ş, Hersek N, Akça K, Çiftçi Y. The effect of weight loss of liquid on the diametral tensile strengths of various kinds of luting cements. *Int Dent J* 46:52-58, 1996.
114. Mesu FP. The effect of temperature on the compressive and tensile strengths of cements. *J Prosthet Dent* 49:59-62, 1983.
115. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 65:436-442, 1991.
116. Swartz ML, Phillips RW, Pareja C, Moore BK. In vitro degradation of cements: a comparison of three test methods. *J Prosthet Dent* 62:17-23, 1989.
117. Osborne JW, Wolff MS. The effect of powder/liquid ratio on the in vivo solubility of polycarboxylate cement. *J Prosthet Dent* 66:49-51, 1991.
118. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, sf.151, St. Louis, Mosby, 2. Baskı, 1995.

- 119.Duncan JP, Pameijer CH. Retention of parallel sided titanium posts cemented with six luting agents: an invitro study. *J Prosthet Dent* 80:423-428, 1998.
- 120.Akerboom HB, Kreulen CM, van Amerongen WE, Mol A. Radioopacity of posterior composite resins, composite resin luting cements, and glass ionomer lining cements. *J Prosthet Dent*, 70:351-355, 1993.
- 121.White SN, Kipnis V. Three dimensional effects of adjustment and cementation on crown seating. *Int J Prosthodont* 6:248-254, 1993.
- 122.Levine WA. An evaluation of the film thickness of resin luting agents, *J Prosthet Dent* 62:175-178, 1989.
- 123.Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. Ege Üniv. Dişhek. Fak. Yayınları no:17, İzmir, 2002.
- 124.Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 85:585-598, 2001.
- 125.DeTolla DH, Andreanna S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantology* 26(2):77-81, 2000.
- 126.Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 55:772-777, 1976.
- 127.Atmaram GH, Mohemmed H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res* 60:873-877, 1981.
- 128.Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 21:563-570, 1990.
- 129.Akpınar İ, Demirel F, Parnas L, Şahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 27:11-17, 1996.

130. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, Puers R, Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 9:407-418, 1998.
131. Zhang JK, Chen ZQ. The study of effects of changes of the elastic modulus of the materials substitute to human hard tissues on the mechanical state in the implant-bone interface by three dimensional unisotropic finite element analysis. *West China J Stomatol* 16:274-278, *abstract*, 1998.
132. Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. *Oral Implantology: Basics, ITI Hollow Cylinder System'de*, sf. 244, New York, Thieme, 2. Baskı, 1996.
133. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton D. Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA. *J Prosthodont* 9:201-209, 2000
134. Misch CE. *Tissues surrounding dental implants. Contemporary Implant Dentistry'de*, sf.243, Missouri, Mosby, 2. Baskı, 1999.
135. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Impl* 16:722-730, 2001.
136. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 23:104-111, 1997.
137. İplikçioğlu H, Akça K, Çehreli M, Şahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in-vitro strain gauge measurements on a morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:258-265, 2003.
138. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Bara LPS, Lemonge ACC. Three-dimensional finite element analysis of a cuneiform geometry implant. *Int J Oral Maxillofac Impl* 18:675-684, 2003.
139. Meijer G.J, Kuiper JH, Stermans F.J.M., Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implant and height of mandible. *J Prothet Dent* 68:96-102, 1992.

140. Özçelik B. Doğal diş – implant destekli sabit protez tasarımlarının iki farklı stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2002.
141. Coward TJ, Scott BJJ, Watson RM, Richards R. A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging and laser scanning for capturing 3-D data from an object of standart form. Int J Prosthodont 18:405-413, 2005.
142. Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimentional finite element analysis. Clin Oral Impl Res 16:466-472, 2005.
143. Olsson M, Gunne J, Astrand P, Borg K. Bridges supported by fr-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. Clin Oral Implants Res 6:114-121, 1995.
144. Akça K, Çehreli MC. Two Year Prospective Follow-up of Implant-Tooth vs Free-standing Implant Supported Fixed Partial Dentures. Int J Periodont Rest Dent -*Baskıda*-
145. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed partial dentures after an observation period of at least 5 years. I. Implant supported FPDs. Clin Oral Implants Res 15:625-642, 2004.
146. Breeding L.C, Dixon D.L, Bogacki M.T, Tietge J.D. Use of luting agents with an implant system : Part I. J Prosthet Dent 68:737-41, 1992.
147. Carranza FA, Newman MG. Clinical Periodontology'de, sf.30, W.B.Saunders Company, Philadelphia, 1996.
148. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth – implant conection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Impl Res 13:334-341, 2002.

149. Rangert B, Gunne J, Glantz PO, Svensson A. Vertical load distribution on a three unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant: an in vitro study. Clin Oral Impl Res 6:40-46, 1995.
150. Wang XJ, Zhou YM, Liu HY, Wu CL. Three dimensional finite element stress analysis on superstructure of fixed bridge supported by tooth-implant. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 38:414-416, *abstract*, 2003.
151. Wang TM, Leu LJ, Wang JS, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor quality bone: a numeric analysis. Int J Oral Maxillofac Impl 17:231-237, 2002.
152. Roberts WE. Bone physiology, metabolism and biomechanics in orthodontic practice. Graber TM ve Vanarsdall RL, Orthodontics (Current Principles and Techniques), sf 193, St Louis, Mosby, 1994.