

27657

T.C.
Marmara Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

İMLANT DESTEKLİ KRON-KÖPRÜ
RESTORASYONLARINDA İMLANT BOYU VE DİSTAL
UZANTI MİKTARININ KEMİK-İMLANT ARA YÜZ STRES
DAĞILIMINA ETKİSİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

27657

Dt. Atilla SERTGÖZ

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

DOKTORA YÖNETİCİSİ
Prof. Dr. Sungur GÜVENER

İSTANBUL 1993

İÇİNDEKİLER

Bölüm 1- GİRİŞ

Bölüm 2 - GENEL BİLGİLER

- 2.1. İmplant Materyali
- 2.2. İmplantın şekli
- 2.3. Okluzyon ve okluzal prensipler
- 2.4. Çiğneme kuvvetleri
- 2.5. Kemiğin özellikleri
- 2.6. Protezin planlaması
- 2.7. Mekanik temel kavramlar

Bölüm 3- MATERYAL VE METOD

- 3.1. Katı modelleme
- 3.2. Ağ yapının oluşturulması
- 3.3. Eleman ve Düğüm Noktalarının Belirlenmesi
- 3.4. Sınır koşullarının tayini

Bölüm 4- BULGULAR

Bölüm 5- TARTIŞMA

Bölüm 6- SONUÇ

Bölüm 7- ÖZET

Bölüm 8- SUMMARY

Bölüm 9- KAYNAKLAR

GİRİŞ

Çağımız hastalıklarından sayılan periodontal problemler sonucu ortaya çıkan erken diş kayıpları, özellikle genç hastalarda bir takım fonksiyonel, estetik ve fonetik sorunlar yaratmaktadır. Genellikle bu durum hareketli protezlerin endike olduğu vakalarda daha fazla belirginleşmektedir.

Aynı şekilde sabit protetik restorasyon imkanı bulunmayan yaşlı hastalarda da, alveoler kretlerdeki aşırı rezorbsiyonlara bağlı olarak hareketli protezlerin kullanımı da zorlaşmakta ve aynı tip fonksiyon bozuklukları ortaya çıkmaktadır.

İşte bu sebeplerden dolayı diş hekimliğinde farklı bir restoratif yaklaşım ihtiyacı doğmuş ve dental implantların protetik amaçlarla kullanımı yaygınlaşmıştır.

Doğal dişe göre farklı bir biomekaniğe sahip olan dental implantlar, biyolojik uyumunun yanında mühendislik bir takım problemleride beraberinde getirmişlerdir. Periodontal membranı bulunan doğal dişlerde, gelen okluzal kuvvetler, membrandan kaynaklanan esneme kabiliyeti dolayısıyla kemik dokusuna daha az olarak iletilir. Buna karşın dental implantlar, çiğneme fonksiyonu sonucu oluşan tüm kuvvetleri direk olarak kemiğe transfer ederler. Bu açıdan kemiğin aşırı stres altında kalmaması için hem implantın şekli hem de yapılacak üst yapı protezinin planlaması önem kazanmaktadır.

Bu amaçla bizde çalışmamızda, sabit osseointegre implant protezinde, biomekanik açıdan en önemli bölge olarak kabul ettiğimiz distal uzantının ve implant boyunun çevre kemik dokusuna etkisini üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile inceledik.

2- GENEL BİLGİLER

Dental implantlar, özellikle son yıllarda hareketli protezlere alternatif bir tedavi olacak şekilde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

İlk olarak Prof. Dr. Per Ingmar Branemark tarafından tanımlanan osseointegrasyon, kemik ile implant arasında kesintisiz ve sıkı bir ilişkidir(1,3,4,5,15,18).

Titanyum bir implant kemik içerisine yerleştirildiğinde, metalin üzerindeki oksit tabakası ile biyolojik arayüz arasında kompleks bir bağlantı reaksiyonu başlar. İmplant yüzeyine biomoleküllerin bağlanmasında değişik bağlantı tipleri vardır. En zayıf şekli Wander-Walls bağlantısıdır ve kuvveti 1 ile 10 kcal/mol arasındadır. Eğer bu tip bağlantı dominant ise yüzeye yapışan biomoleküllerin değişimi hızlı ve devamlıdır. Wander Walls bağlantısında, implant yüzeyinin dielektrik konstantı ve yüzeye bağlanan köklerin veya biomoleküllerin polarizasyon kabiliyeti, bağlantının gücünün belirlenmesinde önemli fiziksel parametrelerdir. İkinci tip bağlantı hidrojen bağlantısı olup, biomoleküllerdeki veya biyolojik sıvıdaki hidrojenin, oksit tabakasındaki O₂ ile birleşmesi ile hidroksit teşekkül etmesi sonucu oluşur. Bu bağlantının kuvveti ortalama 10 kcal/mol'dur. En güçlü bağlantı ise 10 ile 100 kcal/mol civarında değişen kovalent ve iyonik bağlantılardır. Bu tip bağlantıda atomik boyutlarda yüzeyin lokal yapısı çok önemlidir (18,69).

İmplant yüzeyi ile biomoleküller arasındaki bu etkileşimler değişik bölgelerde değişik şekillerde olabilir. İmplant yüzeyinin mikrojeometrisi ve kimyasal yapısı aşağıdaki sebeplerden dolayı bu olayda önem kazanır.

- 1- Eğer yüzey düzensizliğinin boyutları ile biyolojik üniteye yapı taşlarının boyutları karşılaştırılırsa, atomik olarak düzgün, eğimli ve düzensiz yüzeyler farklı kontak alanlarına neden olurlar. Bu ise biyolojik ünitenin yapısına etki eden değişik tip bağlantılar yaratır.
- 2- Yüzeyin kimyasal yapısı bağlantının özelliklerini değiştirerek bağlantının tipinde değiştirebilir (70).

İmplantasyonu takiben ilk saniyelerde, implant yüzeyine yakın bölgelerde sadece serbest biomoleküller, çözünmüş iyonlar ve su bulunur. Yüzey ile komşu doku hücreleri arasında direk bağlantı çok azdır. Hücreler yüzeye bakan biomoleküller ve sudan oluşan tabaka ile etkileşirler.

Biomolekül tabakanın yapısı hücrenin ona vereceği cevabı belirler. Hücresel cevap ise yüzeyde absorbe edilmiş tabakanın yapay yada tabii safhada olup olmamasına göre değişebilir. Yüzey doku etkileşimi statik olmaktan çok dinamiktir. Biolikit iyileşme işlemi ilerledikçe sürekli olarak değişir. Bu ise implant yüzeyindeki absorbe olmuş tabakanın yapısının günler, haftalar geçtikçe değişmesine neden olur. Sonuç olarak hücreler ve dokular yüzeye yaklaşırlar ve yüzeye yakın hücrelerin tipi ve aktivitesi zamanla değişir. İmplant ile doku arasındaki bu etkileşim, zaman ve uzaklığa bağlı bir çift olaylar zinciridir (70).

İmplant kemik içine yerleştirildikten sonra değişik iyileşme dönemleri geçirir. Başlangıçta kemik ile implant arasında, daha sonra pıhtıya dönüşecek kan elementleri vardır. Pıhtı, makrofajlar, lenfoid hücreler ve polimorfonükleer lökositler gibi fagositik hücreler tarafından değişime uğratılır. Bu fagositik aktivite, cerrahi işlemi takiben 1 ile 3 gün içerisinde en üst seviyeye ulaşır. Bu safhada fibroblast, fibröz doku ve fagositleri içeren bir procallus oluşur (58).

Daha sonra procallus yoğun bağ dokusu haline gelir ve diferansiye olmamış mezankimal hücreleri osteoblastlara dönüşür. İmplant yüzeyinde de görülen osteoblastları içeren bu bağ dokuya callus adı verilir (58).

Osteoblastlar yaydıkları sitoplazmik prosesler ile birbirlerine bağlanarak bir ağ yapı oluştururlar. Oluşan ağ yapı arasındaki büyük boşluklara osteoblastlar, organik elemanlar üreterek gönderirler. Bu organik sekresyonlar, fibroz ve amorf elemanlar olarak ikiye ayrılır. Fibroz eleman kollajendir. Amorf eleman ise proteoglycan, non-kollagen proteinler ve glikoproteinlerdir. Matris amorf elemanlarından osteonektin, sadece kemikte bulunan bir proteindir. Görevi matristeki kollagen fibrillerini kemik minerallerine bağlamaktır. Diğer bir amorf eleman olan osteokalsin, kalsiyum bağlı bir protein olup kemik mineralizasyonunda rol oynar. Su ve organik materyallerin doldurduğu bu hücreler arası boşluğa organik matris adı verilir. Matris içinde kalsiyum ve fosfat iyonlarının depolanması sonucu mineralizasyon gerçekleşir ve yeni kemik dokusu oluşur (91).

Dental implantlarda uzun süreli klinik başarı biyolojik faktörlere olduğu kadar biomekanik faktörlere de bağlıdır. Kemik içi implantlarda, biomekanik problemlere çözüm getirmek için birçok kavramı bir arada düşünmek zorunluluğu vardır. Bunlar temel olarak;

- 1- İmplant Materyali
- 2- İmplantın Şekli
- 3- Okluzyon ve okluzal prensipler
- 4- Çiğneme kuvvetleri
- 5- Kemğin özellikleri
- 6- Protezin Planlamasıdır.

2.1. İMPLANT MATERYALİ

Biomateryaller, materyal özellikleri, doku ile olan etkileşimleri ve uygulanan cerrahi işlem alanına göre sınıflandırılırlar. Bu kategorilere göre biomateryaller, metal ve alaşımları, seramik ve karbonlar, polimerler ve bu materyal tiplerinin kompozisyonları olarak dört ayrı gruba ayrılabilir (76).

Kimyasal biolojik ajanlara karşı dirençli biomateryaller, pasif veya inert, reaksiyonlara girenler ise yüzey aktif veya bioaktif olarak isimlendirilirler. Tablo I'de dental implant olarak kullanılan sentetik biomateryaller gösterilmiştir (76).

Biomateryal	Yüzeyi	Pasif (P) Aktif (A)	Kemik bağlantısı Bağlı (B) Bağlı Olmayan (N)
Metaller			
Fe-Cr-Ni	Cr x Oy	P	N
Ti ve Ti-6Al-4V	TiO ₂	A-P	B
Co alaşımları	Cr x Oy	P	N
Seramik ve karbonlar			
Al ₂ O ₃	Al ₂ O ₃	P	N
HA	Ca ₁₀ (PO ₄) ₆ (OH) ₂	A	B
TCP ve ALCAP	Ca-PO ₄	A	B
Bioglas veya Ceravital	Ca-PO ₄	A	B
C ve C-si	Cr veya C-si	P	N
Polimerler ve kompozitler			
PE	Polimer	P	N
Dacron	Polimer	P	N
PTFE	Polimer	P	N
PMMA	Polimer	P	N
Silicon	Polimer	P	N
PS	Polimer	P	N
Composit	Polimer	P	N

Tablo I- Biomateryallerin yüzey ve arayüz özelliklerine göre sınıflandırılması

METAL VE ALAŞIMLARI :

Metal ve alaşımları, dirençleri, işlenebilirlikleri ve birçok teknikle steril edilebilmeleri gibi özelliklere sahip implant materyalleridir.

Periodik tabloda atomik sayısı 22 ve atom ağırlığı 47.9 olan titanyum dental implantlarda kullanılan saf bir elementtir. Saf titanyum manyetik olmayan bir elementtir ve diğer metallerle alaşım yapabilmek için eritilebilir. Bu metaller arasında gümüş, aliminyum, arsenik, bakır, demir, galyum, uranyum, vanadyum ve çinko sayılabilir. Saf titanyuma, demir, nitrojen, oksijen ve karbon ilavesi onun mekanik özelliklerini artırır (102).

Diş hekimliğinde titanyum alaşımları 3 formda kullanılır. Alfa,beta ve alfa-beta. Bu tipler saf titanyum ısıtıldığında ve belirli şartlarda vanadyum ve aliminyum gibi elementlerle karıştırılıp soğutulduğunda elde edilir. Katılan bu elementlere faz durumu stabilizatörü denir (102).

Aliminyum, alfa fazı stabilizatörüdür. Aliminyum alaşımın ağırlığını azaltır ve direncini artırır. Vanadyum beta fazı stabilizatörüdür. Aliminyum ve vanadyum alfa-beta transformasyonun oluşacağı sıcaklık oranına göre titanyuma katılır. İstenilen alaşım şekli, transformasyonun olduğu dereceden, oda sıcaklığına kadar alaşımın soğutulması ile elde edilir. Dental implantlar için bu alaşımlardan en çok alfa-beta faz kombinasyonu kullanılır. Bu alaşım % 6 Aliminyum ve % 4 vanadyum içerir (102).

Titanyumun işlenmesi esnasında metalik yeni titanyum yüzeyleri hava ile temasa geçerler. Bu yüzlerin hava ile teması sonucu hızlı bir oksit formasyonu başlar. Muhtemel oluşabilecek oksitler TiO_2 , TiO ve TiO_3 'tür. Bunlardan TiO_2 en stabildir ve bu yüzden fizyolojik şartlarda en çok kullanılır. Hava ile 1 milisaniye temasta 10 Angstrom kalınlığında oksit tabakası saf titanyum üzerinde oluşabilir. Bir dakika içinde bu tabaka 100 Angstrom kalınlığına erişir (60,69).

Titanyum ve alaşımları yüksek korozyon resistansları ve biyolojik uyumları nedeni ile kemik içi dental implantlarda tercih edilirler (101). Titanyumun en büyük özelliği üzerinde oluşan oksit tabakasıdır. Pasif durumda iken TiO_2 'in çözünme derecesi oldukça düşüktür. Pasifizasyon için genel bir tanım olmamasına rağmen, eğer bir implant metali okside olmuşsa ve fizyolojik şartlarda oksit tabakası bozulmuyorsa o metal için pasiftir veya pasifize edilebilir denilmektedir (102).

Kemikten daha sert olmasına rağmen saf titanyum, diğer tüm implant materyallerine göre kemiğe en yakın elastik modülüne sahiptir. Bu özellikle kemik-implant ara yüzeyinde stres dağılımının düzenli olmasına yol açar (102).

Titanyum metalinin diğer bir özelliği ise yüksek dielektrik konstantıdır. Ve değeri kristal yapısına bağlı olarak 50 ile 170 arasında değişir. Bu özellik sonucu diğer oksitlere göre TiO_2 'deki Wander Walls bağlantıları daha güçlüdür ve bunun sonucu ara yüz biokimyasıda değişebilir (18).

SERAMİK VE KARBONLAR :

Teorik olarak karbonlar hem yüzey kaplaması hemde yapısal olarak ideal bir dental implant materyali olmalarına rağmen elektrik ve ısı geçirgenlikleri ve de kırılganlıkları gibi belirgin dezavantajlara sahiptirler. Bu nedenlerden dolayı sıklıkla metalik implantlarda kaplama materyali olarak kullanılırlar (76).

POLİMERLER :

Polimerler, düşük dirençleri ve yüksek plastisiteleri dolayısıyla dental implantların majör yapı elemanları olarak geniş kullanımları yoktur. Seramiklere benzer şekilde ikincil amaçlarla yapısal izolasyon ve şok absorbe materyali olarak tercih edilirler (76).

Son zamanlarda, değişik tip implant materyallerinin, yük altındaki davranışları, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmiş ve kemik-implant ara yüzündeki stres dağılımları gözlenmiştir (76).

Rieger ve arkadaşları (110) 3 değişik implant tipini, 10 farklı elastik modüle sahip materyaller olarak sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemiş ve 3 ayrı implant geometrisinde de materyalin sertliğinin artması sonucu, apikaldeki kemiğe daha fazla okluzal yükün geçtiğini bildirmiştir.

Bir başka araştırmada, kemik-içi implantları farklı implant materyalleri, boyutları ve çevre kemik doku kalınlıkları açısından sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırılmış ve implant materyalinin elastik modülünün en az 110.000 N/mm^2 olması gerektiği belirtilmiştir (83).

Soltesz ve Siegele (119) ise dowel-shaped implantların horizontal ve vertikal yükler altındaki davranışlarını sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirmiş ve implant materyalinin isoelastik olması gerekmediğini göstermiştir.

Wolfe ve arkadaşları (133) tavşan tibiasına yerleştirilmiş implantların in vivo ve invitro karşılaştırmasını üç boyutlu matematiksel modellerle yapmışlar ve rijid materyale sahip osseointegre implantlarda, yükün bazal kemik-implant ara yüzünde daha fazla stres oluşturduğunu, buna karşın daha az rijid implantlarda bu konsantrasyonun boyuna yakın ara yüzdeki kemikte yoğunlaştığını bildirmiştir.

Buna karşın, değişik elastik modüle sahip implantlar üzerinde yapılan, mekanik ve histolojik hayvan deneylerinde ise ara yüzde kemik gelişimi ve kayma direncine elastik modülünün belirgin bir etki yapmadığı da gösterilmiştir (125, 134).

2.2. İMPLANTIN SEKLİ :

Klinik görüşlerin ışığı altında bir implantın başarı yada başarısızlığı, implanttan kemiğe streslerin iletimine bağlıdır. Bu yüzden implantın şekli ne kendini ne de kemiği uzun süre gerilime maruz bırakmayacak şekilde olmalıdır.

Bugün dünya piyasasında birçok değişik kemik içi implant şekli olmasına rağmen genel olarak 4 farklı dizayn göze çarpar;

1- Blade tipi 2- Vent tipi 3- Silindirik tipi 4- Vida tipi

BLADE TİPİ İMPLANTLAR :

Baş, boyun ve vücut kısmından oluşan blade tipi implantların ortalama boyutları, 25 x 8 x 1.5 mm'dir. Simetrik veya simetrik olmayan dörtgen şekilleri olup bukkolingual boyutları dardır (2 mm veya daha az). Mesiodistal uzunluğu yüksekliğinin üç katını geçer. Kemik içine yerleşen kısımdaki pencereler bu bölgede kemik gelişimini sağlamak içindir. İmplantın alt sınırı, açık veya kapalı şekilde olabilir. Apeksi açık blade pencereleri, kapalı olanlara göre kemik içinde daha fazla stres oluştururken kapalı dizayn kemik desteğini artırır (52).

Blade tipi implantta uzun ve ince boyun, postun implanta göre fleksibilitesini arttırırken beraberinde kemikteki streside arttıracaktır. Buna karşın post uzunluğunun azalması, postun ayarlanma şansını azaltırken, kemikteki stres miktarını düşürüp rezorbsiyon ihtimalini minimale indirir (52).

Blade tipi implantların, boyun bölgesinin uzunluğu ve genişliğinin kemik içi stres dağılımına etkisi sonlu elemanlar metodu ile incelenmiş ve boynu geniş olan blade implantların dar olanlara göre kemik içindeki stresleri azalttığı görülmüştür (94).

Bidez ve arkadaşları (13) ise CP. Ti blade tipi implantlarda yaptıkları çalışmada, implantın boyu değişken olarak kabul edildiğinde kemik içi stres dağılımlarında küçük farklılıklar görmüştür.

VENT TİPİ İMPLANTLAR :

Bu tip implantlarda genel biomekanik amaçlar, daha geniş ankraj yüzeyi, implant yatağında mümkün olan en az kemik defekti ve implant hacminin küçültülmesidir (122). İmplantın gövdesindeki deliklerde gelişen kemik, fizyolojik yüklerde bir çeşit şok absorbe edici olarak görev yapar ve kemik implant ara yüzeyindeki kayma direncini arttırır (79).

Fotoelastik metodla yapılan stres analizlerinde, aralarında iki vent tipi implantında olduğu 4 ticari implant incelenmiş, Core-Vent ve Screw-Vent implantlarda marjinal kemik bölgesindeki streslerin diğer implantlara göre daha az olduğu saptanmıştır (44).

SİLİNDİRİK TİPİ İMPLANTLAR :

Bu tip implantlarda ise genellikle fiksasyon, titanyum plazma sprey veya hidroksil apatit kaplama ile sağlanır. İmplantın yüzeyinin pürüzlendirilmesi, vida tipi implanttaki yivlere benzer bir kilitlenme göstermesini sağlar. Yüzey pürüzleri, vidanın yivlerine göre küçük sayılabilir. Ancak molekül büyüklükleri sayesinde angstrom seviyesinde kemik ve implant arasında, yakın bir apozisyon sağlanabilir. Bunun anlamı ufak bir kuvvet karşısında titanyum veya kemiğe bağlı olmaksızın ara yüzün bir ünite halinde hareket etmesi ve stres transferinin uniform oluşması demektir. Yüzey porözlendirilmesinden ancak kemik yüzeyine bakan bu bölgelerde kemiğin gelişmesi sonucu yarar sağlanabilir (117).

Kemik doku, implanta yakın değilse bu yüzey pürüzlerinin uçları stres konsantrasyonuna yol açarak rezorbsiyona neden olabilir (49, 117).

Hidroksil apatit kaplı Ti6A4V alaşımından oluşmuş implantlarla saf titanyum implantları mekanik ve histolojik olarak hayvan deneylerinde karşılaştırılmış ve hidroksil apatit kaplamanın ara yüz direncini arttırdığı gözlenmiştir (126).

Aynı şekilde Block ve arkadaşları (16), Weinlaender ve arkadaşları (131), yaptıkları hayvan deneylerinde kemik formasyonu ve olgunlaşmasının hidroksil apatit kaplı implantlarda kaplı olmayanlara göre daha erken ve hızlı olduğunu göstermişlerdir.

Anderson ve arkadaşları da (6), hayvan deneylerinde LTI prolitik karbon, poröz titanyum ve karbon kaplı poröz titanyum implantlarını histomorfometrik ve mekanik olarak incelemiş ve karbon kaplamanın, kemik gelişimini arttırdığını ve bunun sonucu ara yüz direncinde güçlendiğini bildirmişlerdir.

Buna karşın, Gottlander ve Albrektsson (48) ise, tavşan tibiasına yerleştirilmiş hidroksil apatit kaplı ve kaplı olmayan titanyum implantları histolojik olarak araştırmışlar ve 6 hafta sonra belirgin olmamasına rağmen hidroksil apatit kaplı implantlarda daha fazla kemik kontağı görmüşler, ancak 1 yıl sonra kaplı olmayan titanyum implantlarda bu kontağın kaplı olanlara göre daha fazla arttığını bildirmişlerdir.

VIDA TİPİ İMPLANTLAR :

Vida tipindeki osseointegre bir implant, aksiyel gerilim ve sıkıştırma kuvvetlerini, ilk olarak vida yivlerinin eğimli yüzeylerindeki sıkışma ile kemiğe iletir. Bu yolla kemiğin tüm makaslama kuvvetlerine direnci artar (26, 117). Silindirik tipi bir implantta, makaslama kuvvetlerine karşı ara yüz direncini sadece bağlantının bizzat kendisi sağlarken, vida tipi implantta bu stresleri ara yüz bağlantı tabakasının taşıma gerekliliği yoktur (117).

Siegele ve Soltesz (116), silindirik, konik, basamak, vida ve vent tipi implantları sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemiş ve silindir ve vida tipi implantların stresleri kemiğe daha az iletildiğini bildirmiştir.

Aynı şekilde Mailath ve arkadaşları (83), değişik implant boyutlarını ve materyallerini sonlu elemanlar metodu ile karşılaştırmışlar ve geniş çaplı silindirik implantların konikal implantlara göre stresleri çevre kemik dokuya daha düzenli olarak dağıttığını göstermişlerdir.

Buna karşın Rieger ve arkadaşları (111, 112), yaptığı iki ayrı çalışmada değişik kemik içi implantların yük altındaki davranışlarını sonlu elemanlar metodu ile incelemiş ve aralarında silindirik implantlarında bulunduğu 3 tip implantta, (Denar, Miter, Driskell) boyun bölgesindeki kemikte rezorbsiyon ihtimali olduğunu bildirmiştir.

Clelland ve arkadaşları da (29, 31) yaptığı 2 çalışmadan birinde Screw-Vent implantlarını sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile inceleyip en yüksek stres değerlerini lingual boyun bölgesinde bulurken, diğer çalışmasında 4 değişik ticari implanttan (Core-Vent, Branemark, Screw-Vent, ISIS) ikisinde (Core-Vent, Branemark) kemik içinde maksimum stres değerleri saptamıştır.

Hadeed ve arkadaşları ise (51), Core-Vent ve Branemark implantlarını sonlu elemanlar yöntemi ile karşılaştırmış ve her iki implantta da streslerin boyun bölgesinde ve onu çevreleyen destek kemik dokusunda yoğunlaştığını ortaya koymuştur.

Bir başka çalışmada ise, sonlu elemanlar yöntemi ile kemik dokusunda oluşabilecek stres ve gerilme yoğunlukları çevre kemik doku için eşitlenerek optimum dizayn bulunmaya çalışılmış ve bu dizaynın titanyum implant için silindirik, hidroksil apatit implant için kolumnar, alimuna implantlar için ise kanat şeklinde olması gerektiği gösterilmiştir (127).

2.3. OKLUZYON VE OKLUZAL PRENSİPLER

Okluzyon, titanyum yüzeyi ile kemiğin bağlantısının yapısından dolayı implantın ömrü açısından çok önemlidir. Doğal dentisyonda periodontal ligament dişin hareketlerine izin vererek stresleri absorbe etme yeteneğine sahiptir. Fakat kemik-implant ara yüzeyinde implantın hareketlerine müsaade edecek bir mekanizma yoktur. Okluzyondan gelen herhangi bir stres tüm olarak ara yüze taşınır ve eğer okluzal kuvvet ara yüzün stres absorbe kapasitesini aşarsa implant başarısızlığa uğrayabilir (28).

İmplant protezlerde minimal okluzal amaçlar

- 1- Bilateral simültane kontaklar
- 2- Prematüre kontakların kaldırılması
- 3- Çalışmayan tarafta kontak olmaksızın oluşan minimum yatay yükler
- 4- Okluzal yüklerin dağılımının eşitlenmesidir (28).

Osseointegre implantlar, sabit protezlerde kullanılacaksa, maksimum interkuspasyonun sağlanması ve eksentrik pozisyonlarda tüm tüberkül çatışmalarının elimine edilmesi gerekmektedir. Maksimum interkuspasyon esnasında, okluzal kuvvetler genellikle vertikal yönde olup tüm implantlara aynı şekilde iletilir. Eksentrik hareketler sonucu oluşan okluzal kuvvetlerin ise horizontal yönde yükler yaratma eğilimi vardır. Bu yüzden bu hareketler esnasında posterior bölgede disklüzyon oluşturma gerekliliği ortaya çıkar (58).

Değişik tip osseointegre implant tedavilerinde uygulanacak okluzal planlamalar farklıdır. Tüm ark implantlarla destekli sabit bir protetik restorasyonda, eksentrik hareketlerde, posteriorda disklüzyon oluşturarak cantilevere gelen vertikal ve lateral yükleri elimine edecek kanin koruyuculu okluzyon oluşturulmalıdır. Overdenture tipi bir osseointegre implant protezinde ise, balanslı okluzyon seçilerek, gelen okluzal yükler anterior bölgede implantlar, posterior bölgede doku ile desteklenmelidir. Ön bölgede kanini de içeren bir sabit implant protezi yapılacaksa, grup fonksiyon tipi bir okluzyon seçilmelidir. Böylece lateral hareketler esnasında oluşan horizontal yükler hem doğal diş hem de implantlar tarafından karşılanacaktır. Ön bölgede doğal dişler var iken arka bölgede sabit bir implant protezi yapılması düşünülüyorsa, posterior bölgede disklüzyon yaratacak şekilde kanin koruyuculu bir okluzyon seçilebilir (58).

Okluzyon tipinin belirlenmesinde karşıt arkında önemi vardır. Eğer maksiller total proteze karşı mandibular osseointegre protez yapılıyorsa, okluzyon bilateral balanslı olmalıdır. Eğer iki osseointegre protez karşı karşıya ise kanin koruyuculu veya grup fonksiyon tipi bir okluzyon seçilmelidir (43).

İmplant protezlerde, doğru okluzal rehabilitasyon başarı için önemli bir faktördür. DDR'de implant protezlerde okluzal dizaynın belirlenmesinde belirli kurallar tavsiye edilmiştir. Bunlar;

- 1- Tüberkül şekilleri ve kronun şekli, kuvvetlerin, implantın uzun aksına direk gelecek şekilde yapılmalıdır. Lateral streslerden kaçınılmalı veya en aza indirilmelidir.

- 2- İmplantın okluzal tablasının genişliği azaltılmalıdır. Okluzal tablanın genişliğinin, implantın kök genişliğinden daha geniş olmamasına çalışılmalıdır.
- 3- Tüberkül yüksekliği implanta gelen lateral stresleri minimale indirmek için azaltılmalı, okluzal tabla sadece sentrik okluzyonu sağlayacak şekilde düzleştirilmelidir (43).

Posterior doğal dişlerin, okluzal tablası çoğu zaman kökün genişliği kadardır. İmplant kronun okluzal tablasının genişliği ile implant kök genişliğinin eşitlenmesi, implant boyunca optimal stres transmisyonuna izin verir. Geniş okluzal tabla ve dar bir implant kökü, stresleri yoğun olarak implanttan destek dokulara aktarır ve rezorbsiyona temel teşkil eder (43).

Tüberkül yüksekliği ve açısı, okluzal tablanın genişliği ile doğrudan ilişkilidir. Bu açı ve yükseklik azaldığında, sentrik stop olarak geniş okluzal kontaklar yaratılır, daha az lateral rehberlik ve uniform stres dağılımı sağlanır. Periodontal ligamente sahip bir dişle, implantın fonksiyonu farklı olduğundan okluzal yüzleri en az tüberkül yüksekliği ve minimum okluzal tabla genişliğinde oluşturmak gerekmektedir (43).

Branemark ve arkadaşları (18), okluzal materyalin seçiminde akrilik resinleri tavsiye etmişlerdir. Akrilik resinlerin resiliensinin aşırı streslere ve implant-kemik ara yüzünde oluşabilecek mikrofraktürlere karşı koyabileceği düşünülmektedir. Aynı şekilde Skalak (117), sert objelerin yenmesi esnasında oluşan çarpma kuvvetlerinin, yumuşak materyallerin kullanılmadığı metal bir osseointegre protezde kemiğin fraktürüne neden olacağını belirtmiştir. Bu tip aşırı kuvvetlerin etkisi kuvvet transmisyonu yoluna yerleştirilen yumuşak bir tabaka ile diffüze edilerek azaltılabilir. Akrilik resinler düşük elastik modüle sahip olduklarından çarpma kuvvetlerini azaltacak bir internal süspansiyon kapasitesine sahiptirler.

Ancak Cibirka ve arkadaşlarının (27) insan mandibülası üzerinde yaptıkları in vitro çalışmalarda okluzal yüzeyler altın, porselen veya akrilik resin olduğunda implanttan kemiğe geçen stresler arasında belirgin bir fark görmemişlerdir.

Aynı şekilde İsmail ve arkadaşları (62) implant protezlerde farklı implant materyallerini (resin, komposit, altın ve değersiz metal alaşımları) sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemiş ve aralarında şok absorbe kapasitesi açısından büyük bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Davis ve arkadaşları ise (35), porselen ve akrilik resinler, implant protezlerde okluzal materyal olarak kullanıldığında, iskelet alt yapının mekanik davranışları üzerine etkisini sonlu elemanlar ile incelemişler ve akrilik resinlerin çarpma kuvvetlerinde stresleri azalttığını, buna karşın porselenin ise statik yükler açısından akriliğe üstün olduğunu göstermişlerdir.

2.4. ÇİĞNEME KUVVETLERİ

İmplantlara gelen çigneme kuvvetleri, bunların ara yüze transferi ve interfasiyal dokuların biyolojik cevabı birbirine bağlı bir dizi olaylar zinciridir. Osseointegre protez kullanan hastalarda çigneme yeterliliği üzerine birçok araştırmalar yapılmıştır.

Brunski ve Hipp (19), köpeklerin mandibulasına yerleştirdikleri implantlara gelen okluzal yükleri ölçmüşler ve bu yüklerin miktarı ve lokalizasyonun, implantların ağız içi lokalizasyonu, okluzal planı, implant ve postun materyal özelliklerine bağlı olduğunu göstermişlerdir .

Çigneme yeterliliği üzerine yapılan çalışmalarda ise osseointegre sabit implant protez tedavisi gören hastalar, doğal dişli hastalarla karşılaştırılmış ve çigneme fonksiyonlarının, yutkunma, çigneme esnasındaki kas hareketlerinin dişli hasta grubuna yaklaştığı bildirilmiştir (53, 54, 55, 57, 63, 66).

Haraldson ve arkadaşları (56),maksimum çigneme kuvvetleri açısından sabit osseointegre protez ve overdenture kullanan hastaları tedavi öncesi ve sonrası incelemiş, overdenture kullanan hastalarda maksimum çigneme kuvvetinin 74.6 N'dan 131 N'a, sabit osseointegre protez kullanan hastalarda ise 77.5 N'dan 495.5 N' a çıktığını bildirmiştir.

Carr ve Laney (24), Jemt ve Carlsson (64), Lindquist ve Carlsson'da (77), yaptıkları çalışmalarda osseointegre implant protez tedavisi sonrası hastaların çigneme kabiliyetinin ve çigneme kuvvetlerinin arttığını belirtmişlerdir.

Buna karşın Jemt (65), bir başka çalışmasında osseointegre sabit implant protezi kullanan hastalarla, dişli hastaları çigneme hareketleri açısından karşılaştırmış ve değişik boyutlarda ve tipteki yiyeceklerin çigneme hareketlerini etkilediğini ve problemin analizinde farklılıklar yarattığını göstermiştir.

Setz ve arkadaşları (115) ise, osseointegre implant protez tedavi sonrası çiğneme fonksiyonlarının arttığını ve implantlara gelen dominant yüklerin çiğneme esnasında gerilim stresleri yarattığını bildirmiştir.

Mushimoto ve arkadaşları da (99), hareketli parsiyel protez kullanan hastaları, sabit implant protez kullanan hastalarla karşılaştırmış ve çiğneme modellerindeki farklılığı, osseointegre protezlerde periodontal dokulardan kaynaklanan feedback mekanizmasının eksikliğine bağlamıştır.

Lundgren ve arkadaşları (81) ise, çift taraflı iki ünitelik distal cantilevere sahip tüm ark implant destekli sabit bir protetik restorasyonda, okluzal kontakların ve dağılımların etkisini incelemiş ve 4 ön bölgede, 4 cantilever bölgede okluzal kontakın eşit olarak okluzyona geldiği anda, çiğneme kuvvetlerinin distale doğru arttığını, birinci cantilever kısmındaki okluzal kontakın yaklaşık 100 µm infraokluzyonunda çiğneme kuvvetlerinin cantilever kısımda azaldığını, ancak cantileverin distal implanta bağlandığı bölgedeki eğilme momentinin azalmadığını, oysa ikinci cantilever ünitesindeki okluzal kontakın yaklaşık 100 µm infraokluzyonunda ise cantilever kısmındaki kuvvetin azalması ile birlikte bağlantı bölgesindeki eğilme momentinde de % 50 azalma olduğunu göstermiştir.

Aynı şekilde Laurell ve Lundgren (75), iki ünite cantilevere sahip doğal diş destekli sabit protezlerin distal cantilever kısmında üç ayrı tip okluzal kontak (ideal okluzyon 80 µm supraokluzyon, 80 µm infraokluzyon) ideal okluzyonda, okluzal yüklerin distal yöne doğru azaldığını, 80 µm infraokluzyonun yük dağılımına etkisinin az olmasına rağmen, 80 µm supraokluzyon durumunda ise cantilever kısımdaki yükün belirgin bir şekilde arttığını bildirmiştir.

Jemt ve arkadaşları (67), altı implant yerleştirilmiş dişsiz bir maksillada hem sabit hemde overdenture tipi protezlerde oluşan okluzal yükleri ölçmüşler ve distal implanttaki sıkışma ve gerilim kuvvetlerinin overdenture tipi protezde azaldığını bulmuşlardır.

Yine Lundgren ve arkadaşları (80), total proteze karşı okluzyonda bulunan iki ünite distal cantilevere sahip sabit osseointegre implant protezleri, okluzal yükler açısından değerlendirmişler ve cantilever kısımdaki yükün, total protezle okluzyonda bulunan doğal diş destekli cantilever köprüye göre daha fazla olduğunu ortaya koymuşlardır.

2.5. KEMİĞİN ÖZELLİKLERİ

Bir implantın biomekanik açıdan fonksiyonel kuvvetlere karşı koyabilmesi için gerekli primer fiksasyonunda kemiğin, kalite ve kantititesinin değerlendirilmesi gerekir.

Genel olarak implant ile ona komşu anatomik engeller arasında 2 mm'lik mesafe sağlanması önerilmektedir. Bu özellikle mandibular kanal için geçerli olup, implantın maksiller sinus tabanı veya mandibulanın alt sınırındaki kortikal kemiğe fiksasyonun komplikasyon yaratmadığı görülmüştür (95).

Kemik genişliği, kök formu implantlar için implant çevresinde kan sirkülasyonunun sağlanması amacıyla en az 5 mm olmalıdır. Blade şeklindeki implantlar için ise bu genişlik 2,5 mm'dir (95).

Kemiğin mesiodistal uzunluğu, diğer implant veya komşu dişlerle sınırlıdır. Kemik içi implantlar için gerekli kemik uzunluğu, kemik genişliğine bağlıdır. 5 mm genişliğinde bir kemikte 5 mm'lik Mesiodistal uzunluk yeterlidir. 2.5 ile 5 mm arasındaki kemik genişliklerinde ise , implant daha uzun bir kemik desteği gerektirir. Bu tip kretlerde mesiodistal uzunluğun 15 mm'e kadar getirilmesi ile yeterli kemik implant ara yüz destek alanı sağlanır (95).

Mish (95), dental implantların seçiminde kullanılmak amacıyla maksiller ve mandibular dişsiz alveoler kretleri, boyutsal değişikliklerine göre sınıflamıştır. Bu sınıflamada implantasyon için gerekli kemik miktarı 4 ayrı bölüme ayrılır.

Divizyon A : Kemik genişliği 5 mm veya daha fazla, yüksekliği ise 10 mm'den çoktur. Mesiodistal uzunluk 5mm veya daha büyük olup implant ile okluzal düzlem arasındaki eğim 30 dereceyi geçmez. Kron-implant oranı ise 1'den azdır. Bu kemik sınıfı genellikle kök formu implantlarla restore edilir.

Divizyon B: Rezorbsiyon sonucu fasiyal kortikal tabakanın kaybıyla kemiğin genişliği azalmıştır. Maksillada kortikal kemik lingual bölgede daha kalındır. Diş çekimini takiben 1 ile 3 yıl arasında gelişen bu olayda, kemiğin genişliğinin azalması ile kök formu implantlar için yetersiz, dar bir kret şekli oluşur. Kemik yüksekliği Divizyon A'da olduğu gibi en az 10 mm olmasına rağmen genişliği 2,5 ile 5 mm arasındadır.

Bu yüzden yeterli kemik-implant ara yüz desteğini sağlamak amacıyla kemiğin mesiodistal uzunluğunun 15 mm veya daha fazlaya çıkartılması gerekir. İmplant, dar kretteki kemik eğiminden dolayı çift parçalı seçilmeli ve okluzal düzleme yaptığı açı 20 dereceyi geçmemelidir.

Divizyon B tipi bir kemikte 3 ayrı tedavi yaklaşımı olabilir. Birinci seçim osteoplasti ile Divizyon A tipine çevrilerek kök formu implantlar için gerekli kemik genişliği sağlanır. Ancak bu durumda kaldırılan kemik miktarına bağlı olarak kron-implant oranı büyüyebilir ve restorasyon implantlarla destekli bir köprü protezi yerine, hibrid tipi bir protez olmalıdır.

İkinci yaklaşım ise blade tipi implantlar ile bu bölgenin restorasyonudur. Son olarakta kemik augmentasyon materyalleri ile kaybedilmiş kemik genişliği tekrar elde edilerek kök formu implantlar uygulanabilir.

Divizyon C : Bu durumda kemiğin hem genişliği hemde yüksekliği azalmıştır. Kron-implant oranı birden büyüktür. Genişlik osteoplastiden sonra bile 2,5 mm'ye erişmez. Yükseklik ise 8 ile 10 mm'den azdır. Birçok bölgede implantın eğimi 30 dereceyi aşmak zorundadır. Divizyon C tipi bir kemik 3 alt gruba ayrılır. Bunlar sadece yetersiz kemik genişliği olan Divizyon C-W, sadece yetersiz kemik yüksekliği olan Divizyon C-h ve kemik genişliği ile yüksekliği yeterli olmasına rağmen implantın 30 dereceden fazla eğimle yerleştirilmesine neden olan kemik eğimi ile karakterize Divizyon C-a alt gruplarıdır. Restoratif tedavi, subperiostal implantlar ve kemik augmentasyonunu takiben kök formu kemik-İçi implantlardır.

Divizyon D : Bu sınıfta, kemikte tüm alveoler kretin kaybı ile birlikte bazal kemik atrofiside görülür. Şiddetli rezorbsiyon sonucu düz bir maksilla ve ince, kalem şeklinde bir mandibula söz konusudur. Tedavi alternatifleri, kemik grefti sonrası kemik-İçi implantlar veya subperiostal implantlardır. Kemik-İçi implantlar, eğer kalan kemik yoğun ve karşıt ark dişsiz ise kemik grefti olmaksızında kullanılabilirler. Kron-implant oranı dörde bir olduğundan restoratif tedavide en az 4 implant kullanılarak overdenture tipi bir protez uygulaması yapılmalıdır.

Mish (96), kemik yoğunluğunu göz önüne alarak yaptığı bir başka sınıflamada ise kemiği 4 ayrı gruba ayırmıştır.

D₁ : Bu tip kemik, kalınlığı fazla, yoğun ve mineralize bir kortikal tabaka ile kalsifiye ve porözitesi az spongios kemikten ibarettir. En çok görüldüğü bölge mental foramenler arasındaki atrofik mandibuladır. Yüksek mineralizasyon kabiliyeti olan bu lameller kemik, kısa bir iyileşme periyoduna sahip olması, arayüzde kemik miktarının fazlalığı, implantın ilk fiksasyonun kolaylıkla sağlanabilmesi ve yüklere karşı dayanıklılığı gibi bir takım avantajlara sahiptir.

Dezavantajları ise kemik içi kan akımının azlığı, osteotomi esnasında kemiğin aşırı ısınma ihtimali, geçmiş kemik-implant ara yüz formasyonu ve kron-implant oranının büyümesidir.

D₂ : Yoğun ve kalın bir kortikal kemik, ancak poröz ve trabeküler yapısı zayıf bir spongios tabaka ile karakterizedir. Lokalizasyonu, genellikle alveoler prosesler atrofiye olmuşsa, anterior mandibulada, eğer olmamışsa anterior maksilla ve posterior mandibuladadır.

Avantajları ise implantın cerrahi işlem fazındaki ilk fiksasyonun daha iyi sağlanması, kan sirkülasyonunun fazla olması nedeniyle kemik formasyonunun çabuklaşması ve kron implant oranının azalmasıdır.

D₃ : İnce bir kortikal tabaka ve fragil, ince ve mineralizasyonu az bir spongios kemiğe sahiptir. Bulunduğu bölge genellikle posterior mandibula ve maksilladır. Fiziksel direnci düşük olan bu kemikte counter-sinking (havşa başı açmak) kontrendike olup iyileşme zamanının uzatılması gerekir. Özellikle kron-implant oranı büyüdüğünde implant sayısı arttırılmalı ve yükleme zamanı geçiktirilmelidir.

D₄: Çok ince kortikal tabaka ile mineralizasyonun çok azaldığı ve trabeküler formasyonun kötü olduğu spongios tabaka, bu kemiğin genel özellikleridir. En sık görüldüğü yer posterior maksillada tüberler bölgesidir. Bu tip kemikte, implantasyon esnasında apikalde kortikal kemiğin yakalanması gerekliliği vardır. İyileşme fazı 6-7 aya kadar uzatılmalı ve implantın yük taşıma kapasitesi düşürülmelidir.

İmplantın seçiminde kortikal kemiğin kalınlığı, kalitesi ve lokalizasyonu, stabilizasyonun sağlanmasında ve gelen okluzal kuvvetlerin çevre dokuya dağıtılmasında rolü çok fazladır. Niznick (100), kortikal kemiğin kalitesi ve lokalizasyonuna göre gerekli implant dizaynını sınıflamıştır. Bu sınıflamaya göre:

- Bölge 1- Anterior Mandibula
Kortikal Kemik-Bukkal ve Lingualde-Kalın ve yoğun
Kortikal Kemik-Inferior sınırlarda - Kalın ve yoğun
İmplant şekli : vida tipi implant
- Bölge 2- Posterior Mandibula
Kortikal Kemik-Bukkal ve Lingualde- İnce ancak yoğun
İmplant şekli : Lateral yivleri olan vent tipi implant
- Bölge 3- Anterior Maksilla
Kortikal Kemik-Bukkal ve Lingualde- İnce ancak yoğun
Kortikal Kemik-Nazal kavite tabanında - Değişik kalınlıklar
ve yoğunluklarda
İmplant şekli : Apikal yivleri olan silindirik implant
- Bölge 4- Posterior Maksilla
Kortikal Kemik-Bukkal ve Lingualde - İnce ve pöröz
Kortikal Kemik - Sinus tabanında - ince ve yoğun
İmplant şekli : Apikal yivleri olan silindirik implant

Kemiğin direnci bölgeden bölgeye değişmesine rağmen en yüksek yük taşıma kapasitesi kortikal kısımda bulunur. Kortikal kemiğin bu pozitif karakterinden yararlanmak amacıyla implant ile kemik arasındaki koronal birleşimin mümkün olduğunca kortikal kemikte olması gerekir (106).

Sennerby ve arkadaşları (114), hayvanlarda yaptıkları çalışmalarda, vida tipi implantlarda kortikal ve spongios kemiğin, implantın kemik içi ankrajına etkisini incelemişler ve bu direncin implant çevresindeki kortikal kemik miktarına bağlı olduğunu göstermişlerdir.

Birçok maksiller vakalarda olduğu gibi eğer koronal kortikal kemik ince ise veya implantın sadece boyun kısmında kortikal kemik desteği varsa, bu kritik bölgelerin yük taşıma kapasitesini optimize etmek gerekir. Bu tip vakalarda countersinking (havşa başı açmak) elimine edilmeli veya minimale indirilmelidir. En az bir yivlik yoğun kortikal tabakadan ankraj alınmalıdır (106).

İmplantın preperasyon sahasına yerleştirilmesinde gereğinden fazla sıkılması kemikteki yivlerde kırılmaya, kemik remodeling işleminde düşük integrasyon direncine, marjinal kemik kayıplarına ve travma sonucu osseointegrasyon yerine fibroz enkapsülasyona yol açar (106).

Ueda ve arkadaşları (128), in vitro insan temporal kemiğinde yaptıkları deneylerde, yerleştirme ve uzaklaştırma tork kuvvetlerini ölçmüşler ve kemikte kırığa neden olmayacak maksimum yerleştirme tork kuvvetini bikortikal destekte 70.0 Ncm, unikortikal destekte 50 Ncm olarak bulmuşlardır.

Kemiğin bu özelliklerinin yanında, gelen çiğneme kuvvetlerinin dengeli olarak dağılımında, kemik implant ara yüz tipi ve miktarıda önemli bir faktördür.

Borchers ve Reichart (17), 4 değişik tip kemik-implant arayüzünde oluşabilecek stresleri sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemişler ve implant etrafında lamina dura benzeri bir kemik oluşmasının en iyi stres dağılımını oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Buna karşılık Rieger ve arkadaşları (109) iki tip arayüz bağlantısını (biointegrasyon, osseointegrasyon) sonlu elemanlar metodu ile incelemiş ve biomekanik açıdan her iki tip arayüzün birbirlerine üstün olmadığını bildirmişlerdir.

Çevre kemik dokuya göre mikrohareketlilik gösteren implantlarda hareketin miktarına göre fibröz bir enkapsülasyon veya kalsifikasyon oluşması ihtimali bulunur.

Soballe ve arkadaşları (118), hidroksil apatit kaplı implantları ve poröz titanyum implantları köpeklerin femoral kondillerine yerleştirip, fibröz doku oluşmasına neden olacak mikrohareketlerin miktarını belirlemeye çalışmışlar ve 150 µm'lik kontrollü hareketlerde, implantasyondan 4 hafta sonra yapılan histomorfometrik analizlerde, mikrohareket verilen tüm implantlarda fibröz kapsülasyon görmüşlerdir.

Aynı şekilde Larsen ve arkadaşları'da (74), tavşan tibiasına yerleştirdikleri titanyum implantlara, 3 hafta sonra 500 ile 200 µm'lik kontrollü hareketler uygulamışlar ve tüm implantlarda fibröz doku oluşumunu belirlemişlerdir.

Buna karşın Burke ve arkadaşları (22), titanyum implantlarda 40 µm'lik hareketlerin, arayüzde kalsifiye kemik gelişimini sağlayacak bir değer olduğunu hayvan deneylerinde göstermişlerdir.

Bidez (14) ise, mandibulanın yük altındaki davranışlarını üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile inceleyerek, oluşan gerilmelerin kemiğin yeniden şekillenmesine etkisini belirlemeye çalışmış ve tek taraflı kesiciler bölgesine gelen bir yükün, distal mandibular bölgede eğilme stresleri, leteral kesici bölgesi ve ramus arasında ise torsiyonal deformasyonlar oluşturduğunu belirtmiştir.

Pilliar ve arkadaşları (103) ise, poröz titanyum implantlarda yaptıkları hayvan deneylerinde, 28 µm'lik hareketlerin kemik gelişimini indüklerken, 150 µm ve daha üstündeki hareketlerin fibröz kapsülasyon oluşturduğunu göstermişlerdir.

2.6. PROTEZİN PLANLAMASI

TEK DİŞ RESTORASYONLARI

Anterior bölgede bir tek diş implant restorasyonunda, eğer implant kaybedilmiş doğal dişin aynı kök desteğine sahip ise yeterli kemik direnci sağlanmış demektir. Ancak posterior bölgedeki tek diş restorasyonlarında bu pek geçerli değildir. Protetik dişin boyutlarının implantın dış çapından fazla olması sonucu oluşacak cantilever etkisi, implanta bir devrilme momenti uygulayacaktır. Ağızın posterior bölgesindeki yüklerin anterior bölgeye göre daha fazla olduğu düşünülürse molar bölgeye yerleştirilen tek diş implantlarının aşırı yük altında kalacağını anlamak pek güç değildir (106).

Bir tek diş implantı fonksiyonda iken, diğer doğal dişlerle eşit bir sentrik kontak basıncında kalmalıdır. Yine eksentrik hareketler esnasında tek başına kontak halinde bulunmamalıdır. Buna örnek olarak bir kanin dişinin implantla restorasyonu verilebilir. Grup fonksiyon tipi bir okluzyon sonucu, yükler anterior ve posterior dişler tarafından karşılanarak, kanin dişindeki implantta oluşacak lateral stresler minimale indirilir (91). İmplant destekli tek diş restorasyonları, komşu diş köklerine paralel olmalı ve implantın uzun aksı, kaybedilmiş dişin insizal kenarına doğru yönlendirilip, kemiğin müsaade ettiği nispette labialde şekillendirilmelidir (73).

Kron-implant oranı ve implantın eğimi çevre kemik dokusunda oluşacak stresleri etkileyen diğer faktörlerdir. Kron implant oranının büyümesi oluşacak kuvvetleri arttırır ve aşırı streslerin oluşmasına yol açar (68).

Kemiğin yapısından dolayı, yerleştirilen implantta protetik restorasyonun mümkün olabilmesi için implantın açıldırılmış postlar ile kullanılması gerekebilir. Bu durum ise, gelen okluzal yüklerin lateral komponentlerin artmasına ve kemiğin belirli bölgelerinin aşırı kuvvetler altında kalmasına neden olacaktır (68, 95).

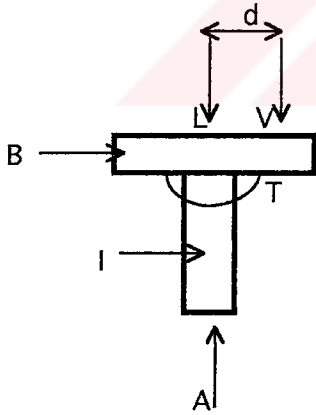
Clelland ve arkadaşları (30, 32), yaptıkları iki fotoelastik analizde, açıldırılmış implantlarda post açısının, stres dağılımına etkisini araştırmışlar ve eğim azaldıkça kemikteki stres dağılımının daha uniform olduğunu bildirmişlerdir.

Wylie ve Caputo (136)'da maksiller arkta implantın lokalizasyonu ve eğiminin yük transferine etkisini sonlu elemanlar yöntemi ile incelemiş ve implantların mümkün olduğunca minimal fasiyal eğimle yerleştirilmesi ve okluzal yüklerin implantın uzun aksına yakın gelmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Watanabe ve arkadaşları (130) ise, implantın eğiminin çevre kemik dokudaki stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırmış ve 0,5,8 derece eğimlerden 5 derecelik eğimde, 45 derece açılı yüklerin kemikte en fazla stres konsantrasyonları oluşturduğunu ortaya koymuşlardır.

Öte yandan boyun kısmı 0,10,15 derece eğilmiş blade tipi implantlar sonlu elemanlar yöntemi ile karşılaştırılmış ve blade implantın eğim açısının mümkün olduğunca azaltılması gerektiği belirtilmiştir (72).

BIOMEKANİK ANALİZİ :



- I = Implant
- B = Metal üst yapı
- V = Vertikal eksternal kuvvet
- L = İmplant üzerinde oluşan stres
- A = Reaktif kuvvet
- d = İmplant ile eksternal arasındaki mesafe
- T = Oluşan tork kuvveti

$$L = V$$

$$A = -V$$

$$T = Vxd$$

Bu durumda implant üzerindeki stres uygulanan external kuvvete ve reaktif kuvvete eşittir. Reaktif kuvvet, external kuvvetle eşit ve zıt yönde kemikten implanta doğrudur. Oluşan tork kuvveti ise ($T = Vxd$) implant ve external kuvvet arasındaki mesafe ile external kuvvetin çarpımına eşittir.

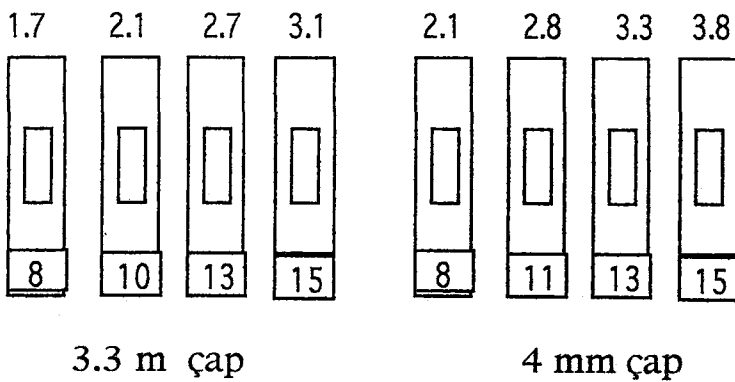
Bu yüzden implantın uzun aksı boyunca olmayan herhangi bir kuvvet (horizontal veya vertikal) implant üzerinde bir tork hareketine neden olacağından zararlı olabilir. Bunun anlamı tek diş implantlarında cantilever kontrendikedir (58).

ÇİZGİSEL SIRALANMIŞ 2 VEYA 3 İMPLANTLA DESTEKLİ PROTETİK RESTORASYONLAR :

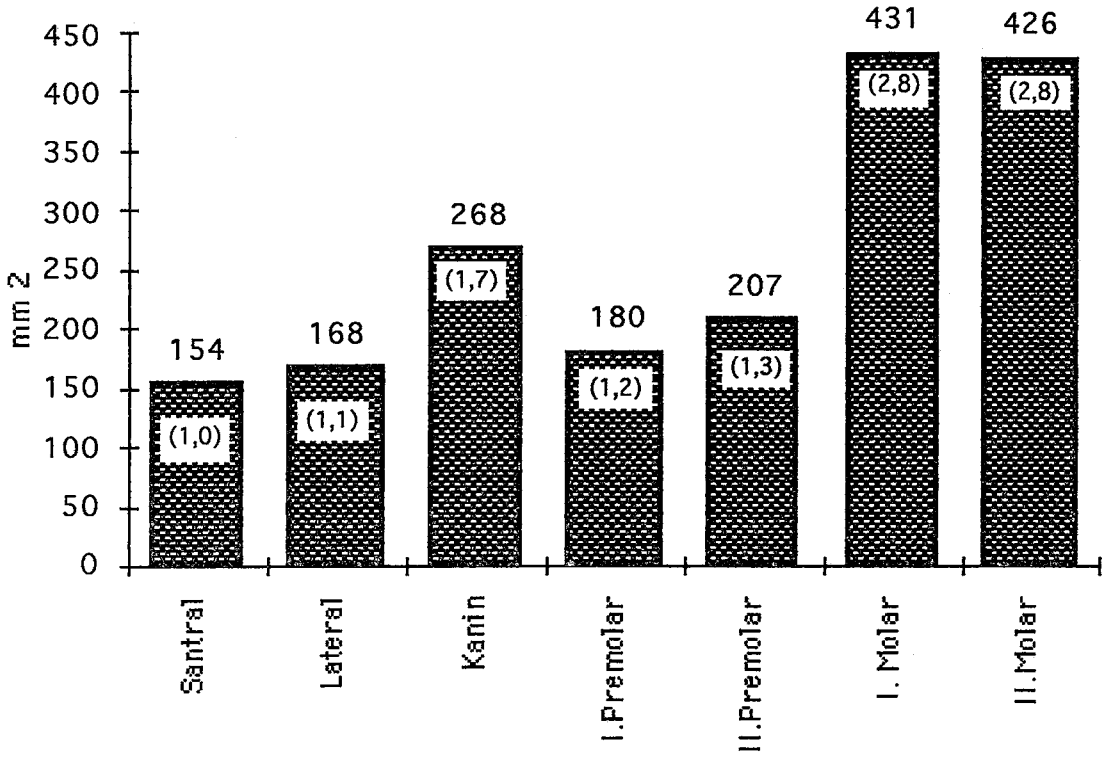
Bu tip restorasyonlarda dişsiz alveoler kretin uzunluğu ve yerleştirilecek implantların sayısı, gelen kuvvetlerin karşılanmasında önemli faktörlerdir. Doğal dişlerle implantlar arasında eğer bir ataşman kullanılacaksa aralarında 7 ile 9 mm mesafe bırakılmalıdır (58). İmplantlar arası mesafe ise 3 ile 4 mm olması gerekir. Eğer 2 implant yerleştirecekse doğal dişler arasındaki mesafe en az 17 mm, üç implant yerleştirilecekse minimum 24 mm olması gerekir (91).

Kullanılacak implantın sayısını belirlemede Babbush (11), IMZ implantlar için bir metod geliştirmiştir. Bu metotta, yapılacak köprü protezinin yük taşıma kapasitesinin hesaplamasında, desteklerin kök yüzeyinin kapladığı alanın kaybedilmiş dişlerin kök yüzeyinden büyük olması gerektiği kuralı geçerlidir.

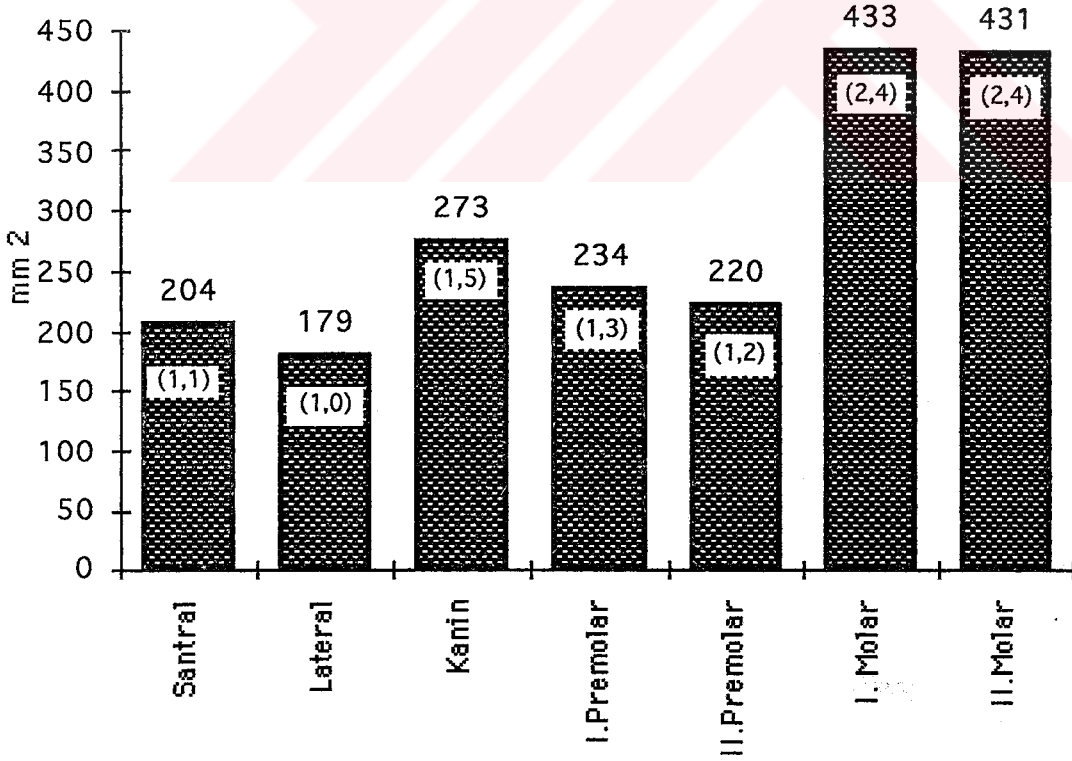
Hesaplamalarda iki ayrı indeks kullanılır. Bunlar abutment (destek) indeksi ve restorasyon indeksidir. Hesaplamaların kolaylaştırabilmesi için mandibular santral dişi referans alınarak yüzey alanları yüzey indeksine çevrilir. Buna göre santral dişin kök yüzeyinin kapladığı alan 154 mm^2 indeks 1 olarak kabul edilmiştir. Diğer tüm kök yüzeyleri ve implant yüzeyleri bu referansa göre Tablo II'de verilmiştir.



Tablo II a, b- İmplantların yüzey alanlarının indeksleri



Tablo II c- Mandibular dişlerin kök yüzey alanlarının indeksi



Tablo II d- Maxiller dişlerin kök yüzey alanlarının indeksi

Genel kural olarak abutment indeksinin yani yapılacak köprüdeki desteklerin kök yüzeylerinin kapladığı alan, restorasyon indeksine yani restorasyonu yapılacak kaybedilmiş dişlerin kök yüzeylerinin kapladığı alana eşit veya büyük olmalıdır.

Buna göre eğer hasta mandibular I ve II molar dişini kaybetmişse restoratif indeks 5.6 ya eşittir.

<u>Restoratif İndeks</u>		<u>Abutment İndeks</u>
6 - 2.8		5 - 1.3
<u>7 - 2.8</u>		IMZ 4.0 x 13 <u>3.3</u>
5.6	>	4.6

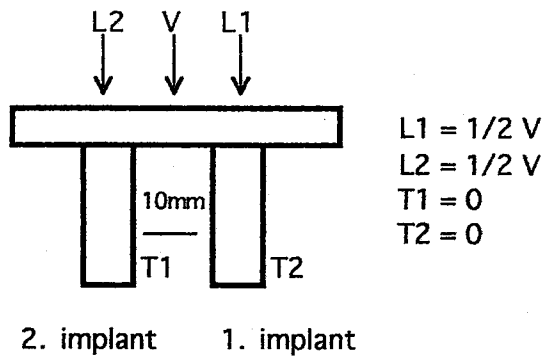
ve hastaya 4 mm çapında, 13 mm uzunluğunda bir implant yerleştirilip 1. premolar ve 2. molar implant destek, 1. molar gövde olmak kaydıyla 3 üye bir köprü yapıldığında yeterli destek sağlanamayacaktır.

Buna karşın 3.3 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda iki implant dişsiz sahaya yerleştirilip hem destekler hemde gövdeler premolar olarak restore edilirse yeterli destek sağlanacaktır.

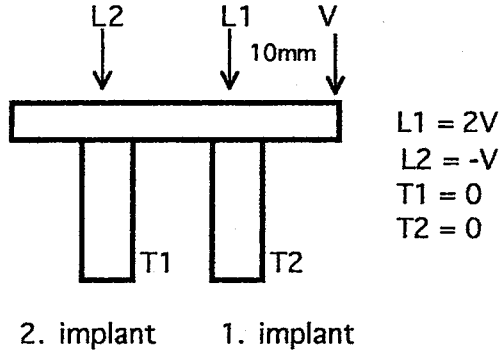
<u>Restoratif İndeks</u>		<u>Abutment İndeks</u>
6 - 1.3		5 - 1.3
<u>7 - 2.8</u>		IMZ(3.3x8.0mm) <u>3.4</u>
4.1	<	4.7

BIOMEKANİK ANALİZİ

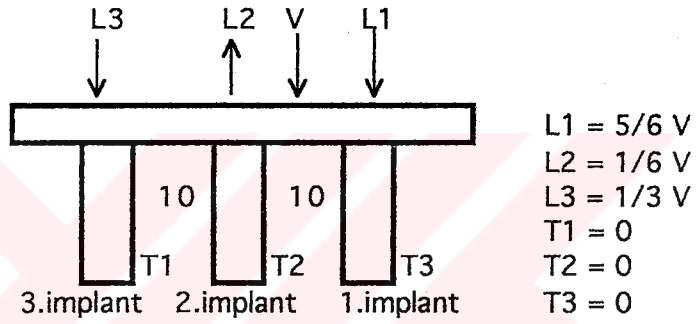
Eksternal kuvvet
implant arası orta noktada



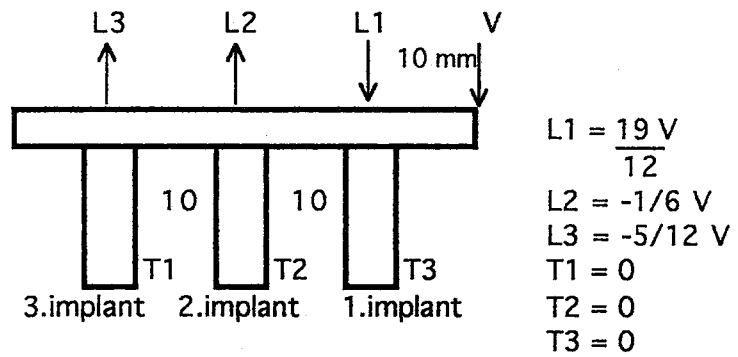
Eksternal kuvvet
10 mm'lik cantileverin ucunda



Eksternal kuvvet
İmplant arası orta noktada



Eksternal kuvvet
10 mm'lik cantilever ucunda



İki veya 3 implant çizgisel olarak yerleştirildiğinde oluşabilecek kuvvetler ve dönme momentleri yukarıdaki şekillerde gösterilmiştir.

İki implant arasında 10 mm olduğunda ve eksternal kuvvet bunları birleştiren barın ortasına uygulandığında, implantlara gelen yükler ve stresler eksternal kuvvetin yarısı kadardır. İmplantlar için zararlı olabilecek T1 ve T2 tork kuvvetleri ise tek diş implantının tersine sıfırdır. Kuvvet 10 mm cantileverin en uç noktasına uygulandığında ise kuvvete yakın implanttaki yük, eksternal kuvvete eşittir. Tork kuvvetleri ise sıfırdır (58).

Üç implantın çizgisel olarak yerleşiminde eksternal kuvvet bir ve ikinci implantın arasındaki barın orta noktasına uygulandığında, implantlardaki yükler eksternal kuvveti aşmaz iken, cantilever kısma uygulandığında ise sadece yüke yakın implantta bir miktar geçmektedir. Buna karşın T1, T2 ve T3 tork kuvvetleri sıfırdır (58).

Her iki çizgisel yerleşimde de (2 veya 3 implant) sabit protezin implantlarla sınırlı kısmına eksternal yük geldiğinde her bir implanttaki maksimum yük eksternal yükü geçmemektedir. Buna karşın cantilever kısma gelen bir okluzal kuvvette yüke yakın implantta oluşacak stresler eksternal kuvveti geçmekte ve cantileverin uzunluğu ile orantılı olarak artmaktadır. Klinik tecrübeler, implantta başarısızlığa neden olabilecek yüklerin eksternal yükün üzerinde olduğunu göstermiştir. Bu açıdan yapılacak protezlerde cantilever uzunluğunun önemi çok büyüktür (58).

TÜM ARK İMPLANTLARLA DESTEKLİ SABİT PROTETİK RESTORASYONLAR : (4 İLE 6 İMPLANT)

Branemark ve arkadaşları (18), tüm ark implant destekli sabit protetik restorasyonlarda minimum 4 ile 6 implantın gerekli olduğunu bildirmişlerdir. İdeal olarak, yeterli kemik desteği varsa 15 mm uzunluğunda implantlar tercih edilmelidir. Eğer 15 mm veya daha uzun implant kullanılırsa 4 implant, 10 ile 15 mm arasında 5 implant, 7 ile 10 mm arasında ise 6 implant tüm ark sabit bir implant protezi için yeterli kemik desteği sağlayabilir (58).

Davis ve arkadaşları (34), osseointegre implantlarla destekli sabit protezlerde implant sayısının iskelet üst yapı üzerine etkisi sonlu elemanlar metodu ile araştırmış ve beş veya altı implant desteğinin üst yapı iskeletindeki stresler ve yerdeğişiklikleri açısından en iyi olduğunu belirtmiştir.

Osseointegre implant protezlerde, klinik olarak metal üst yapının implantlar üzerine pasif bir şekilde oturması gerekir. Pasif olmayan metal üst yapı bir veya birkaç implantta aşırı streslerin oluşmasına ve metal iskelette metal yorgunluğuna yol açacaktır (67).

İmplantlarla destekli konvansiyonel tüm ark sabit protetik restorasyonlarda, posterior bölgede anatomik engeller dolayısıyla implant desteği olmadığından cantilever kısma ihtiyaç vardır. Araştırmalarda bu tip protezlerde okluzal kuvvetlerin en sondaki implantlarda yoğunlaştığı bildirilmiştir (84).

Ludgren ve arkadaşları (80), total okluzal yükün % 55'nin posterior cantilever kısmında bulunduğunu çiğneme tarafındaki posterior segmentin total yükün % 40'ını karşı taraftaki cantilever segmentin ise % 30'unu taşıdığını bildirmiştir.

İmplantlar üzerine yapılan metal iskelet yapının dizaynı kullanılan materyale, implantların sayısına ve uzunluğuna bağlıdır. Bu faktörler özellikle iskelet yapının cantilever kısmı için önemlidir. Lundqvist ve Carlsson (82), maksimum cantilever uzunluğunun mandibula için 20 maksilla için 10 mm olması gerektiğini, 7 ile 10 mm'lik implantlar kullanıldığında ise maksillada başlangıçta cantileverin kısmının yapılmamasını, ancak bir yıl sonra 10 mm'lik cantilever kullanılmasının faydalı olacağını belirtmiştir.

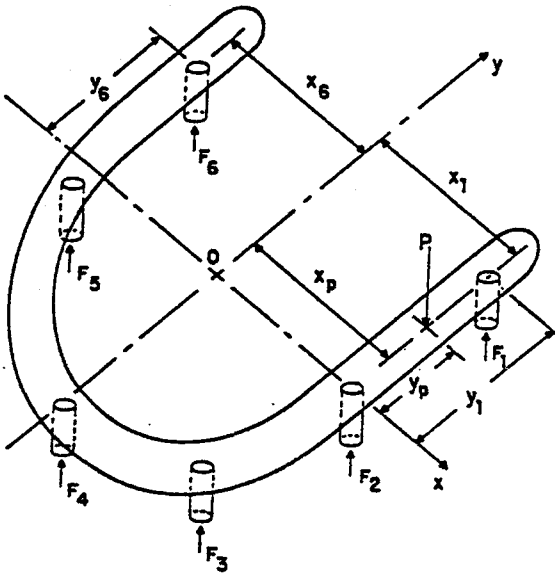
Rangert ve arkadaşları (105) ise, cantilever uzunluğunun belirlenmesinde en önemli faktörlerden birinin kemiğin kalitesi olduğunu, bu yüzden mandibulada bu uzunluğun 15 ile 20 mm arasında, maksillada ise 10 mm olması gerektiği fikrini savunmaktadır.

Cantileverin yapımında seçilen metal ve onun dizaynıda önem kazanır. Araştırmacılar sabit doku integre protezlerde en sondaki implantta oluşabilecek gerilimlerin I kesitli cantilever konfigürasyonunda en aza ineceğini bildirmişlerdir (121).

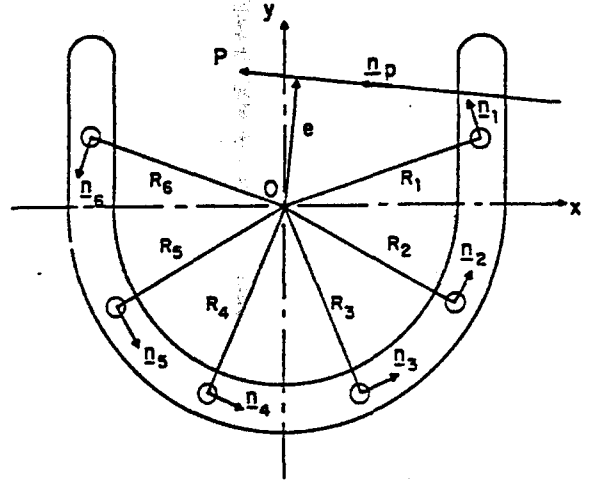
Stewart ve arkadaşları (121) ise, L şeklindeki kesite sahip cantileverde vertikal duvar yüksekliğinin artmasının, metal yorgunluğu direncini azalttığını göstermiştir.

Williams ve arkadaşları (132)'da, osseointegre implant destekli protezlerde metal üst yapıda değişik tip materyal kullanımının etkisini sonlu elemanlar yöntemi ile incelemiş ve kobalt-krom alaşımlarının cantilever kısımdaki maksimum stresleri belirgin bir şekilde azalttığını ortaya koymuşlardır.

BIOMEKANİK ANALİZİ: (4 ile 6 implantta ark şeklinde dizilim)



VERTİKAL YÜK



HORİZONTAL YÜK

Skalak (117), ark şeklindeki bir implant diziliminde implantlar üzerine gelen yükleri kemik ve implant bağlantısını rijid olarak kabul ederek bolted joints teorisine göre analiz etmiştir. Yukarıda grafik çizimleri yapılmış modellerde her bir implanttaki vertikal yük

$$F_i = \frac{P}{N} + P (A x_i + B y_i)$$

$$A = \frac{(I_{xy} Y_p - I_{xx} X_p)}{(I_{xy}^2 - I_{xx} I_{yy})}$$

$$B = \frac{(I_{xy} X_p - I_{yy} Y_p)}{(I_{xy}^2 - I_{xx} I_{yy})}$$

$$I_{xx} = \sum y_i^2 i_{yy} = \sum x_i^2 i$$

$$I_{xy} = \sum x_i y_i$$

formülü ile hesaplanır.

Horizontal yük ise

$$F_i = \frac{P}{N} n_p + \frac{P e R_i n_i}{\sum R_j^2}$$

e = Eksternal kuvvetin eksentriğinin implantlara olan uzaklığı

ni = Her bir implantın merkeze olan uzaklığına dik olan ünit vektör

formülü ile hesaplanır.

Fi = Her bir implanttaki vertikal yük
P = Vertikal yük

N = İmplant sayısı
(xi yi) = her implantın koordinatları
(Xp Yp) = eksternal yükün koordinatları

Fi = Her bir implanttaki horizontal yük
P = Eksternal horizontal yük
N = İmplant sayısı
np = Ünit vektör
Rj = Her bir implantın merkeze olan uzaklığı

İMLANT VE DOĞAL DİŞ DESTEKLİ SABİT PROTETİK RESTORASYONLAR :

Periodontal ligamente sahip doğal bir diş ve osseointegre implantlarla destekli sabit bir protezde bazı fenomenlerin göz önünde bulundurulması gerekir.

- 1- Yapıştırıcı simanın yüksek elastik modülü sayesinde doğal diş korunur. Ancak siman tutuculuğu, iki ayrı fleksibiliteye sahip desteklerin yarattığı stresler sonucu bozulabilir ve destek dişteki kronların mikro hareketleri sonucu sürekli travma ile destek dişte komplikasyonlar oluşabilir.
- 2- Eğer protez fazla uzun ise metal alt yapının eğilmesi ile porselen üst yapıda kırıklar gözlenebilir
- 3- Doğal dişin periodontal membranından kaynaklanan hareketleri sonucu, köprü bir kaldıraç gibi görev görecektir, implant ve çevre dokusunda aşırı stresler ve rezorbsiyon ihtimali ortaya çıkacaktır (10, 46, 97).

Bu nedenlerden dolayı doğal diş ve implant destekli protezlerde non rijid bağlantılar ve periodontal dokuların elastisitesini taklit eden şok-absorbe edici elementler (IME) kullanılması tavsiye edilmiştir.

Hoshaw ve Brunski (59), IME'ye sahip implantları, olmayanlarla karşılaştırmışlar ve IME 'nin implantın elastisitesini arttırdığını belirtmişlerdir.

Buna karşın McGlumphy ve arkadaşları (87), IMZ ve Screw-Vent implantlarını IME olup olmaksızın cantilevere sahip köprülerde, yük altında fotoelastik yöntemle analiz etmişler ve her iki implant sisteminde de sadece değişkenin resilient element olduğu durumda, total stres görünümünde bir fark gözlememişlerdir.

El-Wakad ve Brunski (40), dental implantlarda IME'nin etkisini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırmış ve aralarında biomekanik farkların olduğunu, IME'ye sahip implant destekli köprülerde IME 'nin dişteki stresleri gerilim streslerinden sıkışma streslerine döndürdüğünü belirtmiştir.

Richter ve arkadaşları (108), ise bir ara eleman ile elastisite kazandırılmış implantları elastik olmayan implantlarla sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile karşılaştırmışlar ve kemik içindeki stres birikiminin elastik materyale sahip implantta 20 kez azaldığını bildirmişlerdir.

Van Rossen ve arkadaşları (129), bir tek diş implantında ve doğal diş destekli bir sabit protezde IME'nin etkisini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırmıştır ve tek diş implantında stres absorbe elementinin elastik modülündeki ve şeklindeki değişikliklerin çevre kemik dokuya geçen streslerde değişiklik yapmadığını, ancak doğal dişle destekli köprü sisteminde ise düşük elastik modüle sahip şok absorbe elementinin kullanılmasının implant çevresinde daha uniform stres dağılımına yol açtığını bildirmiştir.

El-Charkawi ve arkadaşları (39) ise, implant postu ile üst yapı arasına yerleştirdikleri modifiye IME elementini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemişler ve resilient elemente sahip olmayan modele göre bu dizaynın, üst yapının implant hareketi olmaksızın hareketine üç kez daha fazla izin verdiğini göstermişlerdir.

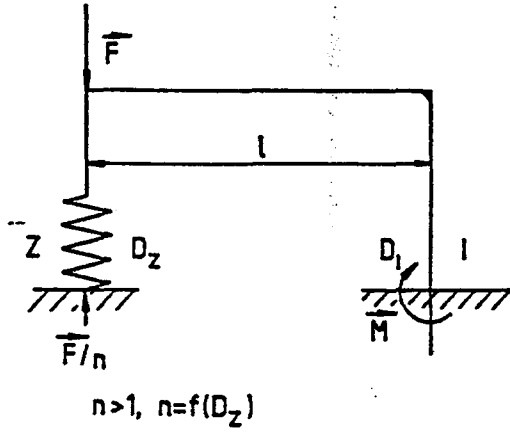
Takahashi ve arkadaşları (123), blade-vent implant ve doğal diş destekli bir sabit protezi sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemiş ve kemikteki stres kontrasyonlarının doğal dişe göre implant çevresinde daha çok yoğunlaştığını bildirmiştir.

Yine McGlumphy ve arkadaşları (88,90), implant ve diş destekli köprülerde yaptıkları yorgunluk analizlerinde köprüdeki defleksiyonlar sonucu implant abutment ve vidasında kırıkların oluşabileceğini, titanyum üst yapı vidasının resilient elementli yapıya göre rijid elementli yapıda yorgunluğa daha dirençli olduğunu bildirmiştir.

Sones ve arkadaşları (120) ise, iki Branemark implantı ve bir doğal diş destekli köprülerde rijid ve non-rijid bağlantılarının etkisini fotoelastik metodla incelemişler ve non-rijid ataşmanın kullanılmasını tavsiye ederken, McGlumphy ve arkadaşları (89), implantlarda rijid ve resilient internal elementlerinin kemikte yarattıkları stres kontrasyonlarını karşılaştırmış ve aralarında belirgin bir fark gözlememiştir.

Mathews ve arkadaşları (86) ise, doğal diş ve implant destekli köprülerde rijid ve non-rijid bağlantının siman retansiyonuna etkisini incelemişler ve her iki tip bağlantıda da simanın tutuculuk direnci açısından belirgin bir fark görmemişlerdir.

BIOMEKANİK ANALİZİ



M= moment

I = İmplant

Z = Diş

D1 = İmplantın resiliensi

D2 = Dişin resiliensi

$$n > 1, n = f(D_2)$$

$$M = F(1 - 1/n) \cdot l$$

Bu örnekte implant ve doğal dişler bir yaya benzetilmiştir. Yayların sertliğindeki farklılıktan dolayı değişik tip ankrajlar görülür. İmplantın resiliensi dişinkinden azdır. Yumuşak yayın (doğal diş) yüksek esneme kabiliyetinden dolayı sert yayda (implant) eğilme olmak zorundadır.

Bunun anlamı gelen okluzal yükün daha az esneyen implantta uygunsuz stres dağılımı ve eğilme momenti yaratmasıdır. İmplanttaki bu hareketin miktarı yukarıda formülle hesaplanabilir (107).

OVERDENTURE

Bu tip protetik restorasyonlar genellikle iki implant üzerine yerleştirilmiş değişik ataşman sistemlerine sahip konvansiyonel total protezlerdir. Overdenture retansiyonu 3 değişik tip ataşman sistemi ile sağlanabilir.

- 1) Barlı ataşmanlar
- 2) Magnetler
- 3) Stud ataşmanlar

BARLI ATAŞMANLAR:

Bu tip ataşmanlarda implantlar bir bar ile birbirine bağlanır ve gelen okluzal yükler implantlar arasında eşit olarak paylaşılır. Barlı overdenture tipi protezler hem implantlar hemde mukoza tarafından desteklenirler. Bu yüzden ataşmanla sağlanan retansiyon ve stabiliteye katkıda bulunması amacıyla yapılan protezin sınırları total protez yapımındaki gibi geniş tutulmalıdır. Barlı bağlantının amacı, protezi yerinden çıkarmaya çalışan vertikal kuvvetlere karşı koymaktır.

Okluzyon esnasında, gelen fonksiyonel yükler mukoza ve bar tarafından karşılanır. Sagital ve frontal düzlemdeki protezin rotasyon hareketleri ataşmanın bar üzerindeki rotasyonu ile sağlanır. Bar düz bir şekilde tam alveoler kret üzerine veya biraz linguale yerleştirilmeli, posterior kretler arasındaki açının açısı ortayına dik yapılmalıdır (50, 91).

McLoughlin ve arkadaşları (92), barlı ataşmanlardan Hader bar dizaynını sonlu elemanlar metodu ile incelemiş ve 200 N'luk okluzal yük altında implantlar ile barların bağlantı bölgesinde yüksek stres konsantrasyonları olduğunu bildirmiştir.

MAGNETLER

Genel olarak barlı ataşmanlar kadar retansiyona sahip değildirler. Protezi yerinden oynatan vertikal kuvvetlere karşı etkili olmalarına rağmen lateral kuvvetlere karşı dirençleri çok zayıftır. Bu özelliği sayesinde implantlara gelen lateral kuvvetlere karşı bir kuvvet kırıcı görevi üstlenmişlerdir. Manyetik güçleri 250 ile 1000 gs arasında değişir. İmplantla direk kontak halinde olduklarında korozyon ihtimali söz konusudur (91).

STUD ATAŞMANLAR

Bu tip ataşmanlar barlı ataşmanlara göre implantların lokalizasyonuna daha az bağımlıdır. Belirli miktar stres kırıcı özelliğe sahiptirler (91).

2.7. MEKANİK TEMEL KAVRAMLAR

Deformasyon (Strain) = Bir materyale dışardan uygulanan yük sonucu materyalin boyutlarında oluşan değişiktir. Bu deformasyon e/L ye eşittir. Formülde e boyuttaki değişikliği L ise orjinal boyutu gösterir. Materyalin deformasyonu (Strain) elastik veya plastik olabilir. Eğer materyal yükün kaldırılmasından sonra eski haline dönüyorsa bu tip deformasyon elastiktir. Eğer kalıcı bir şekil değişikliği varsa bu tip deformasyon plastiktir (33).

Stres = Materyale uygulanan yüke eşit ve zıt yönde materyalin içinde oluşan internal kuvvettir. Stres her birim alana gelen yük olarak ölçülür. (N/m^2 , KN/mg , MN/m^2) Stres= F/A 'dır. Burada F uygulanan kuvvet A ise yükün uygulandığı birim alandır. Bir materyal sıkışma, gerilme ve kayma streslerine maruz kalabilir (33).

Elastik modülü = Stres-Strain eğrisindeki elastik davranışı gösteren alanda stres ile strain arasındaki oran elastik modülünü gösterir. Yüksek elastik modülü rijid, düşük elastik modülü ise esnek materyalleri belirler (33).

Poisson oranı = Gerilim altında materyalin boyutunda artış varken, kesitinde bir azalma vardır. Bu oran yani Poisson oranı $M = \frac{\text{Lateral deformasyon}}{\text{aksial deformasyondur}}$ (33).

Sıkışma ve gerilme direnci = Bu direnç, materyali fraktüre uğratmadan sıkışma ve gerilim altında bırakan maksimumstresdir (33).

$$\text{Direnç} = \frac{2 P}{\pi t d}$$

burada P = Yük
t = kalınlık d= çap

Viskoelastisite = Bir materyal yükün uygulanma derecesine bağlı mekanik davranışlar gösteriyorsa viskoelastik olarak tanımlanır (61).

Anizotropi = Bir materyalin mekanik özelliklerinin derecesinin yapısına bağlı olmasına anizotropi denir. Materyal eğer birbirine dik, üç yönde ayrı özellikler gösteriyorsa ortotropik, aynı özelliği gösteriyorsa isotropik olarak değerlendirilir. Transversal isotropik materyal ise bu üç yönden ikisinde aynı mekanik özellikleri gösterir (61).

Sonlu elemanlar analiz yönetimi : Bu tekniğin genel felsefesi, sonlu sayıda noktalarla bağlanmış sonlu sayıda bölünmüş yapısal elemanlar topluluğundan oluşturulan gerçek yapının analizidir. Elemanlar orjinal yapının figuratif olarak parçalara bölünmesi ile elde edilir. Her eleman orjinal yapının mekanik özelliklerini gösterir. Buna ek olarak, elemanların birleşim noktaları olarak isimlendirilen düğüm noktalarını belirlemek amacıyla bir numaralandırma sistemine gerek vardır. Yine her bir düğüm noktasının lokalizasyonu belirlemek içinde koordinat sistemine gereklilik görülür (23).

Bir aksisimetrik modeldeki stresleri belirlemek için aşağıdaki bilgilere ihtiyaç vardır (42).

- 1- Dűđüm noktalarının sayısı
- 2- Elemanların sayısı
- 3- Her bir elemanı belirleyen numaralandırma sistemi
- 4- Her elemanın Young modülü ve Poisson oranı
- 5- Her bir dűđüm noktasını belirleyen numaralandırma sistemi
- 6- Her bir dűđüm noktasının koordinatları
- 7- Sınır koşullarının tipi
- 8- Uygulanan yükün belirlenmesi.

Bu yöntemle Anusavice ve Hojjatie (7), fasiyal porselen marjini olan metal-seramik kronlardaki stres dağılımını, Aydınlık ve Dayangaç (8), alveol kemik kaybının, izole bir diş ve evre dokularındaki stres dağılımına etkisini, Bıakacı (12), arkası serbest sonlanan ve sonlu hareketli bölümlü protez olgularında şekil değişikliklerini ve i gerilimleri, elik ve Aydınlık (25), eğimli kökün diş ve evre destek dokuya etkisini, Dayangaç (36, 37), Dycal'ın amalgam kondensasyon kuvvetlerine direncine etkisini ve M.O.D amalgam dolgu kırılma olasılığını azaltabilecek kavite şeklini, de Vree ve arkadaşları (38), molar dişte kavite dizaynındaki modifikasyonun stres dağılımına etkisini, Eskitaşcıoğlu (41), doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik kontak tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimleri, Farah ve Graig (42), ful kron yapılmış bir molardaki basamak tiplerinin stres dağılımına etkisini, Goel ve arkadaşları (47), dentin mine birleşiminin stres dağılımına etkisini, Ko ve arkadaşları (71), post tedavisinin dentindeki stres dağılımına etkisini, Mailath ve arkadaşları (85), transdental fiksasyonda fiksasyon postunun uzunluğunun etkisini, Randzio ve Finger (104), kemik-içi implantların yük altındaki davranışlarını, Rubin ve arkadaşları (113), birinci molar dişin yük altındaki stres dağılımını, Telli ve arkadaşları (124), farklı kanin distalizasyonu mekaniklerinin diş hareketlerine ve periodonsiyumdaki gerilmelere etkilerini, Yettram ve arkadaşları (130), restore edilmiş ve edilmemiş mandibular ikinci premolardaki stres dağılımlarını, Yuasa ve arkadaşları (138), kroşenin boyutları ile fleksibilitesi arasındaki ilişkiyi, Wright ve arkadaşları (135), bir doğal diş tek başına ve sabit protez desteği olarak kullanıldığında reaktif yük dağılımlarını incelemişlerdir.

3 - MATERYAL VE METOD :

Bu araştırmada implant boyu ve distal uzantı değişken kabul edildiğinde, implant destekli sabit bir protetik restorasyona gelen okuzal yüklerin implant ve kemik implant ara yüzeyinde yol açtığı stresler ve yer değişikleri incelenmiştir.

Çalışmamızda uyguladığımız metod " boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir". Bu yöntemde gerçek yapının simülasyonu matematiksel olarak sonlu sayıda elemana bölünerek problem cebirsel bir matris haline getirilir ve dijital bir kompüter yardımı ile çözülür.

Araştırmamızda I-DEAS* adlı mühendislik analiz programını kullanılmıştır. Bu program, çok amaçlı olup yapıların akışkanlık, ısı transferi, dinamik ve statik davranışlarını analiz edebilen yazılımlara sahiptir (61).

I-DEAS cad-cam yazılım paketinde stres analiz programını aşağıdaki bölümleri içerir.

- 1- Katı modelleme (Solid Modeling)
- 2- Ağ yapının oluşturulması (Mesh Generation)
- 3- Eleman ve Düğüm Noktaların Belirlenmesi (Element and Nodes)
- 4- Sınır koşullarının tayini (Boundary Conditions)
- 5- Modelin zm (Model Solution)
- 6- Analizlerin Gösterimi (Post-Processing)

3.1. KATI MODELLEME : (Solid Modeling)

Analizi yapılacak gerçek yapının geometrik modelinin çizimidir. (şekil 2-c) Bu izimin belirli koordinat sistemlerine uyularak yapılması gerekir. Biz alışmamızda Cartesian koordinat sistemi (X,Y,Z,) kullandık.

Araştırmamızda 5 değişik katı modelleme yapılmıştır. Tablo III'de çizimlerdeki değişkenler gösterilmiştir. Modellerde simüle edilen gerçek yapı, rezorbe alt çenelerin tedavisinde Branemark ve arkadaşları (18), tarafından tavsiye edilen iki foramen mentale arasına yerleştirilmiş, 6 adet implant üzerine yapılmış bilateral distal cantilevere sahip sabit bir protetik restorasyondur. (şekil 3 a)

* Structural Dynamics Research Corporation, Milford, Ohio,

Model	İmplant Boyu(mm)	Distal Uzantısı (mm)
I	15 mm	5,6 mm
II	15 mm	14 mm
III	15 mm	28 mm
IV	20 mm	14 mm
V	7 mm	14 mm

Tablo III

Tüm modeller 3 ayrı yapıdan oluşmaktadır.

- 1- Titanyum İmplantlar
- 2- Alt çeneyi temsil eden kemik bloğu
- 3- İmplant üstü protezin metal alt yapısını temsil eden titanyum iskelet yapı.

İmplantların geometrik dizilimi yarıçapı 20 mm olan bir daire üzerinde dairenin merkezi ($X=0$ $Y=0$) olmak kaydı ile Tablo IV'de gösterildiği gibi aralarında 10mm olacak şekildedir ve yükün uygulandığı yöne göre numaralandırılmıştır. (Şekil 4 b)

Koordinatları (mm)	1. implant	2. İmplant	3. İmplant	4. İmplant	5. İmplant	6. İmplant
X	20	14	5	-5	-14	-20
Y	14	5	0	0	5	14

Tablo IV

Titanyum implantlar 7, 15, 20 mm uzunluğunda ve 4 mm çapında (Şekil 2b) değişik modellerde değişik boylarda kullanılmıştır. İmplant postları ise 7 mm uzunluğundadır.

Alt çeneyi temsil eden 20 x 6 mm boyutlarındaki kemik bloğu, her tarafta 2 mm kalınlığında kortikal kemikle kaplı spongios kemikten oluşmaktadır. İmplantları çevreleyen bölgede ise 0,2 mm kalınlığında osseointegrasyonu temsil eden lamina dura benzeri bir kemik bulunmaktadır. Kemik bloğu yarıçapı 20 mm olan bir elipsoid biçimindedir.

İmplant üstü protezin metal kaidesini temsil eden titanyum iskelet yapı ise 2 x 2 mm boyutlarında kemik bloktan 5 mm uzakta implantlara rijid olarak bağlandığı varsayılarak kemiğin konturlarını takip etmektedir. Metal alt yapı en distaldeki implanttan başlayarak değişik modellerde 5.6 , 14 ve 28 mm bilateral distal cantilever kısma sahiptir.

Analizlerin yapılmasında 3 ayrı tip bilgisayar kullanılmıştır. Bunlar.

- | | |
|---------------------------------|---|
| 1- HP (Hawlet Packard) 9000/710 | 32 MB Ram (Şekil 2-a)
840 HB Hard Disc |
| 2- HP 9000/370 | 16 MB Ram
600 MB Hard Disc |
| 3- Decstation 5000/240 | 32 MB Ram
800 MB Hard Disc |

3.2. AĞ YAPININ OLUŞTURULMASI (Mesh Generation)

Bu bölümde, sonlu elemanlar yöntemi için gerekli olan ağ yapı oluşturulur. Bu ağ yapı iki tipte olabilir.

- Haritalama yöntemi (Mapped Meshing) : Bu tip ağ yapıda eleman tipleri ve hacimleri kısıtlıdır. Sadece tuğla (brick) ve kama (wedge) elemanlar kullanılabilir.
- Serbest Yöntem (Free Meshing) : Bu tip ağ yapıda ise tetrahedral elemanlar istenilen hacimde oluşturulabilir.

Araştırmamızda hem free meshing hemde mapped meshing kullanılmıştır. İmplant ve onu çevreleyen kemik dokusunda free meshing yapılırken diğer bölgelerde mapped meshing uygulanmıştır.

3.3. ELEMAN VE DÜĞÜM NOKTALARIN BELİRLENMESİ (Element and Nodes)

Her bir eleman aşağıdaki nitelikleri yoluyla tanımlanır.

- 1- Türü : Eleman türü elemanların fiziksel geometrilerini gösterir (1,2 ve 3 boyutlu) biz çalışmamızda hem iki boyutlu hemde 3 boyutlu elemanları kullandık. (Şekil 1)
- 2- Sırası : Düğüm noktalarının sayısı temel alınarak elemanların sınırları içindeki ortalama interpolasyon fonksiyonunu belirler. Elemanın bir kenarı boyunca uzanan düğüm noktalarının sayısı, elemanın sırasını gösterir. Eleman sırası türe bağlıdır.
- 3- Topolojisi : Eleman topolojisi elemanın genel şeklini gösterir. Topolojilerin sayısı elemanın türüne bağlıdır.
- 4- Materyal Özellikleri : Materyal özellikleri modelin materyal karakterlerini tanımlar. Çalışmamızda kullandığımız materyallerin özellikleri tablo V'te verilmiştir.

Materyaller	Elastik Modülü N/m ²	Poisson Oranı
Titanyum	1.1x10 ¹¹ N/m ²	0.35
Kortikal Kemik	1.37x10 ¹⁰ N/m ²	0.3
Spongios Kemik	1.37x10 ¹⁰ N/m ²	0.3
Lamina Dura (Kemik-implant ara yüzü)	1.37x10 ¹⁰ N/m ²	0.3

Tablo V

Analizlerde kullanılan tüm materyaller, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. 28 mm distal uzantıya sahip modellerde kullandığımız elemanların özellikleri tablo VI'da gösterilmiş olup total eleman sayısı=3340, total düğüm noktası sayısı= 2584'tür. 14 mm distal uzantıya sahip modellerde eleman özellikleri aynı olup sadece tuğla eleman sayısı 10 adet azalmıştır.

Eleman Sayısı	Türü	Düğüm Sırası	Topolojisi
1216	İnce Kabuk (2 boyutlu) (Thin Shell)	Lineer	Dörtgen (Quadrilateral)
72	İnce Kabuk (2 boyutlu) (Thin Shell)	Lineer	Üçgen (Triangular)
504	Kama (3 boyutlu) (Wedge)	Lineer	Katı (Solid)
1548	Tuğla (3 boyutlu) (Brick)	Lineer	Katı (Solid)

Tablo VI- 15 mm implant, 28 mm Distal uzantıya sahip Modeldeki eleman özellikleri

3.4. SINIR KOŞULLARININ TAYİNİ (Boundary Conditions)

Programın bu bölümünde uygulanacak kuvvetlerin miktarı, yönü ve tipi ile düğüm noktalarının serbestlik dereceleri belirlenir. Çalışmamızda uyguladığımız yükler literatürden alınmış olup Tablo 7'de verilmiştir. (Şekil 3 c) (18)

Yönü	Miktarı	Tipi	Yeri
Vertikal	150 N	Yüzey basıncı	Distal uzantıdaki son eleman üzerine
Horizontal	20 N	Yüzey basıncı	Distal uzantıdaki son eleman üzerine

Tablo VII

Sınır koşulları belirlenirken, mandibulayı temsil eden kemik bloğun en distalindeki düğüm noktalarının X, Y ve Z yönünde hareketsiz kaldığını, diğer bütün düğüm noktalarının ise üç yönlü serbestlik derecesine sahip olduğu kabul edilmiştir. Böylece mandibulanın kuvvet karşısındaki deformasyonuna da izin verilmiştir. Kemik-implant ara yüzü osseointegre olarak kabul edilip bu bölgedeki düğüm noktalarının birlikte hareket ettikleri varsayılmıştır.

Araştırmamızda analizi yapılan beş ayrı model ve iki farklı kuvvet parametresi vardır. Bu parametrelerin yarattığı durumlar aşağıdaki gibidir.

1. Durum : İmplant boyu : 7mm - Distal uzantı: 14 mm - Yük: 150 N
(Vertikal)
2. Durum : İmplant boyu : 7mm - Distal uzantı: 14 mm - Yük: 20 N
(Horizontal)
3. Durum: İmplant boyu : 20 mm - Distal uzantı: 14 mm - Yük: 150 N
(Vertikal)
4. Durum : İmplant boyu : 20mm - Distal uzantı: 14 mm - Yük: 20 N
(Horizontal)
5. Durum: İmplant boyu : 15mm - Distal uzantı: 14 mm - Yük: 150 N
(Vertikal)
6. Durum: İmplant boyu : 15mm - Distal uzantı: 14 mm - Yük: 20 N
(Horizontal)
7. Durum: İmplant boyu : 15 mm - Distal uzantı: 5.6 mm - Yük: 150 N
(Vertikal)
8. Durum: İmplant boyu : 15 mm - Distal uzantı: 5.6 mm - Yük: 20 N
(Horizontal)
9. Durum: İmplant boyu : 15 mm - Distal uzantı: 28 mm - Yük: 150 N
(Vertikal)
10. Durum: İmplant boyu : 15 mm - Distal uzantı: 28 mm - Yük: 20 N
(Horizontal)

4 - BULGULAR

Araştırmamızda analizi yapılan modellerin sonuçları gerilim yoğunlukları ve yer değişiklikleri olarak verilmiştir.

Gerilim yoğunlukları renk skalaları ile gösterilmiştir. Kırmızıdan maviye doğru giden renkler, gerilim büyüklüğü ile doğru orantılı olarak azalmaktadır. Stres değerleri renk skalalarının yanında Von Mises eş değer stresleri olarak N/m^2 cinsinden verilmiştir. Von Mises eş değer stres kriterleri modelin her bir düğüm noktasındaki 3 yönlü stres değerlerini tek bir eşdeğer şeklinde vererek değişik değerler arasında karşılaştırma olanağını sağlar. Matematiksel olarak,

Von Mises eşdeğer stres değeri = $1 / \sqrt{2} [(6_1 - 6_2)^2 + (6_2 - 6_3)^2 + (6_3 - 6_1)^2]^{1/2}$ formülü ile hesaplanır.

Her bir matematiksel modelde iki ayrı yük durumunda olmak kaydıyla, gerilmeler (N/m^2).

- 1- Tüm modeldeki maksimum ve minimum gerilmeler. (Şekil - 5 ,10 , 15, 20, 25 ,30, 35, 40, 45, 50 a)
- 2- İmplantlardaki gerilmeler, (Şekil - 5 ,10 , 15 , 20, 25 ,30, 35, 40, 45, 50 b)
- 3- Tüm kemik- implant ara yüzeylerindeki gerilmeler. (Şekil - 5 ,10 , 15, 20, 25 ,30, 35, 40, 45, 50 c)

Araştırmamızda yükün geldiği yöne göre 1,2 ve 3 no.lu implantlar yüke yakınlığı dolayısıyla önemli olduğundan.

- 4- 1,2 ve 3 no.lu implantların kemik- implant ara yüzlerindeki gerilmeler. (Şekil-6,11,16,21,26,31,36,41,46,51)
- 5- 1,2 ve 3 no.lu implantların kemik- implant ara yüzünün mesial, distal, bukkal ve lingual yüzlerindeki gerilmeler. (Şekil-7,12,17,22, 27,32,37,42,47,52)
- 6- 1,2,3 no.lu implantların mesial, distal, bukkal ve lingual yüzlerindeki gerilmeler olarak şekillerle gösterilmiştir. (Şekil-8,13, 18-23,28,33,38,43,48,53)

Yer değişiklikleri ise,

- 1- İmplantlarda oluşan yer değişikliklerinin, modellerin yük uygulanmadan önceki ve sonraki halinin üst üste çakıştırılması ile gösterimi. (Şekil- 9,14,19,14,29,34,39,44,49,54 b)
- 2- Kemik-implant ara yüzeylerinde oluşan yer değişikliklerinin modellerin yük uygulanmadan önceki ve sonraki halinin üst üste çakıştırılması ile gösterimi. (Şekil- 9,14,19,14,29,34,39,44,49,54 a)
- 3- Grafikselsel olarak 1,2,3, nolu kemik-implant ara yüzeylerindeki yer değişikliklerinin bir arada gösterimi. (Grafik-1,2,3,4,5,6,7,8,9 a) Yükün geldiği yöne doğru kırmızı = 1. kemik ara yüzü yeşil= 2. kemik arayüzü mavi= 3. kemik ara yüzündeki deplasman grafiğini gösterir.
- 4- Grafikselsel olarak 1,2,3, nolu implanttaki yer değişikliğinin bir arada gösterimi (Grafik-1,2,3,4,5,6,7,8,9 b) Yükün geldiği yöne doğru kırmızı = 1. implant yeşil= 2. implant mavi= 3. implanttaki deplasman grafiğini gösterir.

Grafiklerde x eksenini düğüm noktaları arasındaki mesafeyi belirlerken Y eksenini yer değişikliğini mm cinsinden belirtmektedir. Düğüm noktaları arasındaki mesafe bir dizilim sırasına göre yapılmıştır. Bu dizilim implantlarda şekil 4 C görüldüğü gibi implant postunun en üstündeki distobukkal düğüm noktasından başlayıp saat yönünün tersinde devam eder ve bu dönüş aşağıya doğru implantın altı sınırını oluşturan düğüm noktalarına kadar dairesel şekilde gitmektedir. Kemik-implant ara yüzünde de arayüzden başlamak kaydıyla dizilim aynı şekilde yapılmıştır. Sonuçlar, iki ayrı değişkende (distal uzantı ve implant boyu) ve iki farklı yükte (horizontal, vertikal) Maksimum Von Mises eş değer stresleri olarakta Tablo VIII, IX, X, XI verilmiştir.

DIKEY YÜK = 150 N İMPLANT BOYU = 15 mm
(Maksimum Von Mises eşdeğer stresleri)

Distal Uzanıtı	Tüm modeldeki Maksimum stresler (N/m ²)		Tüm implantlardaki Maksimum stresler (N/m ²)		Tüm kemik-implant ara yüzeylerindeki Maksimum stresler (N/m ²)		1 No.lu implantın kemik-implant ara yüzeyindeki Maksimum stresler (N/m ²)		2 No.lu implantın kemik-implant ara yüzeyindeki Maksimum stresler (N/m ²)		3 No.lu implantın kemik-implant ara yüzeyindeki Maksimum stresler (N/m ²)	
	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri
5.6 mm	Yüke yakın en distaldeki implant ile üst yapı birleşiminde	2.67 E+08 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki implant	1.05 E+08 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki kemik-implant ara yüzeyinde	7.53 E+06 N/m ²	Distal boyun bölgesinde	7.53 E + 06 N/m ²	Disto-bukkal ve mesio-lingual boyun bölgesinde	2.34 E +06 N/m ²	Disto-bukkal ve mesio-lingual boyun bölgesinde	5.43 E +05 N/m ²
14 mm	Yüke yakın en distaldeki implant ile üst yapı birleşiminde	1.25 E+09 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki implant	2.04 E+08 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki kemik-implant ara yüzeyinde	1.78 E+07 N/m ²	Distal boyun bölgesinde	1.76 E+ 07 N/m ²	Disto-bukkal ve mesio-lingual boyun bölgesinde	5.78 E+06 N/m ²	Disto-bukkal ve mesio-lingual boyun bölgesinde	1.17 E+06 N/m ²
28 mm	Yüke yakın en distaldeki implant ile üst yapı birleşiminde	2.95 E+09 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki implant	5.48 E+08 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki kemik-implant ara yüzeyinde	3.59 E+07 N/m ²	Distal boyun bölgesinde	3.59 E+07 N/m ²	Disto-bukkal ve mesio-lingual boyun bölgesinde	1.17 E+07 N/m ²	Disto-bukkal ve mesio-lingual boyun bölgesinde	2.22 E+06 N/m ²

TABLO VIII

YATAY YÜK = 20 N İMPLANT BOYU = 15 mm
(Maksimum Von Mises eşdeğer stresleri)

Distal Uzantı	Tüm modeldeki Maksimum stresler (N/m ²)		Tüm implantlardaki Maksimum stresler (N/m ²)		Tüm kemik-implant ara yüzeylerindeki Maksimum stresler (N/m ²)		1 No.lu implantın kemik-implant ara yüzeyindeki Maksimum stresler (N/m ²)		2 No.lu implantın kemik-implant ara yüzeyindeki Maksimum stresler (N/m ²)		3 No.lu implantın kemik-implant ara yüzeyindeki Maksimum stresler (N/m ²)	
	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri
5.6 mm	Yüke yakın, en distaldeki implant ile üst yapı birleşiminde	3.35 E+07 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki implant	2.32 E+07 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki kemik-implant ara yüzeyinde	1.49 E+06 N/m ²	Mesial, distal, bukkal ve lingual boyun bölgesinde	1.49 E+06 N/m ²	Mesial, distal, bukkal ve lingual boyun bölgesinde	1.63 E+05 N/m ²	Mesial, distal, bukkal ve lingual boyun bölgesinde	7.7 E+04 N/m ²
14 mm	Yüke yakın en distaldeki implant ile üst yapı birleşiminde	1.63 E+08 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki implant	4.90 E+07 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki kemik-implant ara yüzeyinde	2.00 E+06 N/m ²	Mesial, distal, bukkal ve lingual boyun bölgesinde	2.00 E+06 N/m ²	Mesial, distal, bukkal ve lingual boyun bölgesinde	4.28 E+05 N/m ²	Mesial ve distal boyun bölgesinde	4.8 E+04 N/m ²
28 mm	Yüke yakın en distaldeki implant ile üst yapı birleşiminde	3.89 E+08 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki implant	8.42 E+07 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki kemik-implant ara yüzeyinde	3.3 E+06 N/m ²	Mesial, distal, bukkal ve lingual boyun bölgesinde	3.3 E+06 N/m ²	Mesial, distal, bukkal ve lingual boyun bölgesinde	9.01 E+05 N/m ²	Mesial, distal, bukkal ve lingual boyun bölgesinde	1.67 E+05 N/m ²

TABLO IX

DIKEY YÜK = 150 N – DISTAL UZANTI = 14 mm
(Maksimum Von Mises eşdeğer stresleri)

Implant Boyu	Tüm modeldeki Maksimum stresler (N/m ²)		Tüm implantlardaki Maksimum stresler (N/m ²)		Tüm kemik-implant ara yüzeylerindeki Maksimum stresler (N/m ²)		1 No.lu implantın kemik-implant ara yüzeyindeki Maksimum stresler (N/m ²)		2 No.lu implantın kemik-implant ara yüzeyindeki Maksimum stresler (N/m ²)		3 No.lu implantın kemik-implant ara yüzeyindeki Maksimum stresler (N/m ²)	
	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri
7 mm	Yüke yakın en distaldeki implant ile üst yapı birleşiminde	1.25 E+09 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki implant	2.68 E+08 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki kemik-implant ara yüzeyinde	1.76 E+07 N/m ²	Distal boyun bölgesinde	1.76 E+07 N/m ²	Mesio-bukkal boyun bölgesinde	5.40 E+06 N/m ²	Mesio-lingual boyun bölgesinde	1.10 E +06 N/m ²
15 mm	Yüke yakın en distaldeki implant ile üst yapı birleşiminde	1.24 E+09 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki implant	2.67 E+08 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki kemik-implant ara yüzeyinde	1.78 E+07 N/m ²	Distal boyun bölgesinde	1.78 E+07 N/m ²	Mesio-bukkal boyun bölgesinde	5.78 E+ 06 N/m ²	Mesio-lingual boyun bölgesinde	1.17 E +06 N/m ²
20 mm	Yüke yakın en distaldeki implant ile üst yapı birleşiminde	1.25 E+09 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki implant	2.64 E+08 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki kemik-implant ara yüzeyinde	1.78 E+07 N/m ²	Distal boyun bölgesinde	1.78 E+07 N/m ²	Mesio-bukkal boyun bölgesinde	5.72 E+06 N/m ²	Mesio-lingual boyun bölgesinde	1.11 E +06 N/m ²

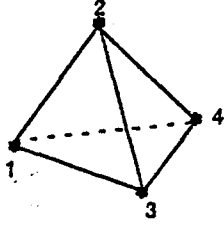
TABLO X

YATAY YÜK = 20 N DİSTAL UZANTI = 14 mm
(Maksimum Von Mises eşdeğer stresleri)

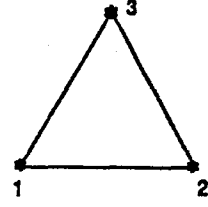
İmplant Boyu	Tüm modeldeki Maksimum stresler (N/m ²)		Tüm implantlardaki Maksimum stresler (N/m ²)		Tüm kemik-implant ara yüzeylerindeki Maksimum stresler (N/m ²)		1 No.lu implantın kemik-implant ara yüzeyindeki Maksimum stresler (N/m ²)		2 No.lu implantın kemik-implant ara yüzeyindeki Maksimum stresler (N/m ²)		3 No.lu implantın kemik-implant ara yüzeyindeki Maksimum stresler (N/m ²)	
	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri	Bölge	Değeri
7 mm	Yüke yakın en distaldeki implant ile üst yapı birleşiminde	1.61 E+08 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki implant	4.80 E+07 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki kemik-implant ara yüzeyinde	1.79 E+06 N/m ²	Bukkal, lingual, mesial distal boyun bölgesinde	1.79 E+06 N/m ²	Bukkal, lingual, mesial distal boyun bölgesinde	4.30 E+05 N/m ²	Bukkal, lingual mesial, distal boyun bölgesinde ve disto-lingual apex bölgesinde	4.8 E +04 N/m ²
15 mm	Yüke yakın en distaldeki implant ile üst yapı birleşiminde	1.63 E+08 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki implant	4.80 E+07 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki kemik-implant ara yüzeyinde	2.00 E+06 N/m ²	Bukkal, lingual, mesial distal boyun bölgesinde	2.00 E+06 N/m ²	Bukkal, lingual, mesial distal boyun bölgesinde	4.28 E+05 N/m ²	Distal ve bukkal boyun bölgesinde	4.8 E +04 N/m ²
20 mm	Yüke yakın en distaldeki implant ile üst yapı birleşiminde	1.61 E+08 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki implant	4.79 E+07 N/m ²	Yüke yakın en distaldeki kemik-implant ara yüzeyinde	1.89 E+06 N/m ²	Bukkal, lingual, mesial distal boyun bölgesinde	1.89 E+06 N/m ²	Bukkal, lingual, mesial distal boyun bölgesinde	1.18 E+06 N/m ²	Mesial ve lingual boyun bölgesinde	4.9 E +04 N/m ²

TABLO XI

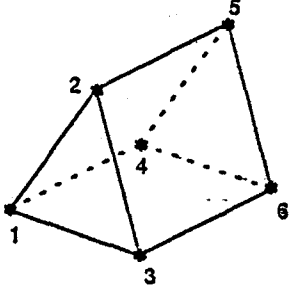
linear tetrahedron solid



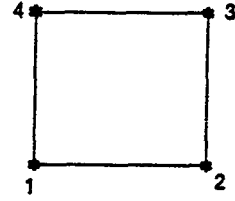
linear triangular thin shell



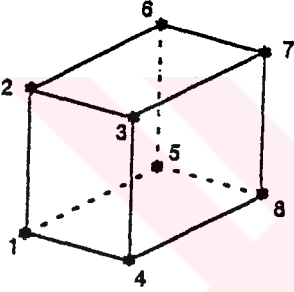
linear wedge solid



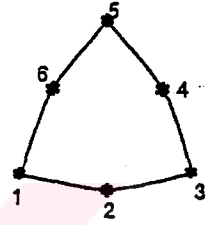
linear quadrilateral thin shell



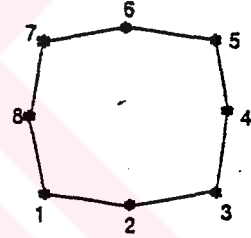
linear brick solid



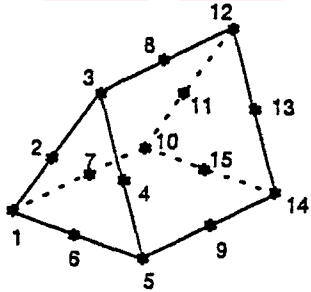
parabolic triangular thin shell



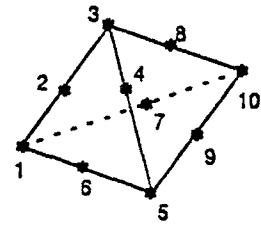
parabolic quadrilateral thin shell



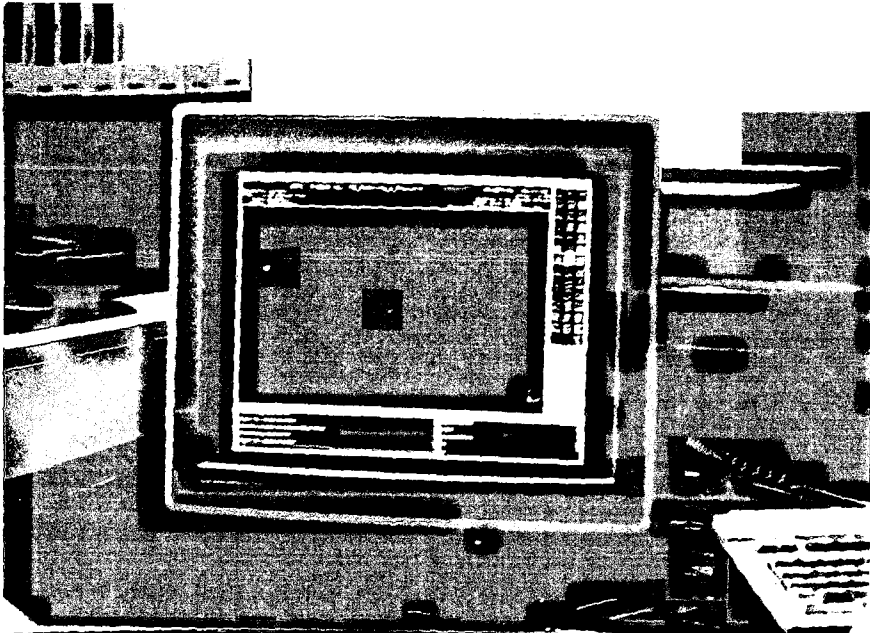
parabolic wedge solid



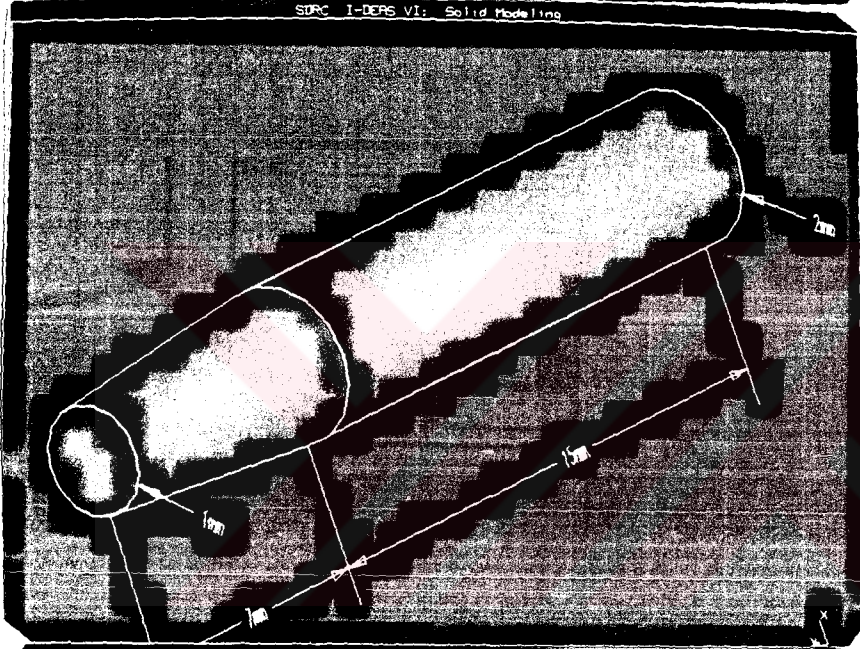
parabolic tetrahedron solid



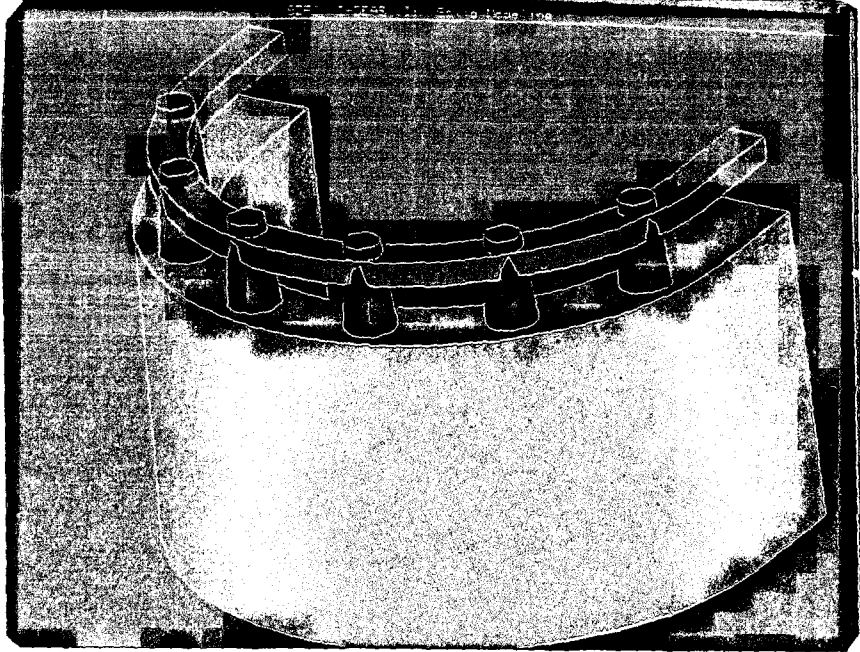
Şekil 1 - Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde kullanılan bazı eleman tipleri



(a)



(b)

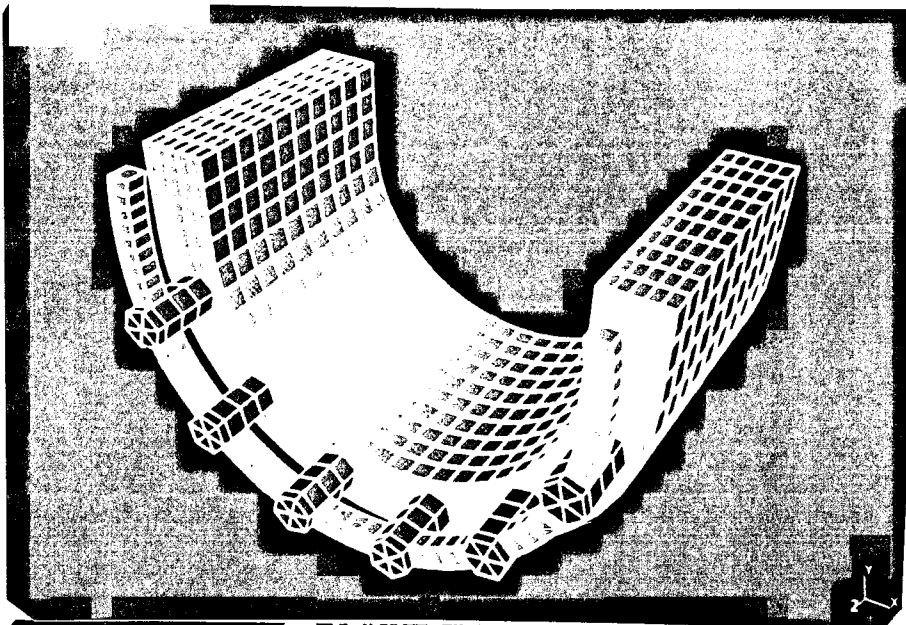


(c)

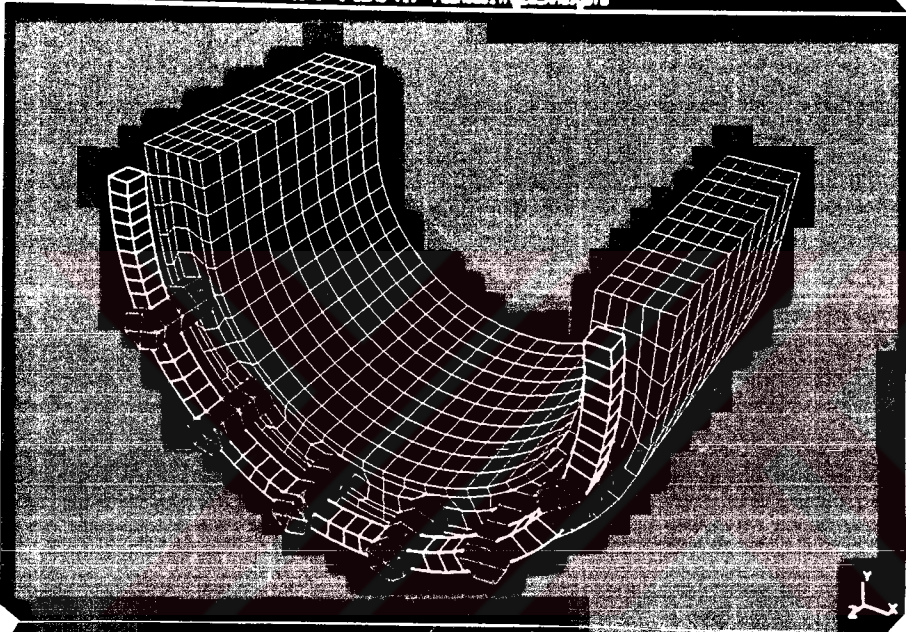
Şekil-2a:Çalışmanın yapıldığı bilgisayar.

b:Şematik implant modeli.

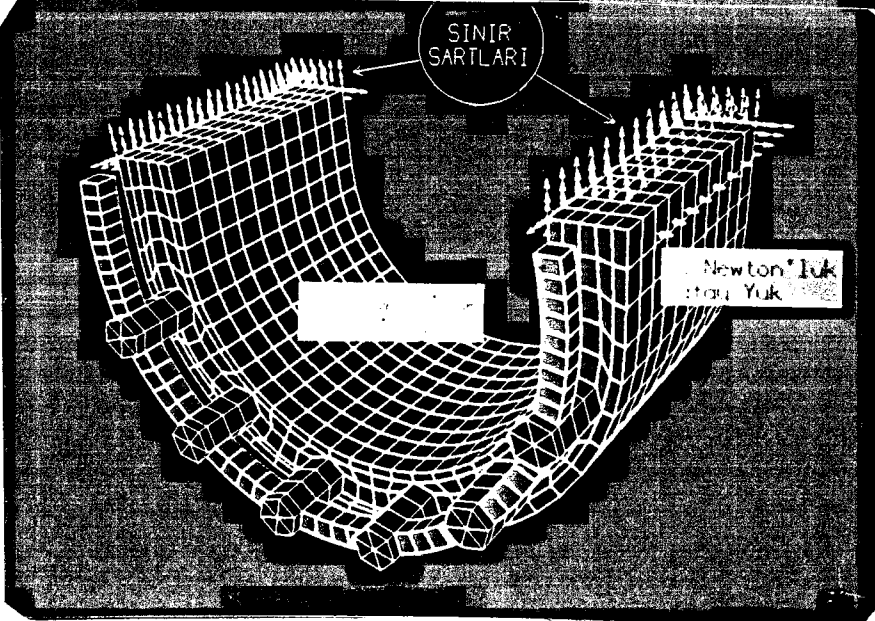
c:Şematik tüm çalışma modeli.



(a)



(b)

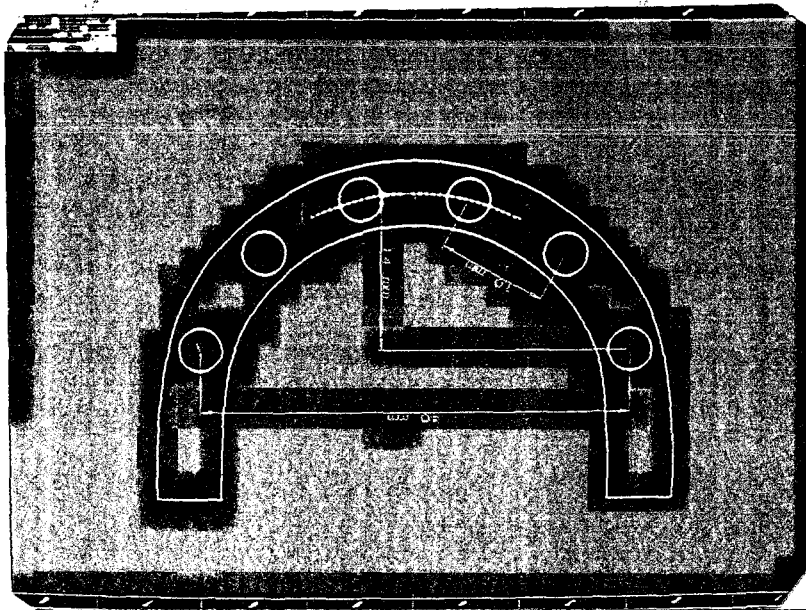


(c)

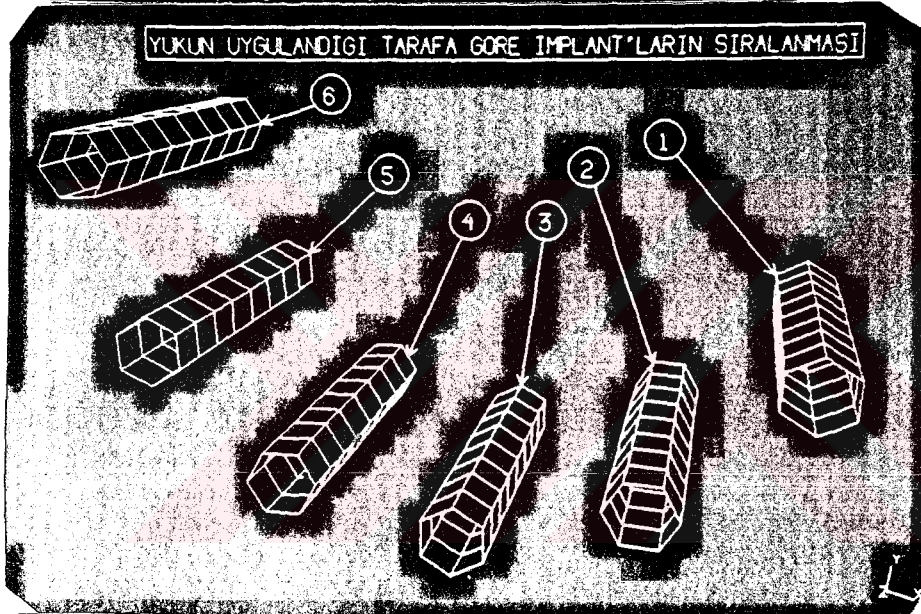
Şekil-3a:Analizi yapılan matematiksel model.

b:Matematiksel modelde yüzey düğüm noktaları ve elemanlar.

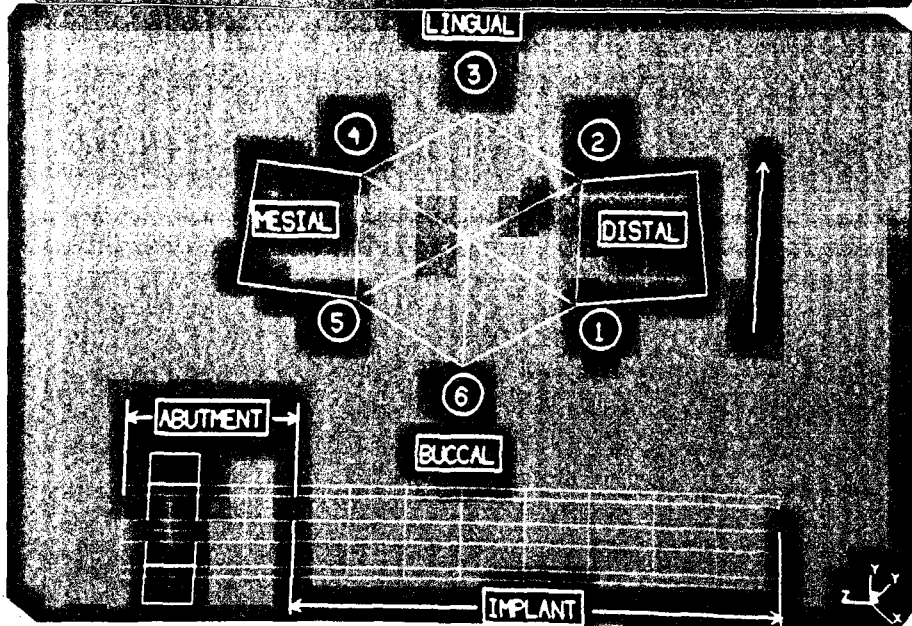
c:Matematiksel modelde sınır koşulları ve uygulanan yükler



(a)



(b)

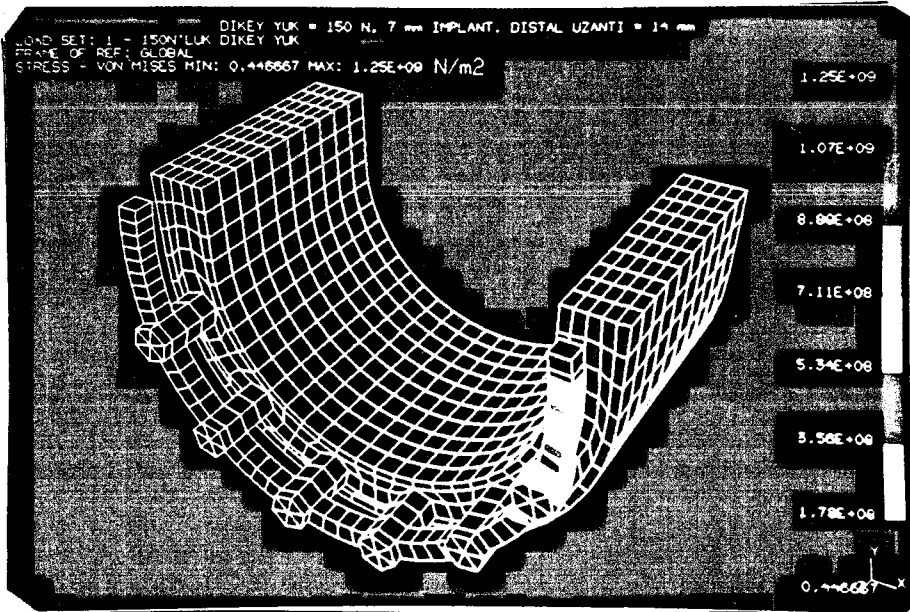


(c)

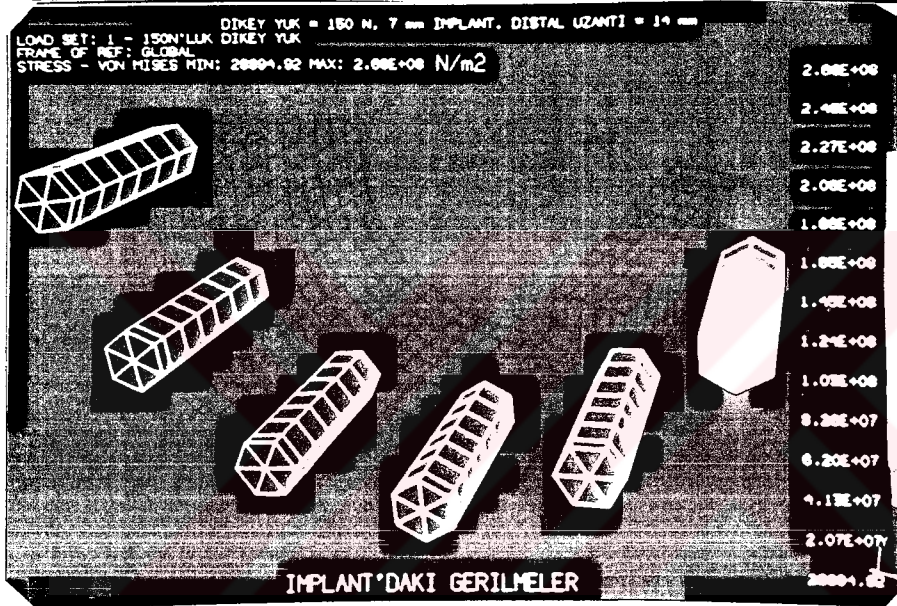
Şekil-4a:Şematik modelin üstten görünümü.

b:Okluzal yükün uygulandığı tarafa göre implantların numaralandırılması.

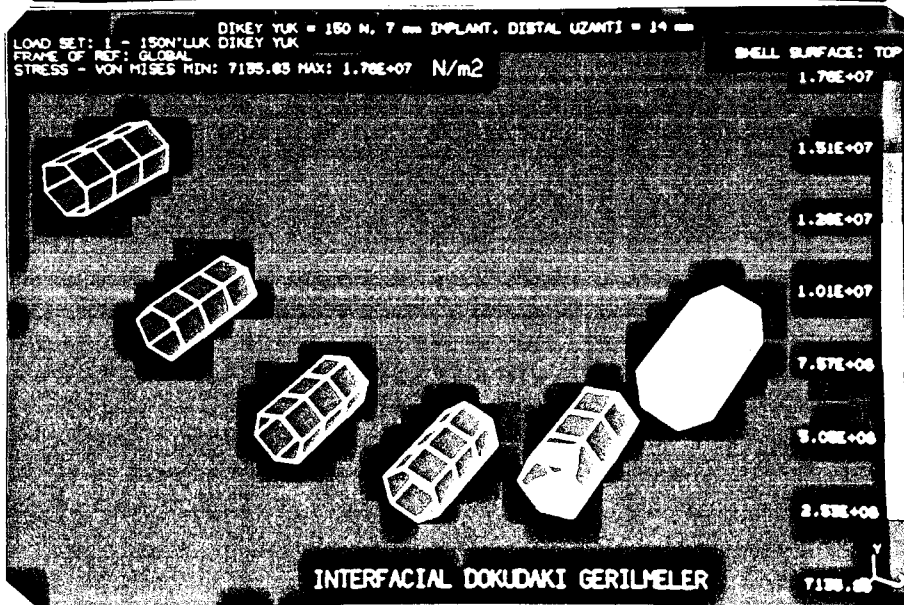
c:Analizlerde kullanılan düğüm noktası düzeni.



(a)



(b)



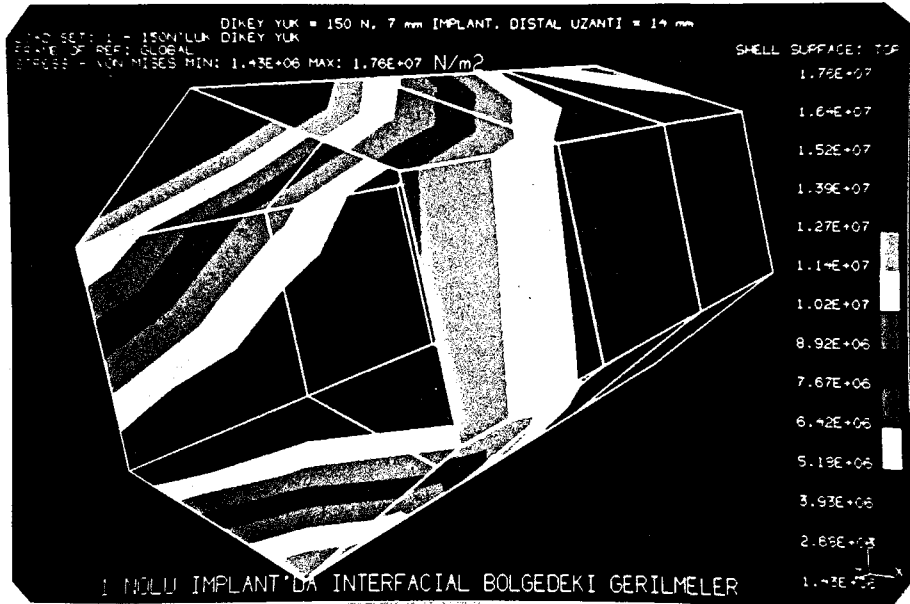
(c)

Dikey yük=150 N,7mm İmplant,Distal uzantı=14mm

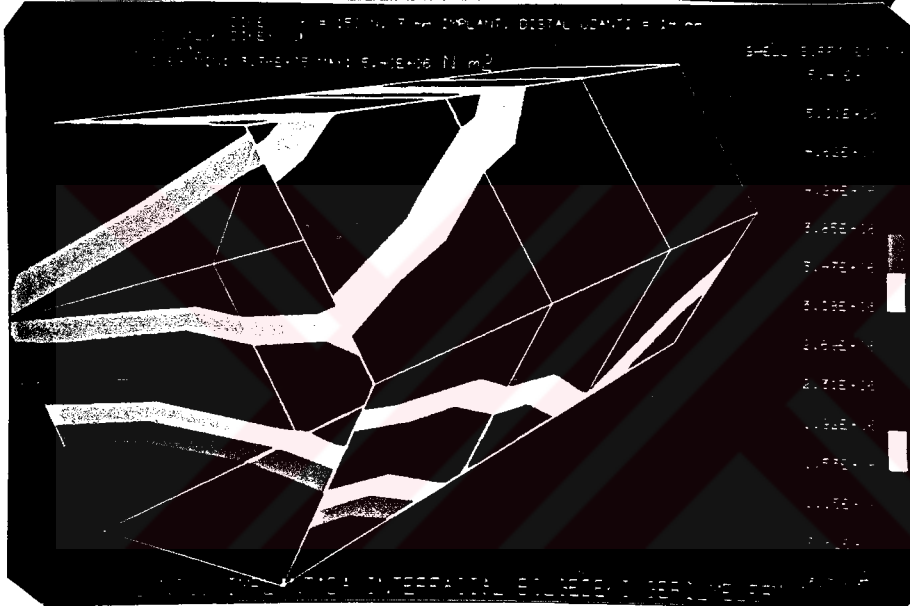
Şekil-5a:Matematiksels modeldeki gerilmeler.

b:İmplantlardaki gerilmeler.

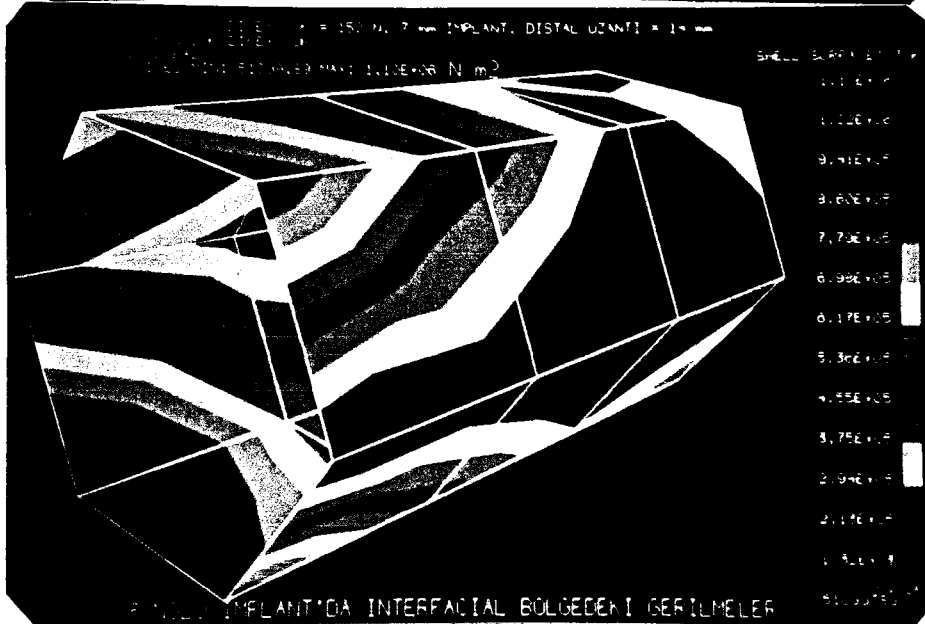
c:Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki gerilmeler.



(a)

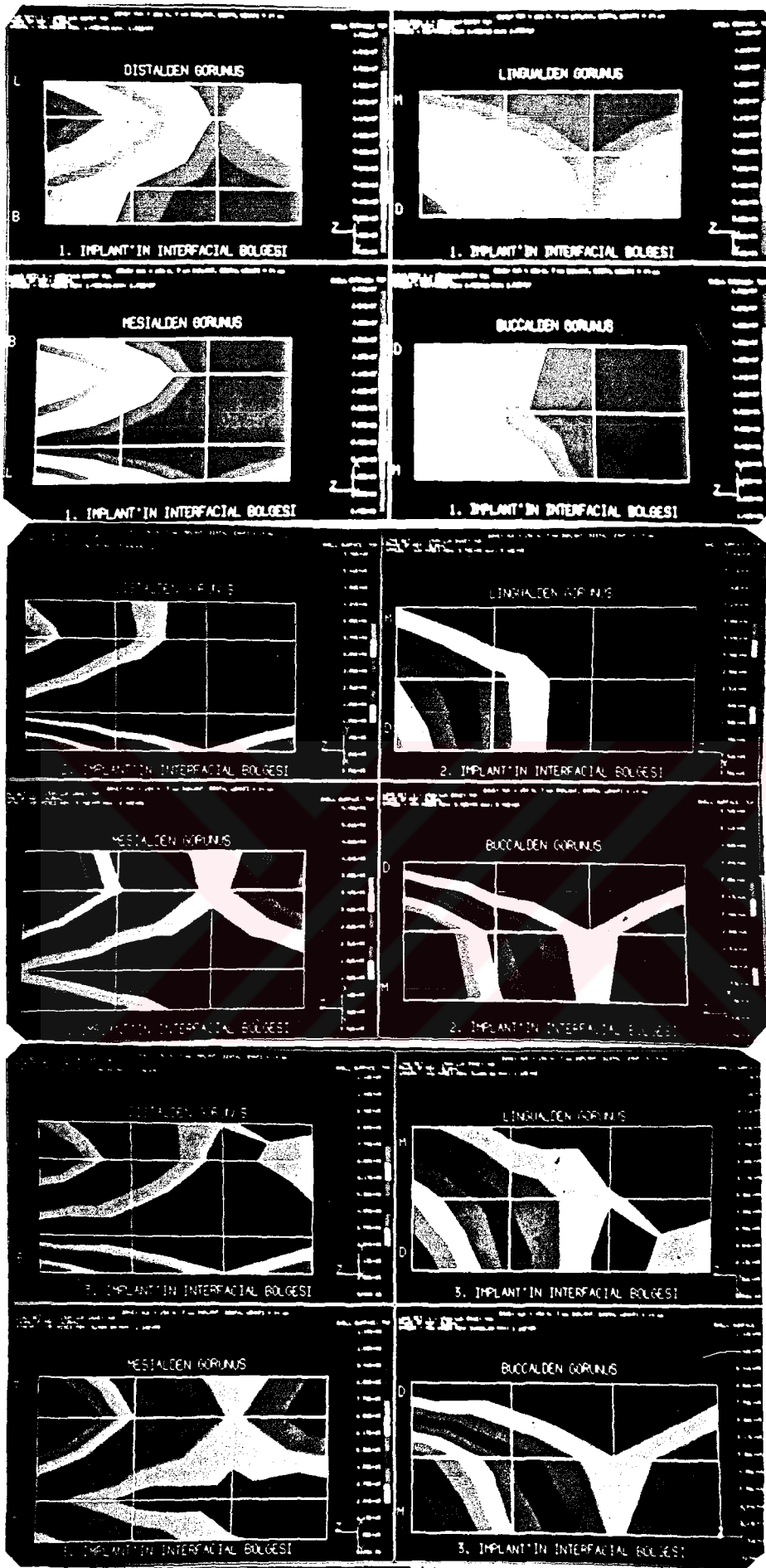


(b)



(c)

Dikey yük=150 N,7mm İmplant,Distal uzantısı=14mm
 Kemik-İmplant ara yüzeyindeki gerilmeler.
 Şekil-6a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz.



(a)

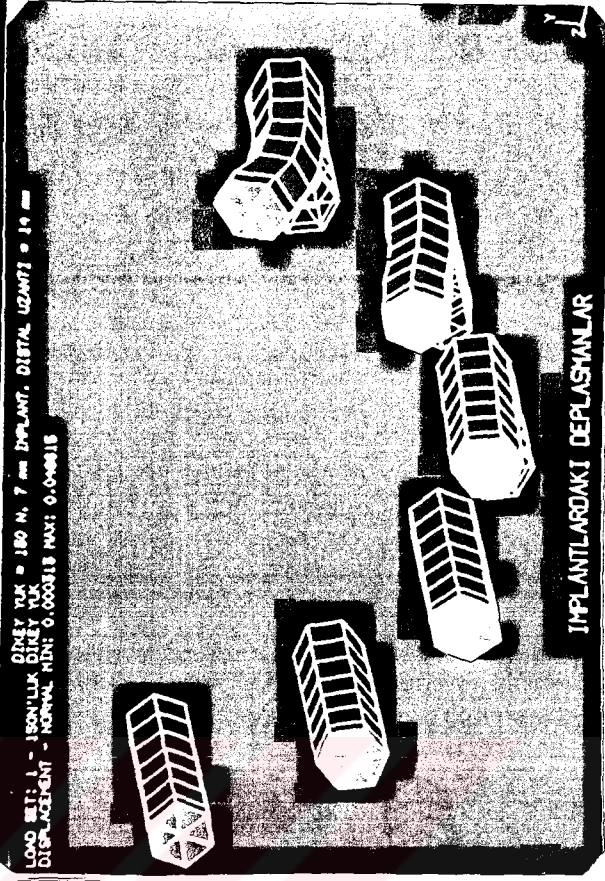
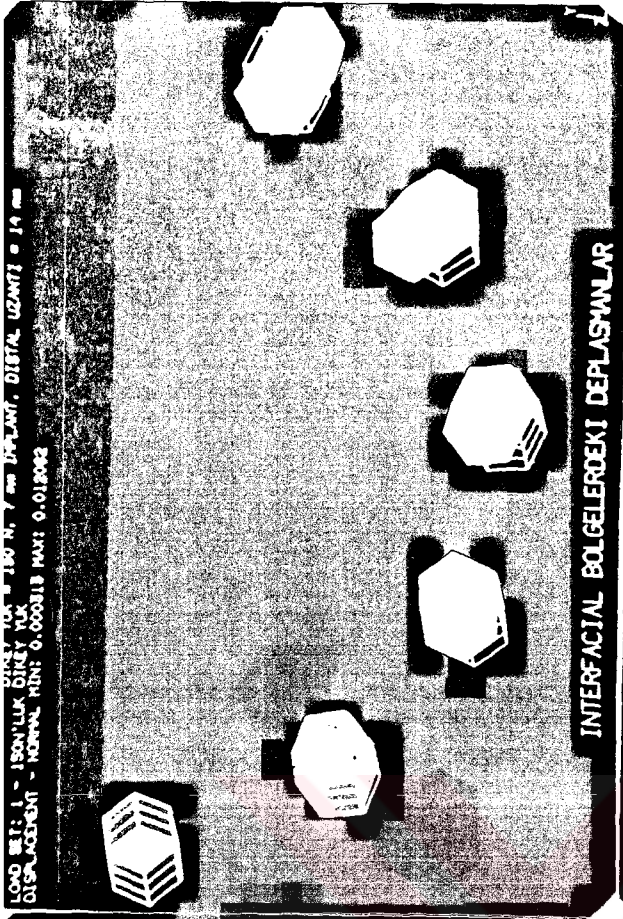
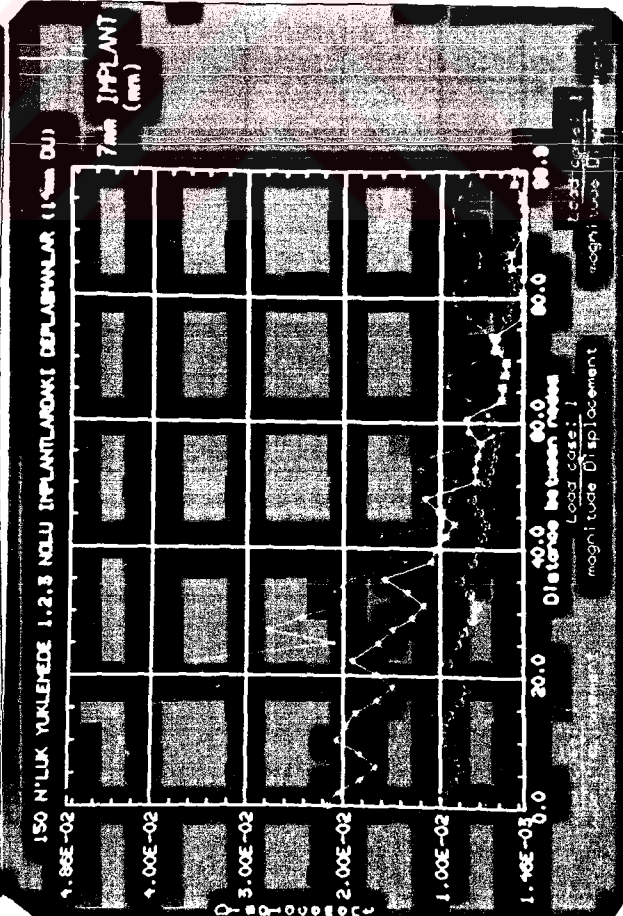
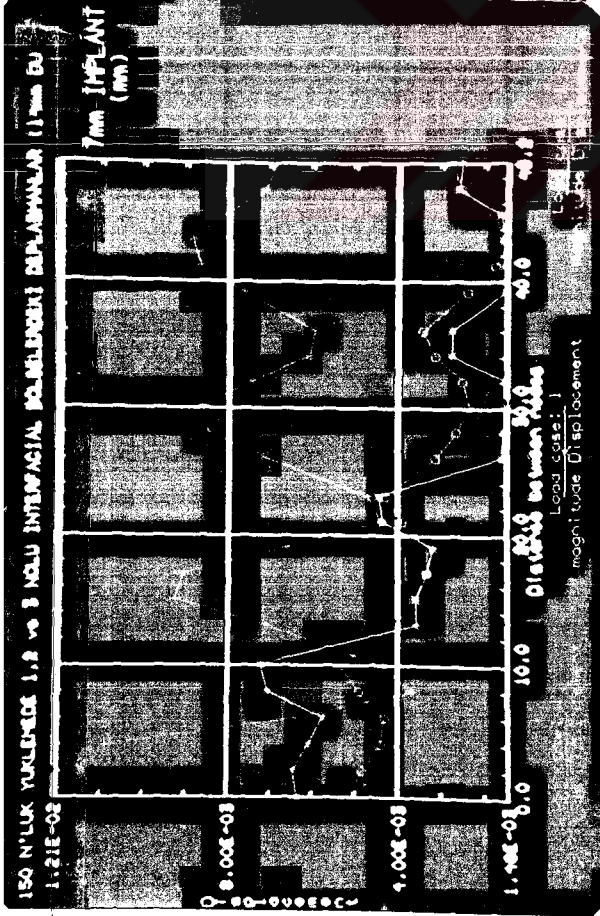
(b)

(c)

Dikey yük=150 N,7mmİmplant,Distal uzantı=14mm
 Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmelerin dört yüzden görünümü,
 Şekil-7a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz



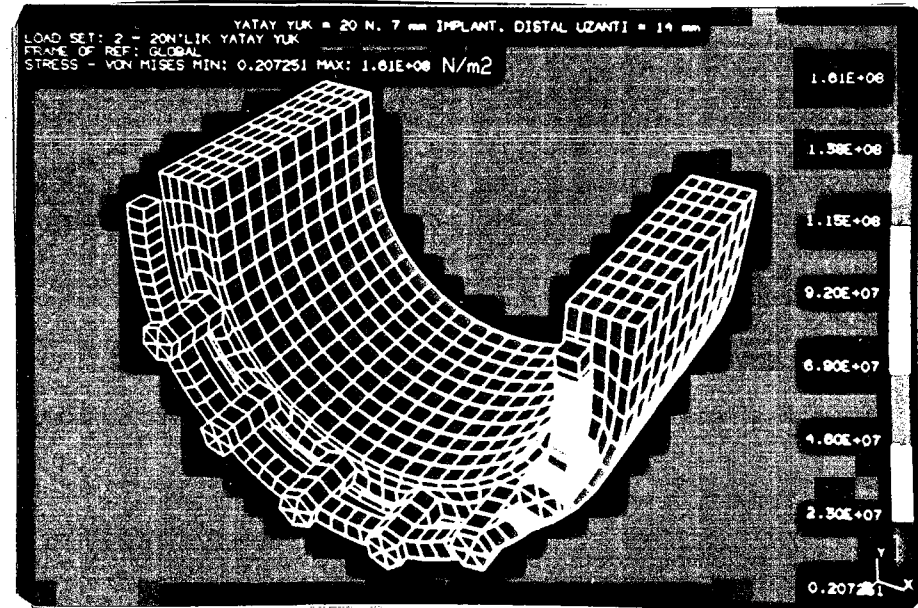
Dikey yük=150 N, 7mm İmplant, Distal uzantı=14mm
 İmplantlardaki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
 Şekil-8a:1.İmplant b:2.İmplant c:3.İmplant.



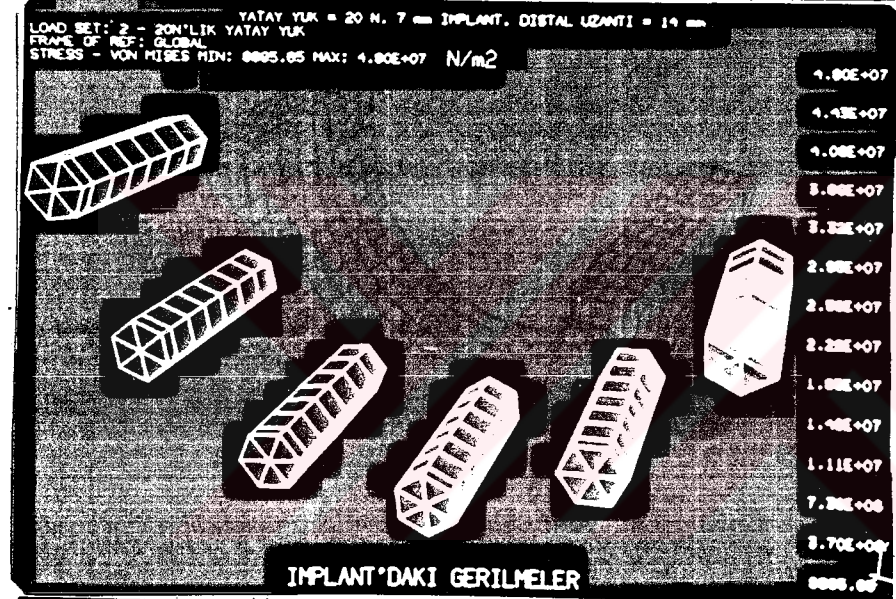
Dikey yük=150N,7mm İmplant,Distal uzantı=14mm

Grafik-1a:1,2,3 nolu Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki
yüzeylerindeki Deplasmanlar .
b:1,2,3 nolu İmplantlardaki Deplasmanlar .

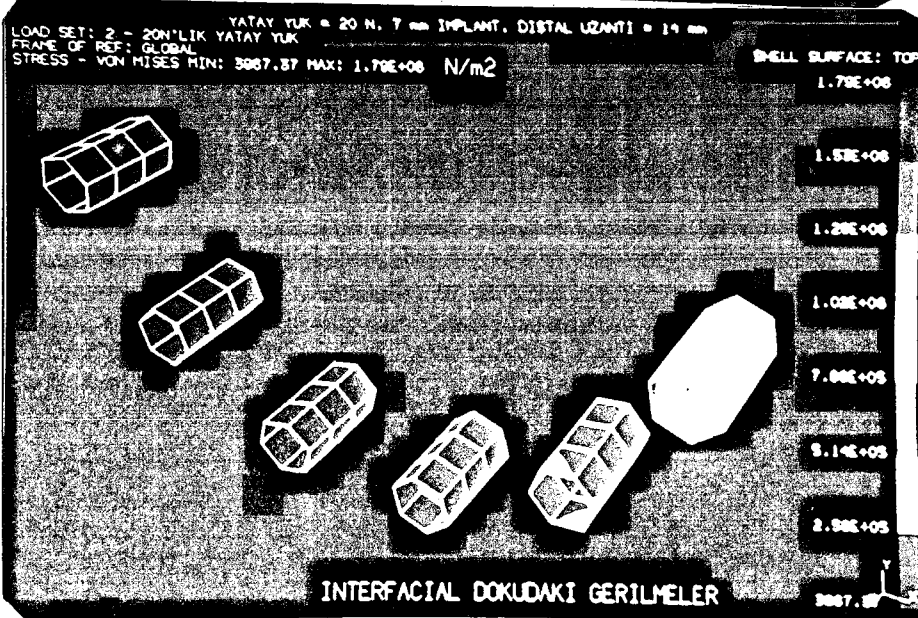
Şekil-9a:Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar .
b:İmplantlardaki Deplasmanlar .



(a)



(b)

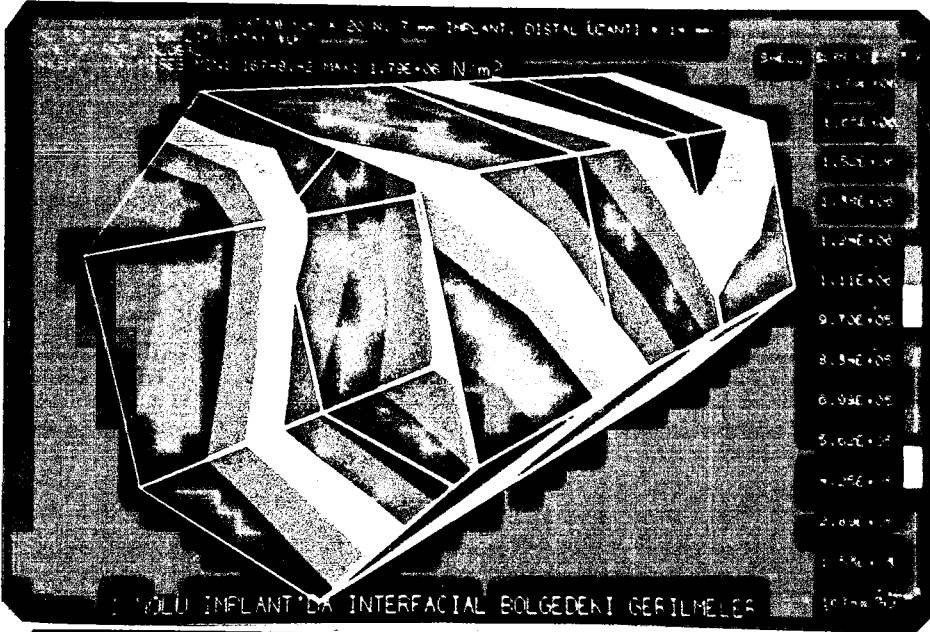


(c)

Yatay yük=20 N,7mm İmplant,Distal uzantısı=14mm
 Şekil-10a:Matematiksel modeldeki gerilmeler.

b:İmplantlardaki gerilmeler.

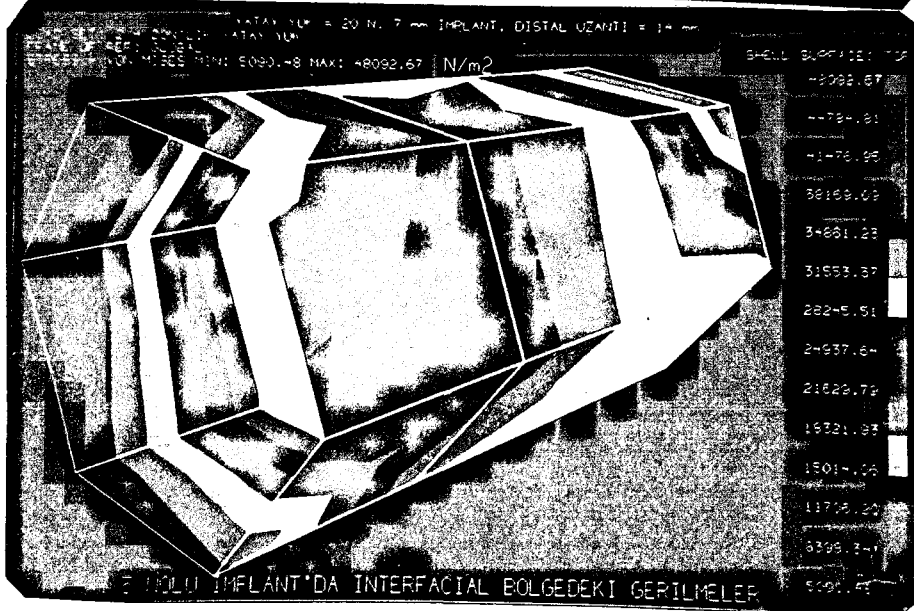
c:Kemik-İmplant ara yüzelerindeki gerilmeler.



a)

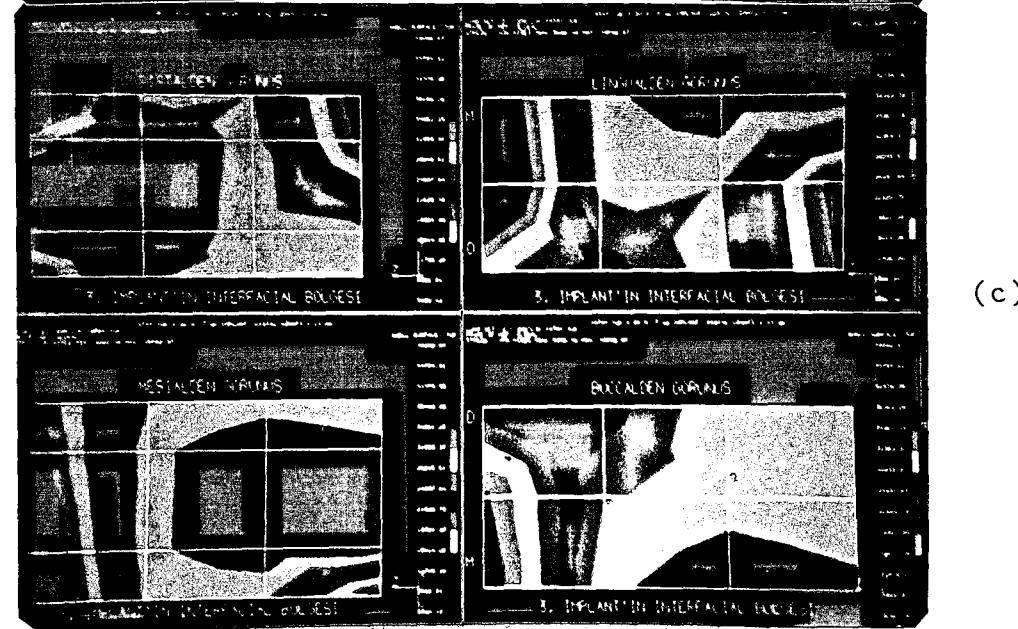
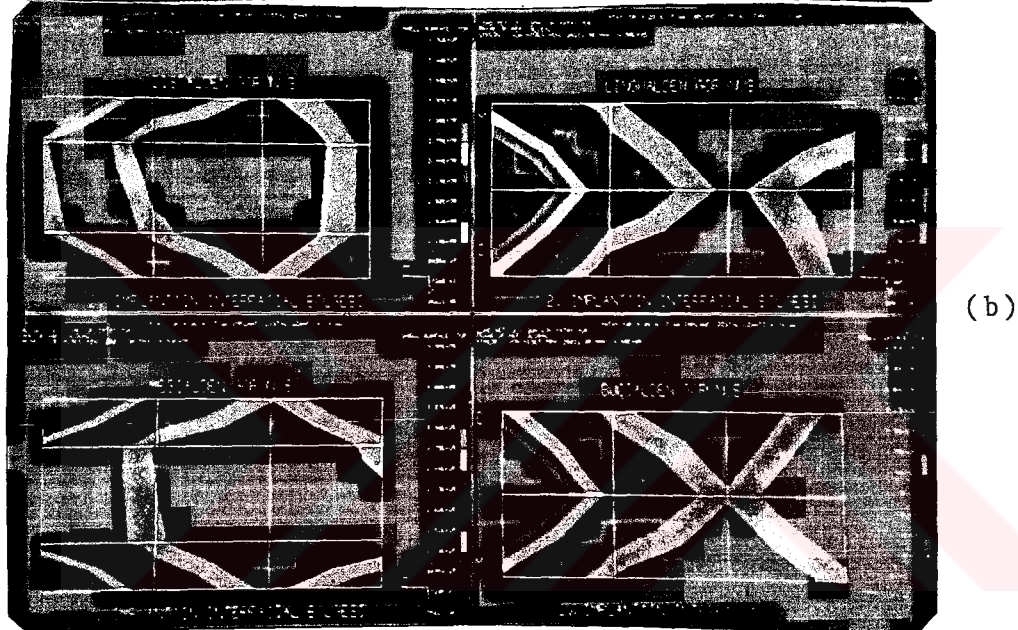
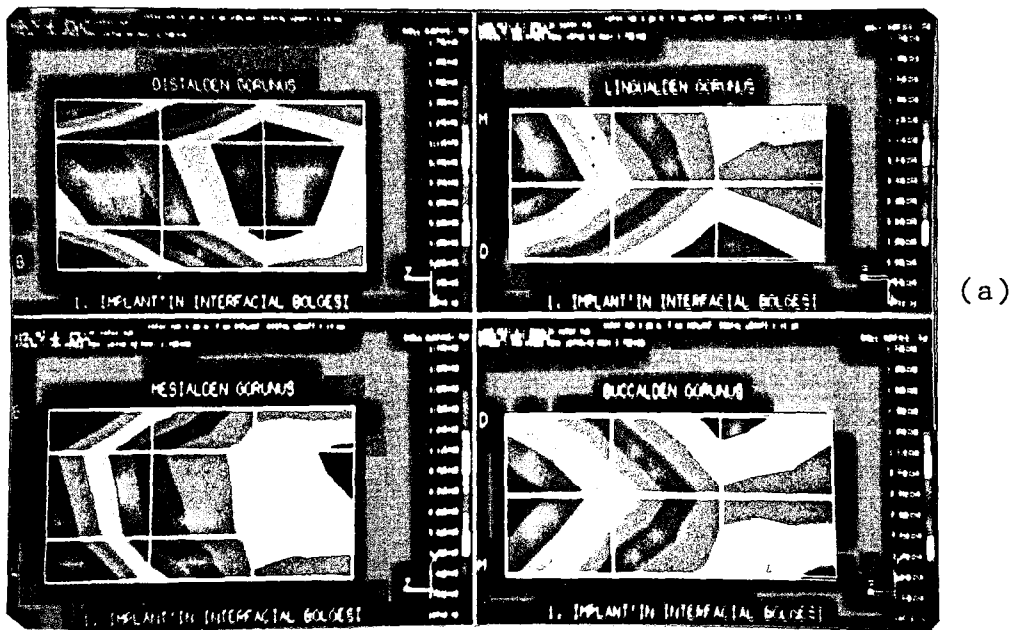


(b)

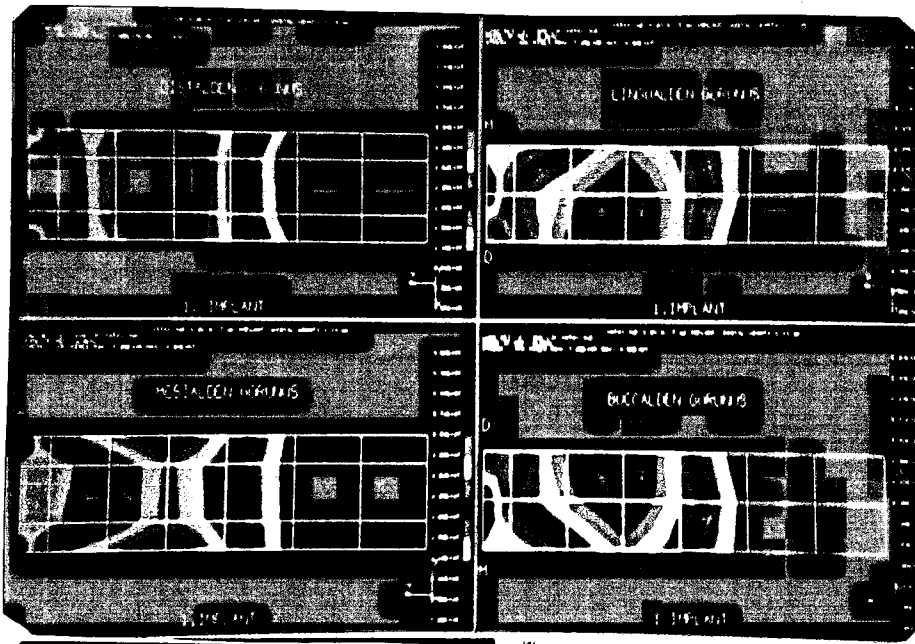


(c)

Yatay yük=20 N,7mm İmplant,Distal uzantısı=14mm
 Kemik-İmplant ara yüzeyindeki gerilmeler.
 Şekil-11a:1.Arğyüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz.



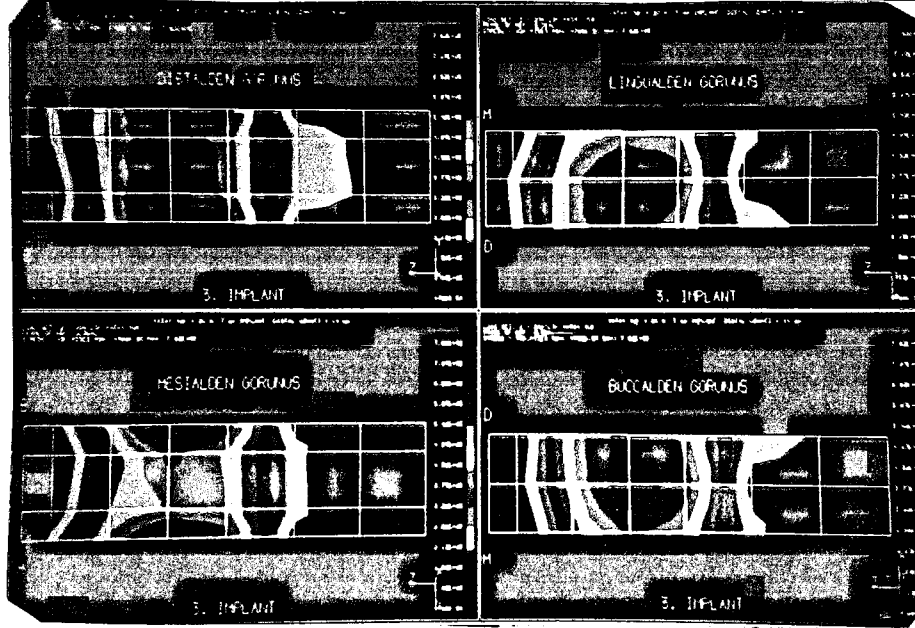
Yatay yük=20 N, 7mm İmplant, Distal uzantısı=14mm
 Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
 Şekil-12a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz



(a)

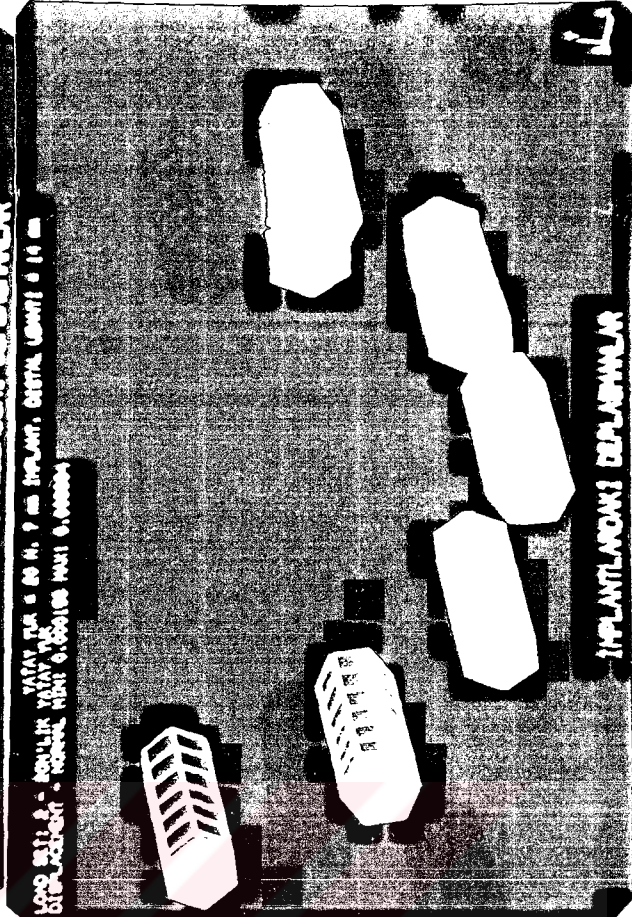
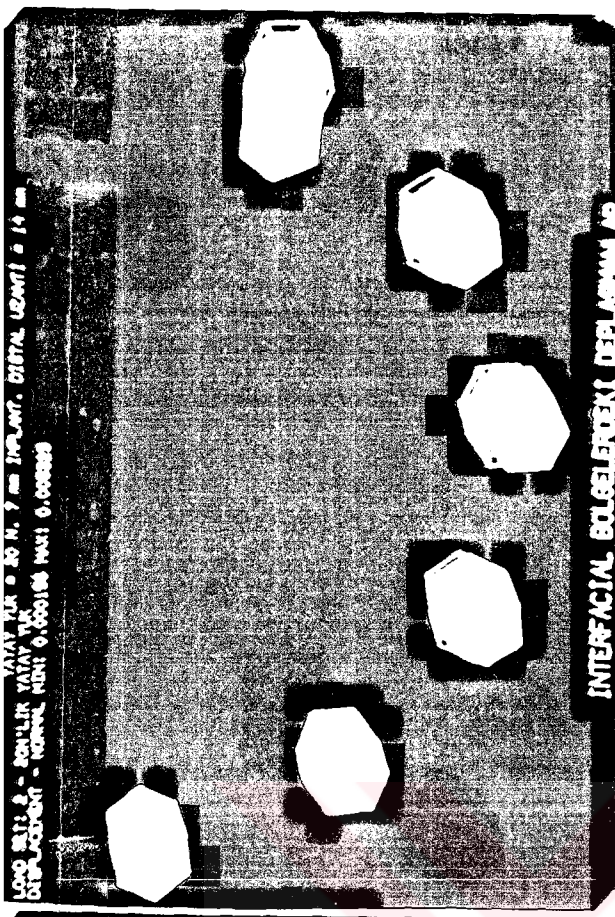
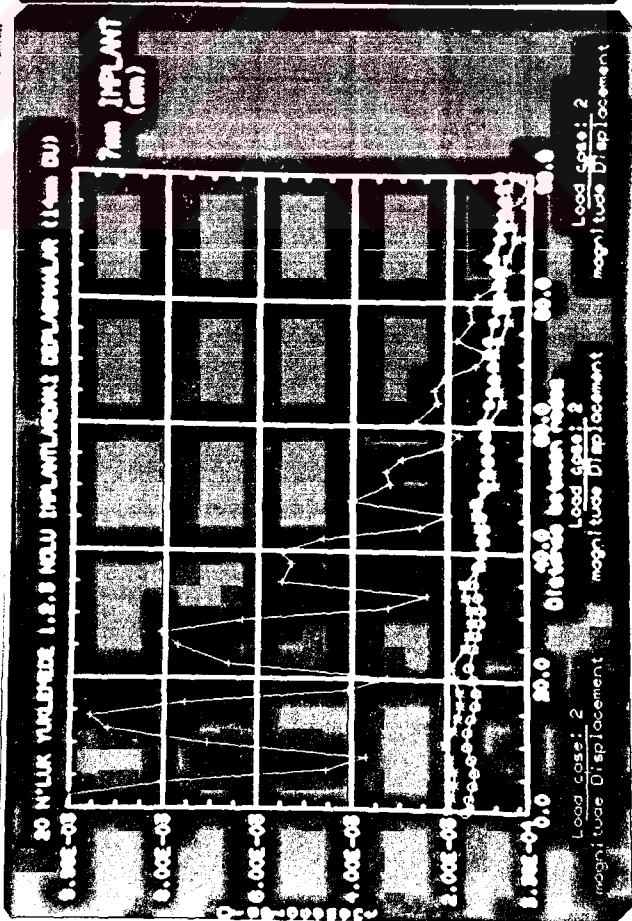
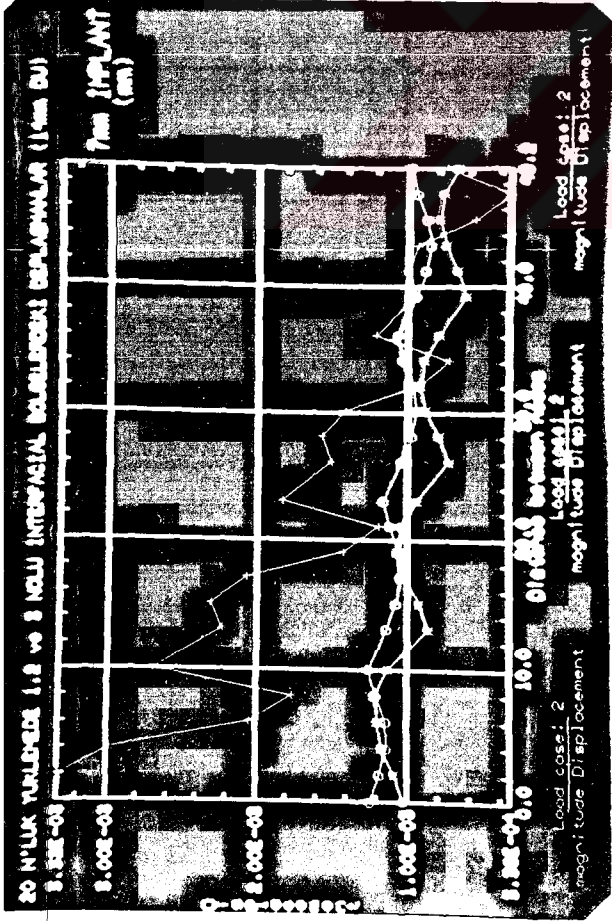


(b)



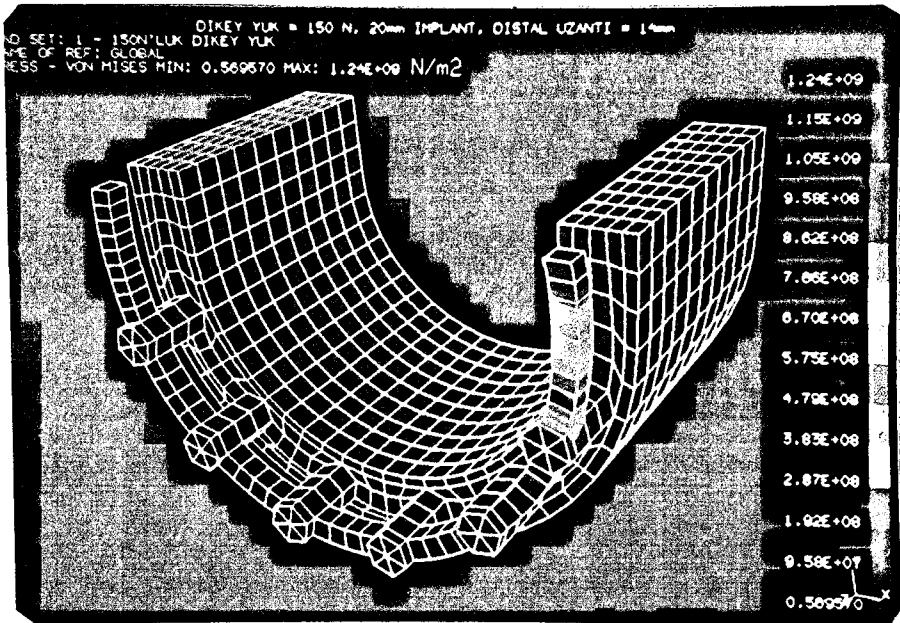
(c)

Yatay yük=20 N,7mm İmplant,Distal uzantı=14mm
 İmplantlardaki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
 Şekil-13a:1.İmplant b:2.İmplant c:3.İmplant.

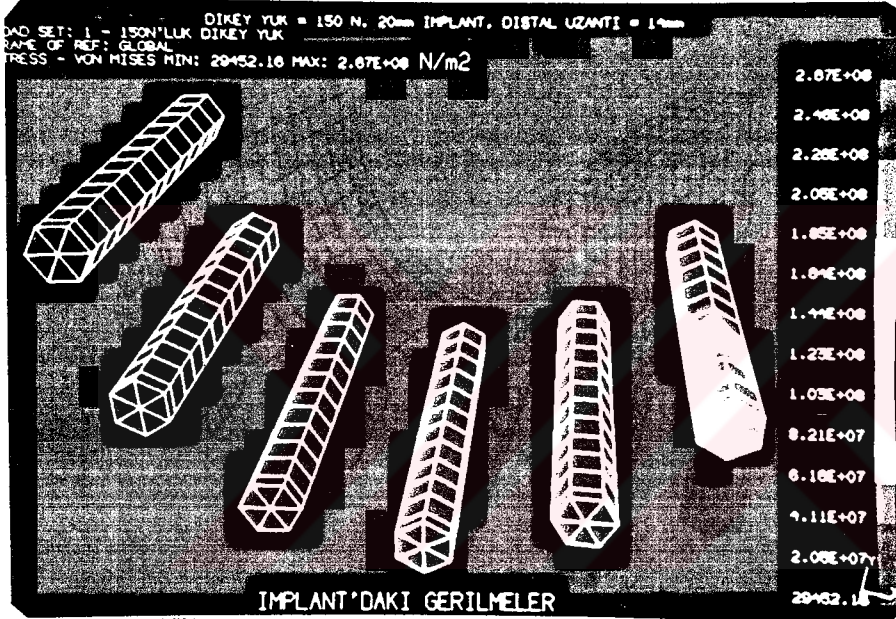


Grafik-la:1,2,3, nolu Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar.
b:1,2,3 nolu İmplantlardaki Deplasmanlar.

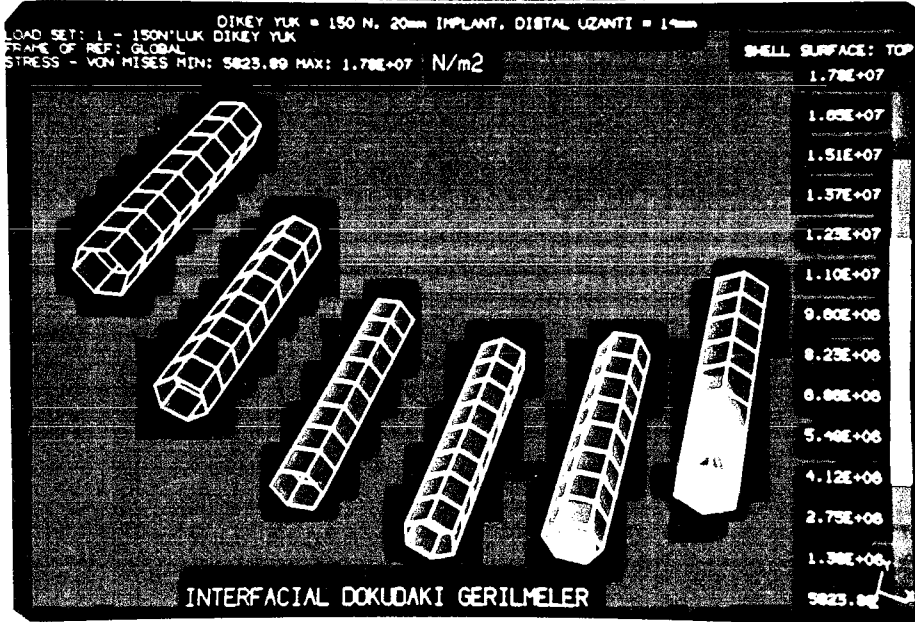
Yatay yük=20 N,7mm İmplant, Distal uzantısı=14mm
Şekil-14a:Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar.
b:İmplantlardaki Deplasmanlar.



(a)



(b)



(c)

Dikey yük=150 N,20mm İmplant-Distal uzantısı=14mm
 Şekil-15a:Matematiksel modeldeki gerilmeler.

b:İmplantlardaki gerilmeler.

c:Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki gerilmeler.

DIKEY YÜK = 150 N, 20mm İMPLANT, DISTAL UZANTI = 14mm
 LOAD SET: 1 - 150N'LÜK DIKEY YÜK
 FRAME OF REF: GLOBAL
 STRESS - VON MISES MIN: 2.33E+05 MAX: 1.78E+07 N/m²

SHELL SURFACE: TOP

1.78E+07

1.65E+07

1.51E+07

1.39E+07

1.24E+07

1.11E+07

9.71E+06

8.35E+06

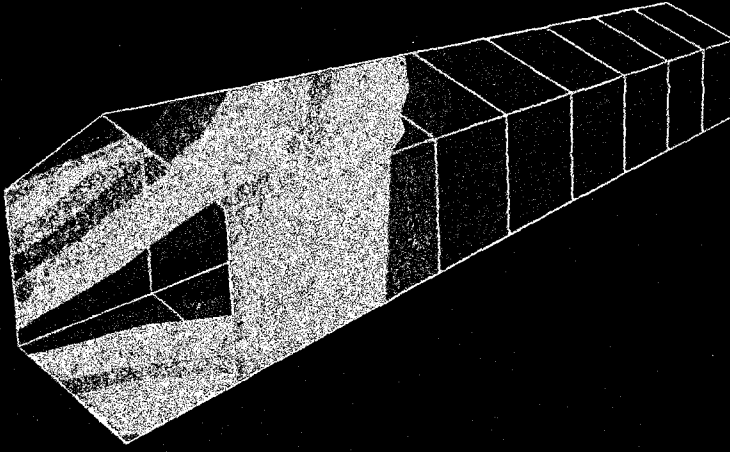
7.00E+06

5.65E+06

4.29E+06

2.94E+06

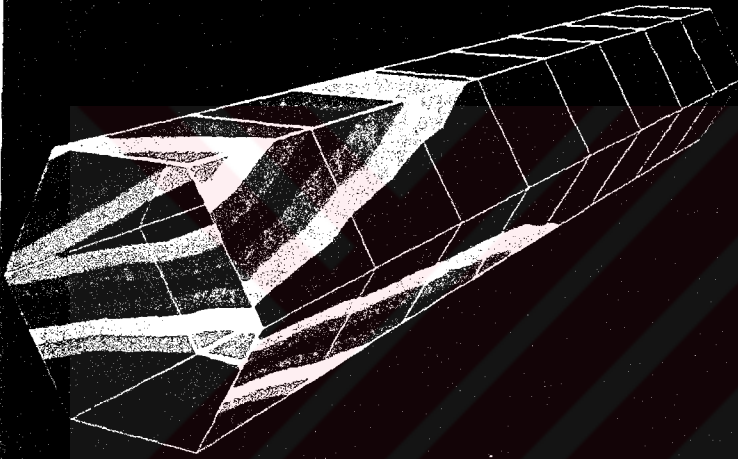
1.58E+05



(a)

1 NOLU İMPLANT'DA İNTERFACIAL BÖLGEDEKİ GERİLMELER

DIKEY YÜK = 150 N, 20mm İMPLANT, DISTAL UZANTI = 14mm
 LOAD SET: 1 - 150N'LÜK DIKEY YÜK
 FRAME OF REF: GLOBAL
 STRESS - VON MISES MIN: 2.33E+05 MAX: 5.72E+06 N/m²



(b)

2 NOLU İMPLANT'DA İNTERFACIAL BÖLGEDEKİ GERİLMELER

DIKEY YÜK = 150 N, 20mm İMPLANT, DISTAL UZANTI = 14mm
 LOAD SET: 1 - 150N'LÜK DIKEY YÜK
 FRAME OF REF: GLOBAL
 STRESS - VON MISES MIN: 1.4523E+05 MAX: 1.11E+06 N/m²

SHELL SURFACE: TOP

1.11E+06

1.07E+06

9.45E+05

8.61E+05

7.78E+05

6.92E+05

6.07E+05

5.22E+05

4.38E+05

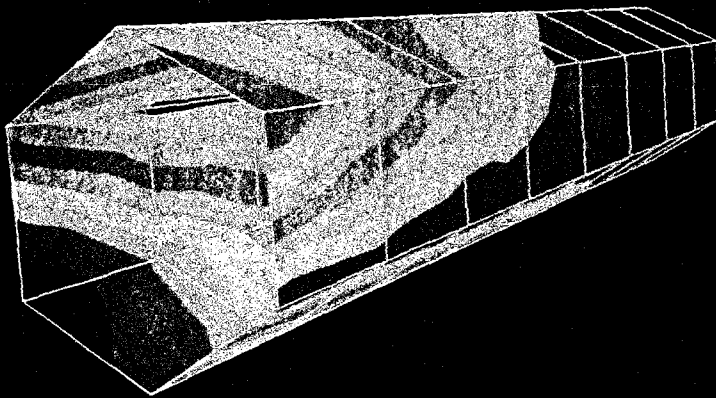
3.53E+05

2.69E+05

1.84E+05

99155.60

1.523E+05



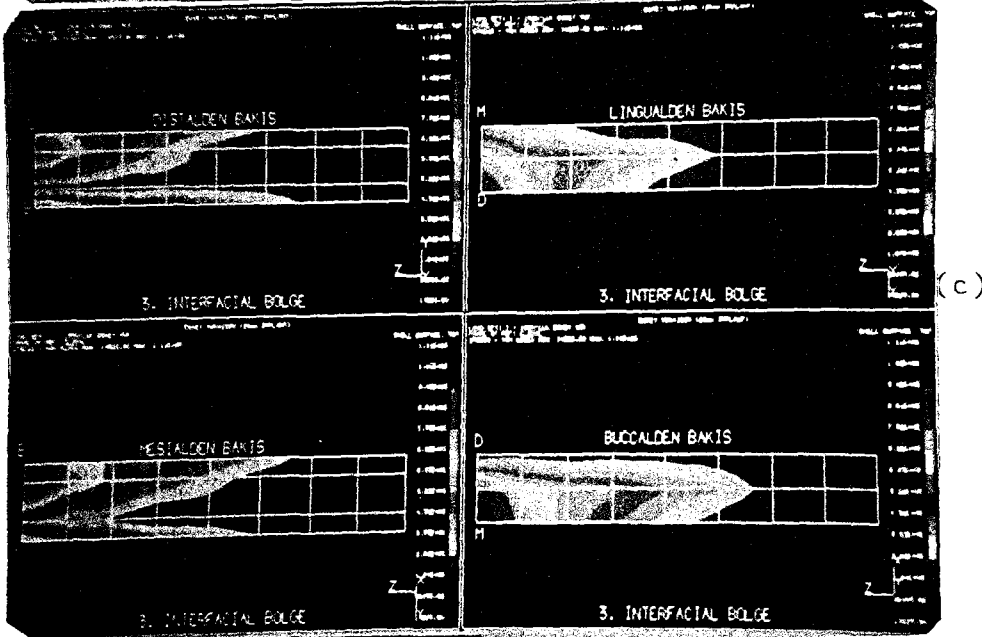
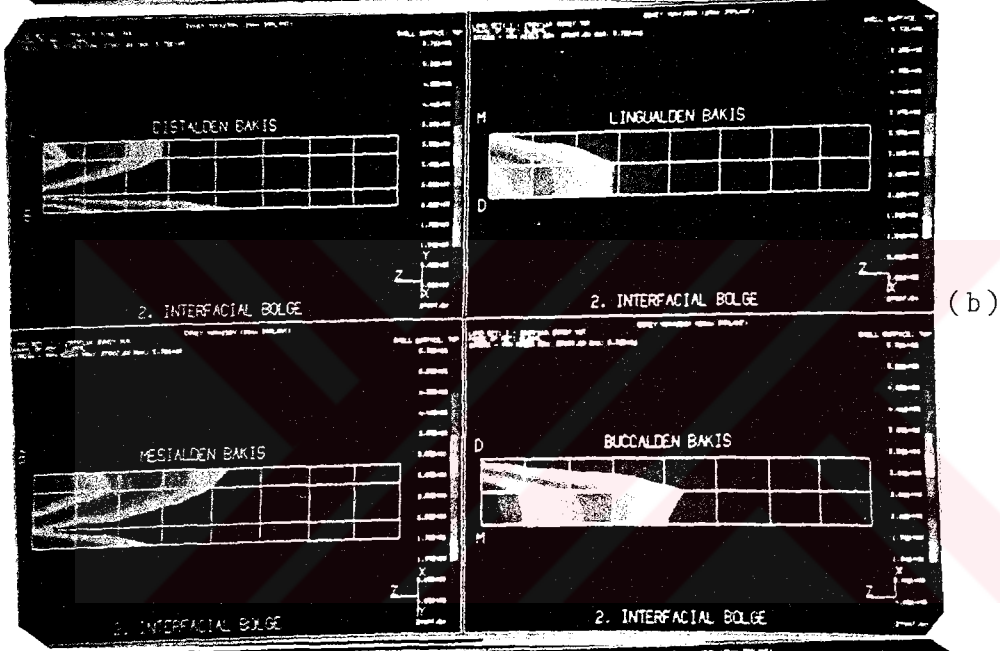
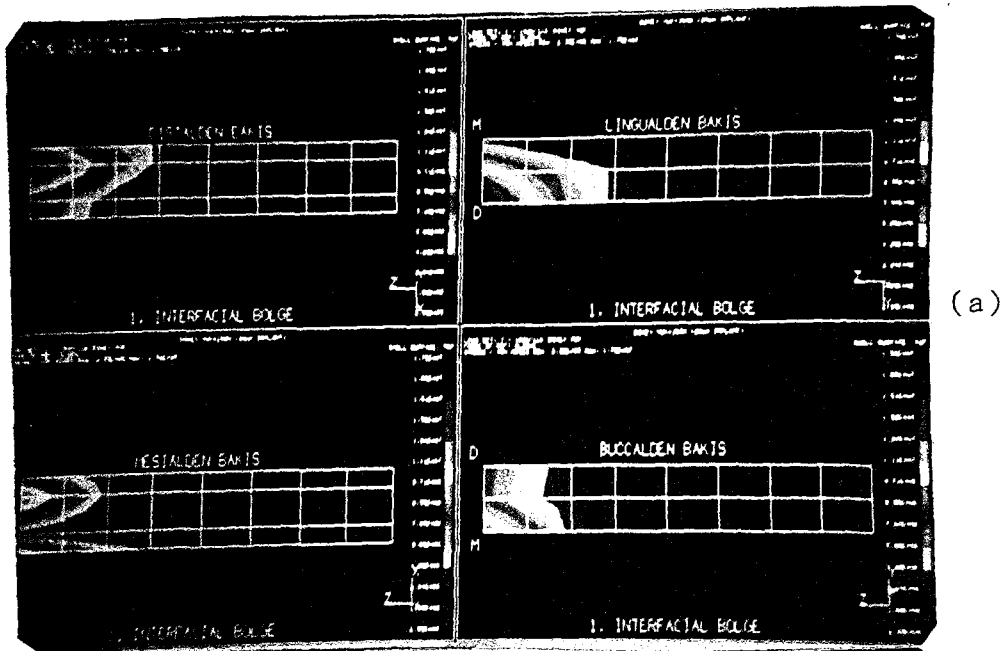
(c)

3 NOLU İMPLANT'DA İNTERFACIAL BÖLGEDEKİ GERİLMELER

Dikey yük=150 N, 20mm İmplant-Distal uzantı=14mm

Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmeler.

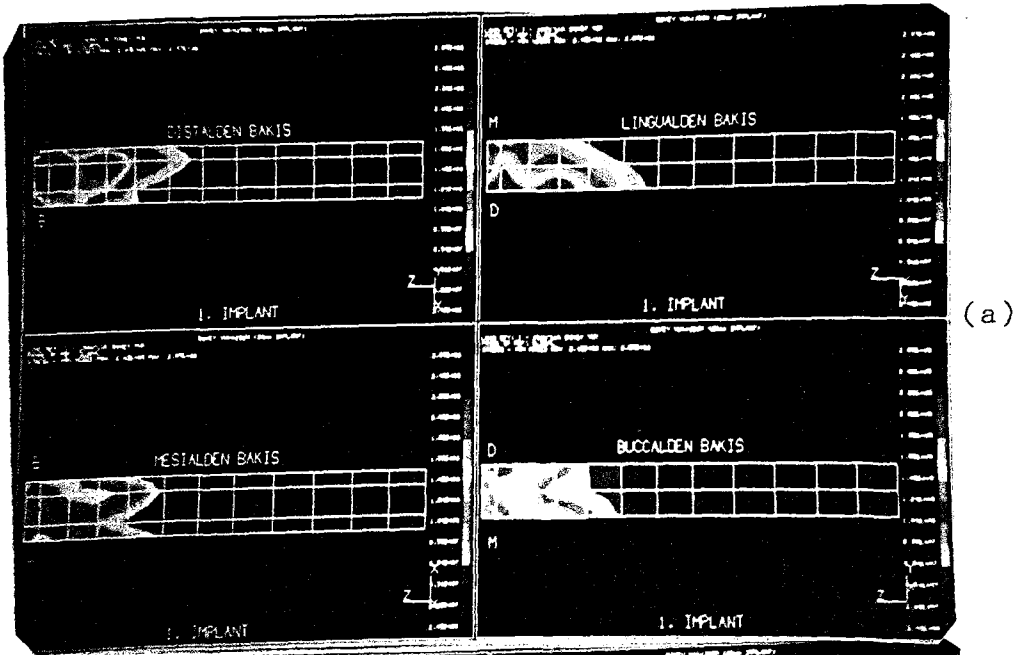
Şekil-16a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz



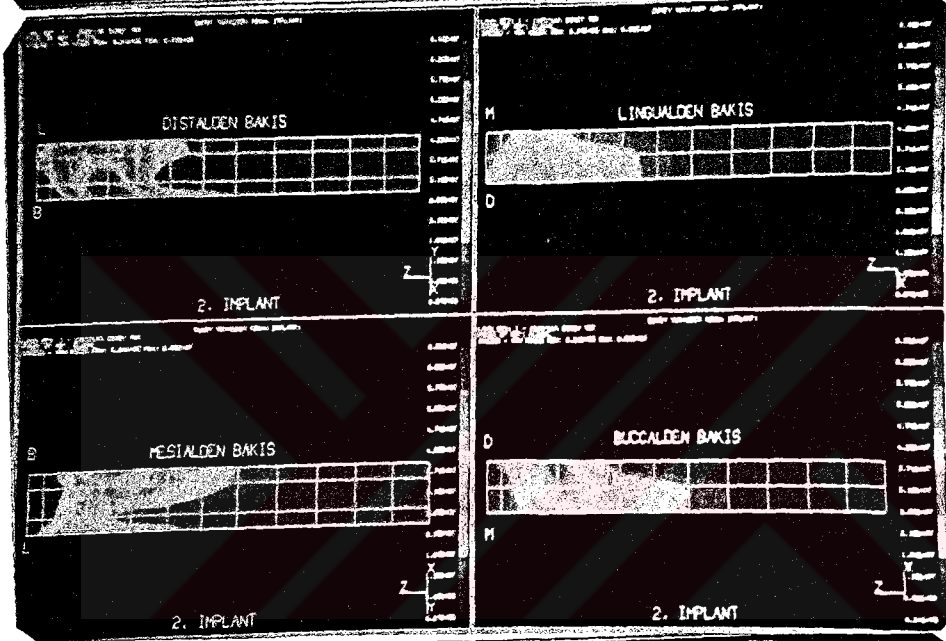
Dikey yük=150 N, 20mm İmplant-Distal uzantısı=14mm

Kemik-implant ara yüzündeki gerilmelerindört yüzden görünümü.

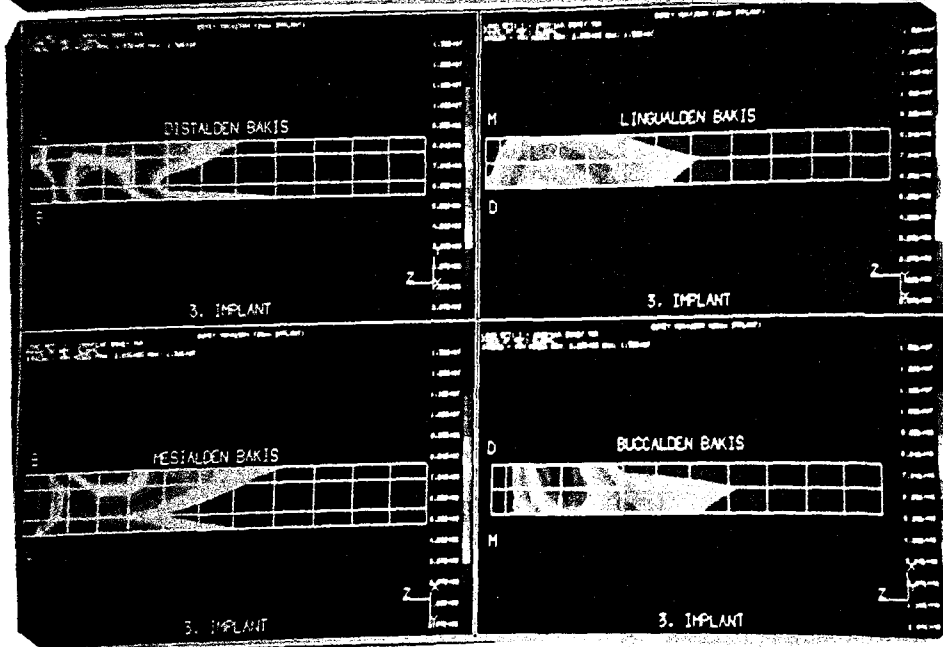
Şekil-17a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz



(a)

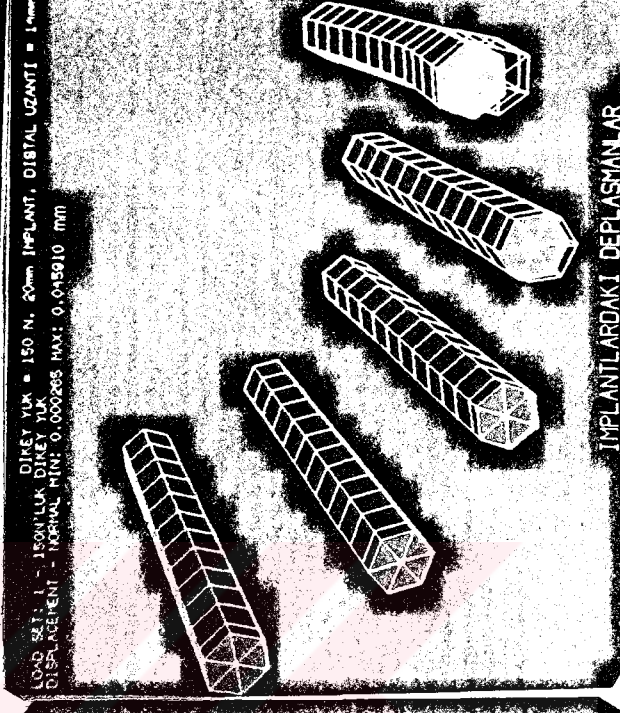
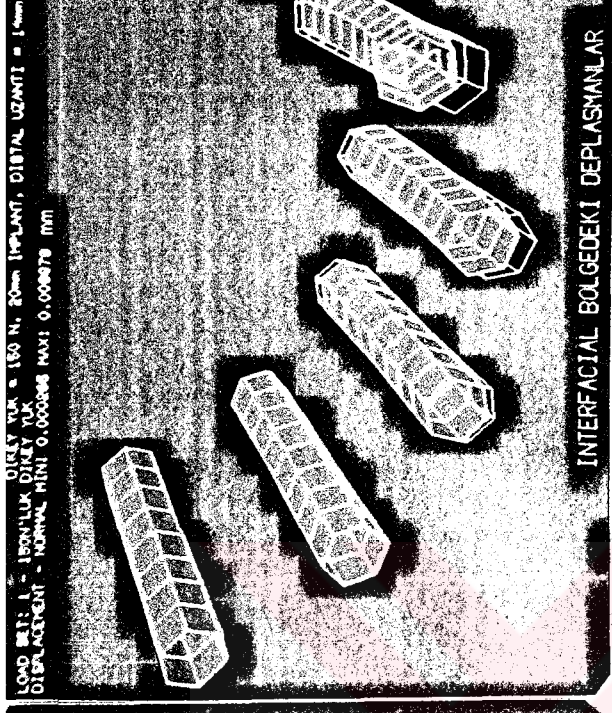
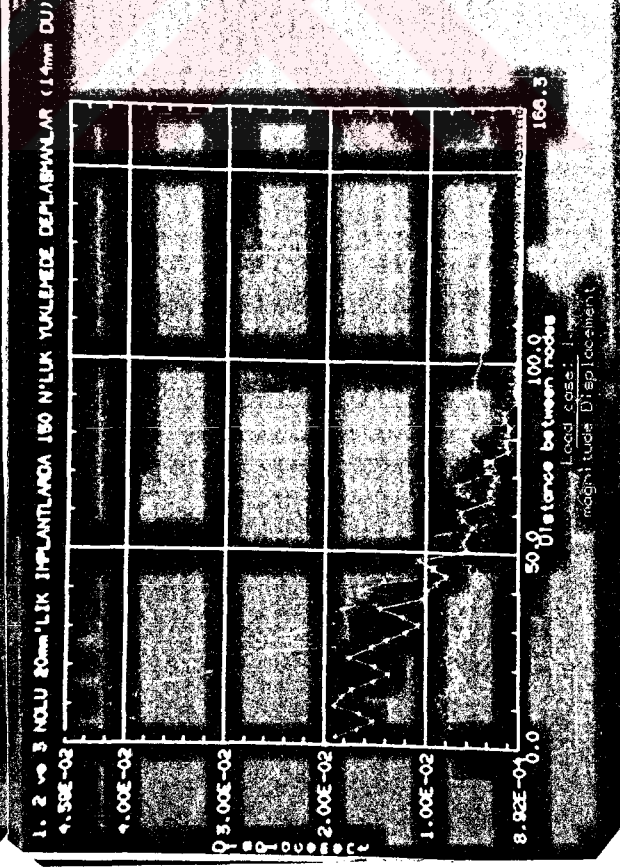
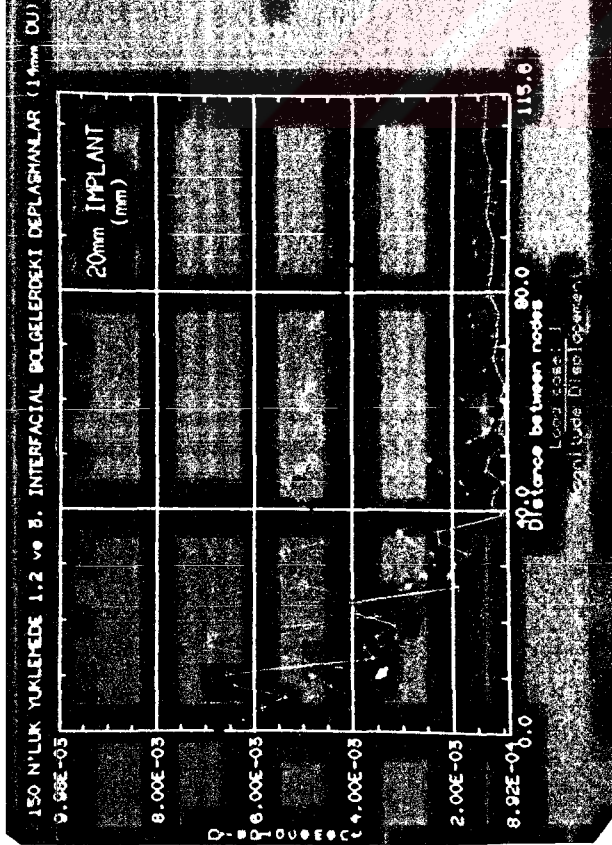


(b)



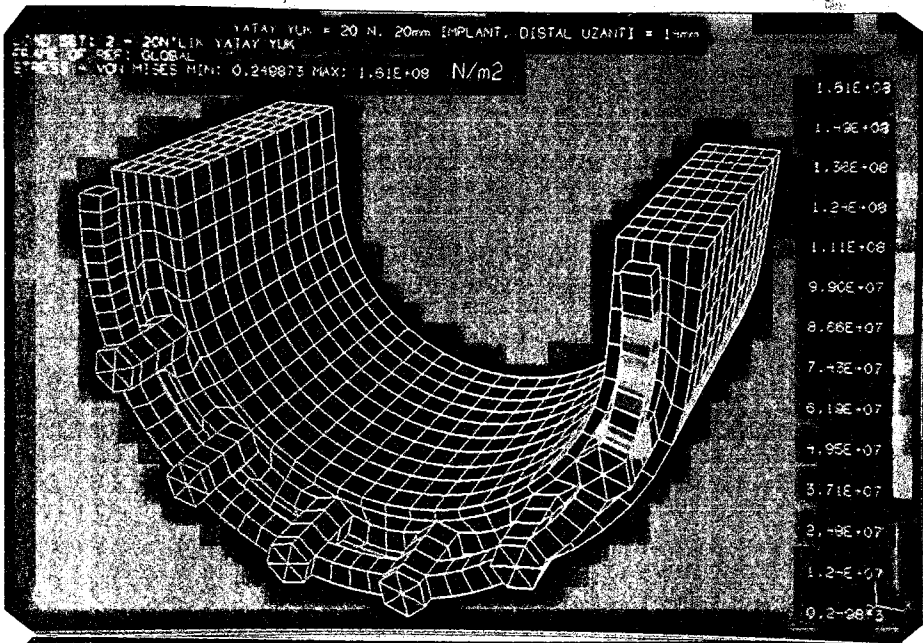
(c)

Dikey yüz=150 N, 20mm İmplant-Distal uzantı=14mm
İmplantlardaki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
Şekil-18a:1.İmplant b:2.İmplant c:3.İmplant

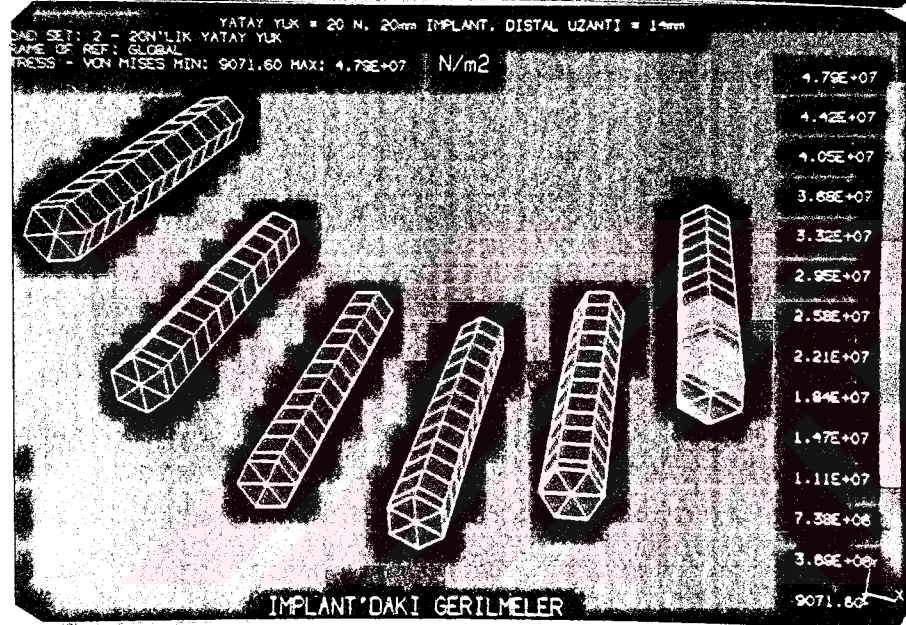


Grafik-3a:1,2,3 nolu Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar.
b:1,2,3 nolu İmplantlardaki Deplasmanlar.

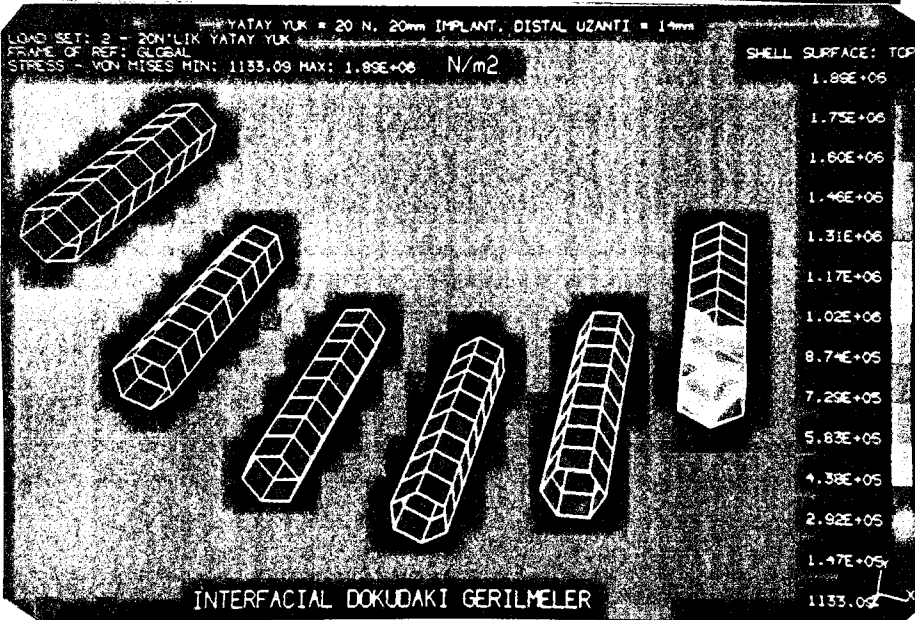
Dikey yük=150 N,20mm İmplant,Distal uzantısı=14mm
Şekil-19a:Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar.
b:İmplantlardaki Deplasmanlar.



(a)



(b)

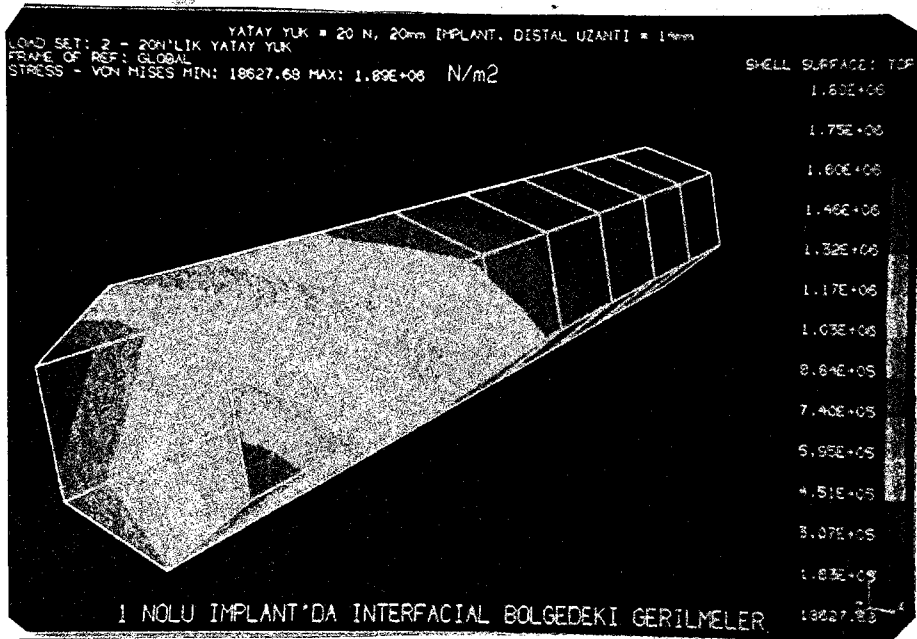


(c)

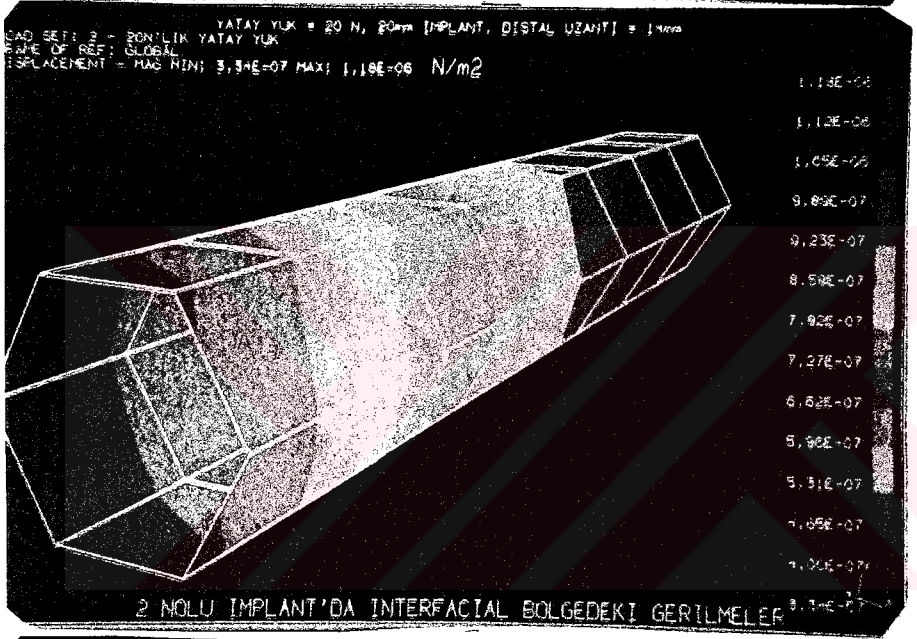
Yatay yük=20 N, 20mm İmplant, Distal uzantısı=14mm
 Şekil-20a: Matematiksel modeldeki gerilmeler.

b: İmplantlardaki gerilmeler.

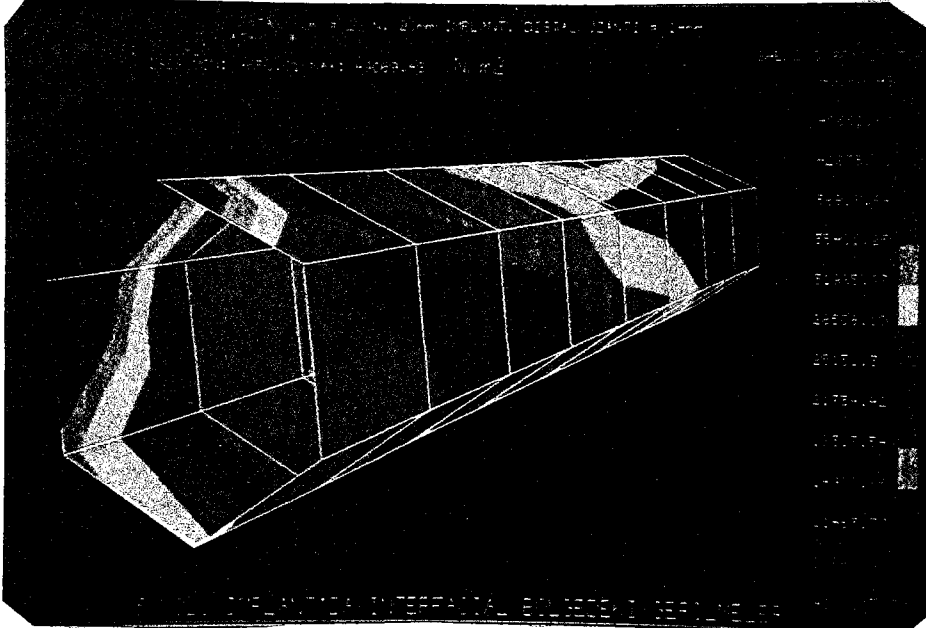
c: Kemik-İmplant ara yüzelerindeki gerilmeler.



(a)

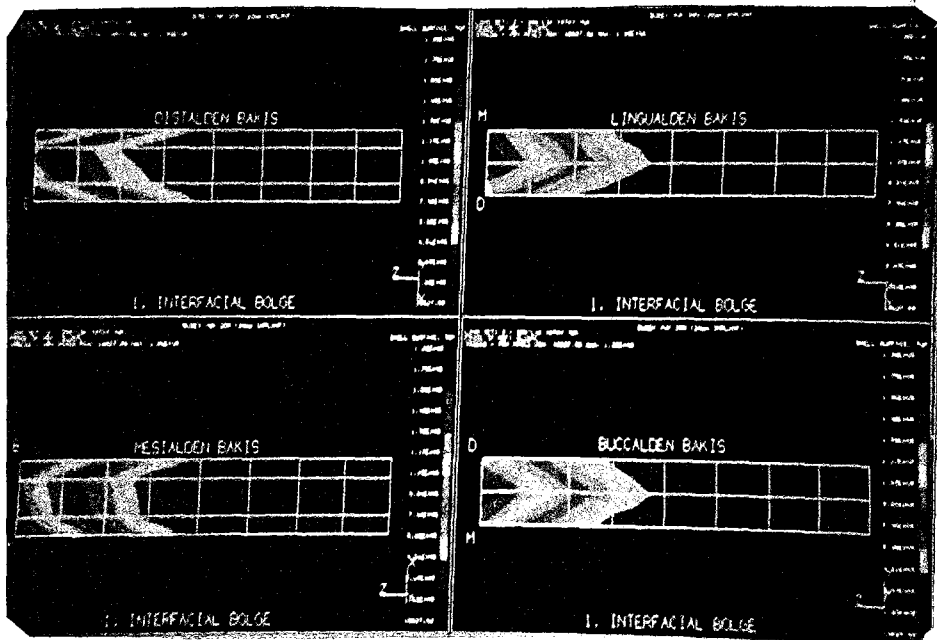


(b)

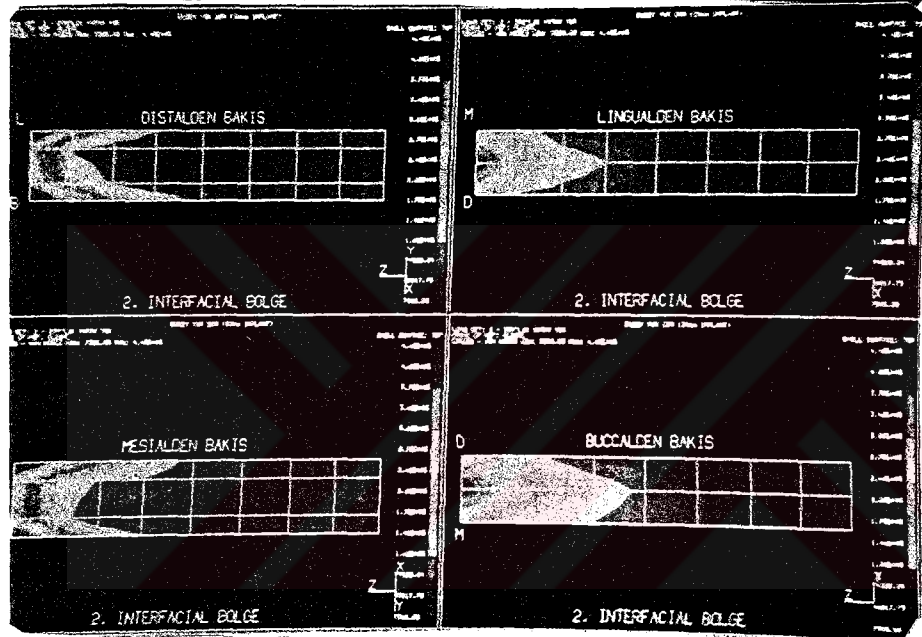


(c)

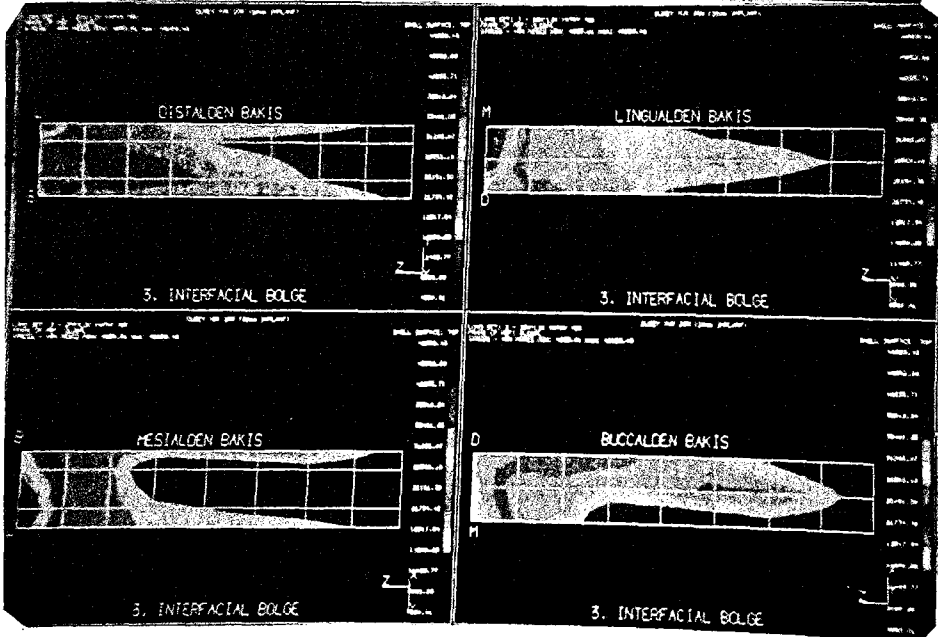
Yatay yük=20 N,20mm İmplant,Distal uzantı=14mm
 Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmeler.
 Şekil-21a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz



(a)

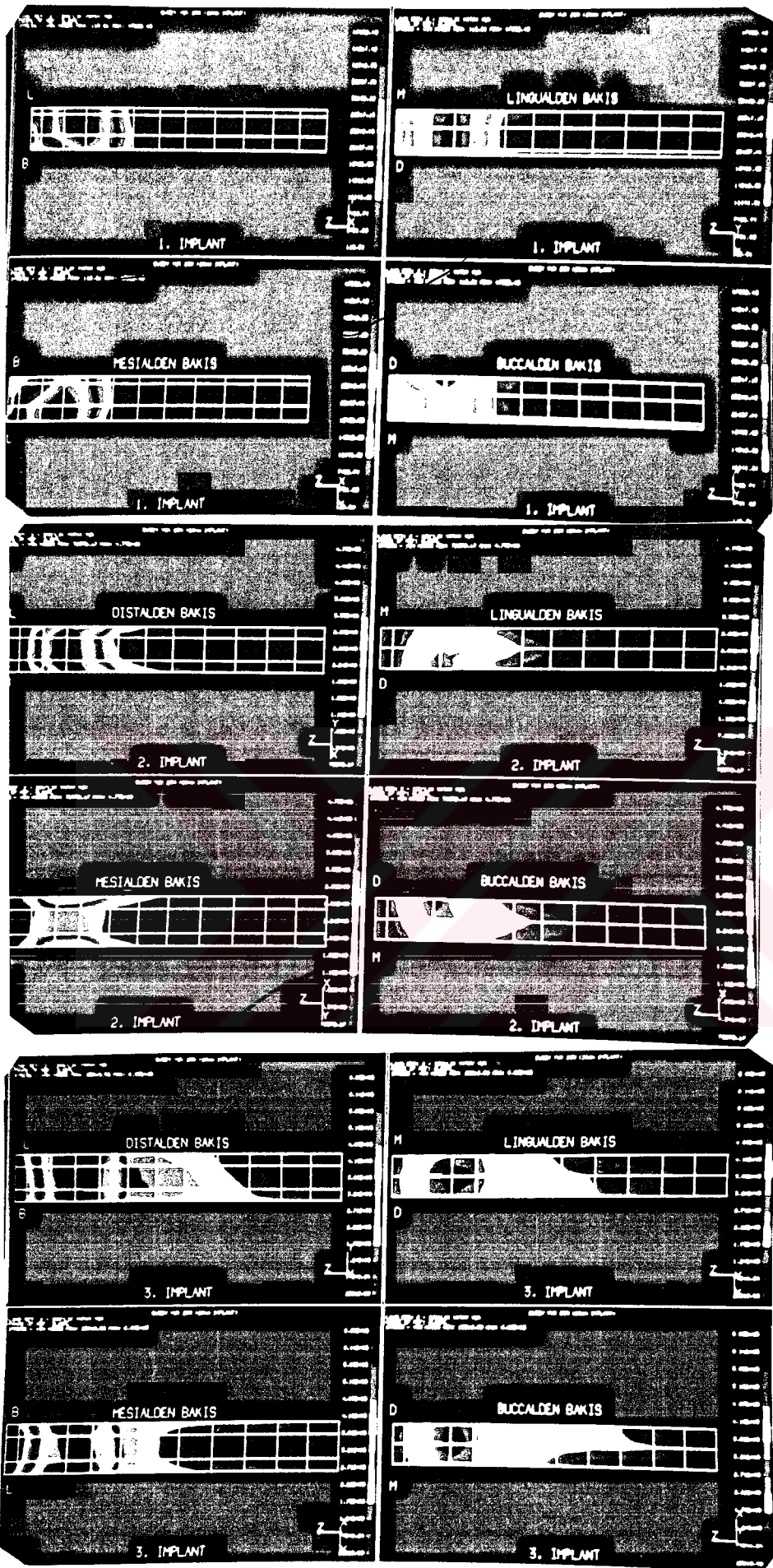


(b)

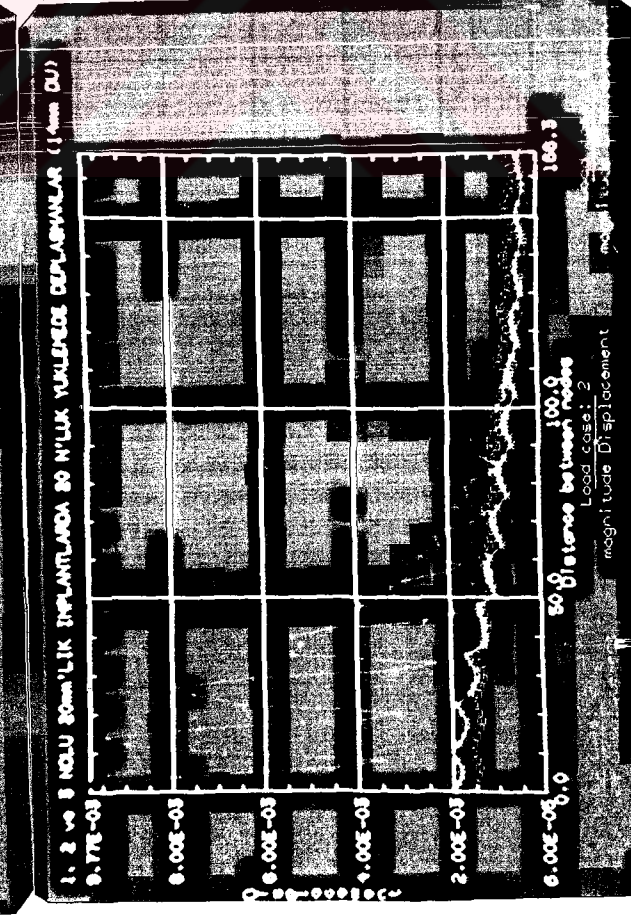
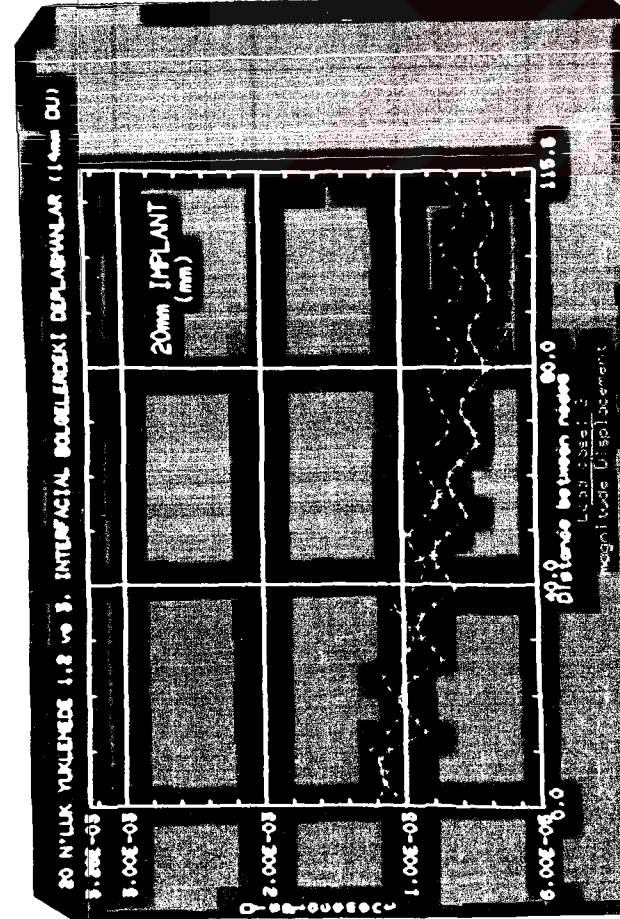
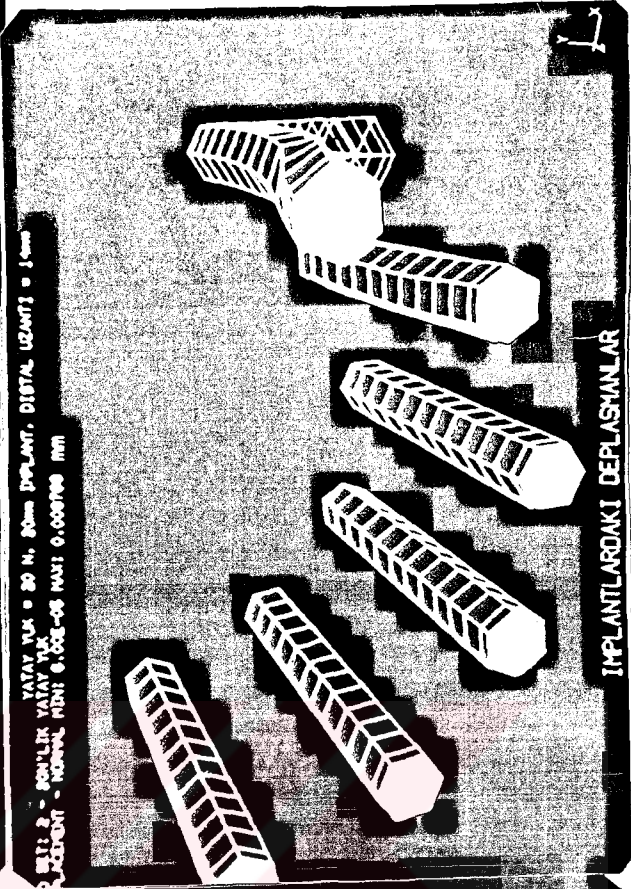
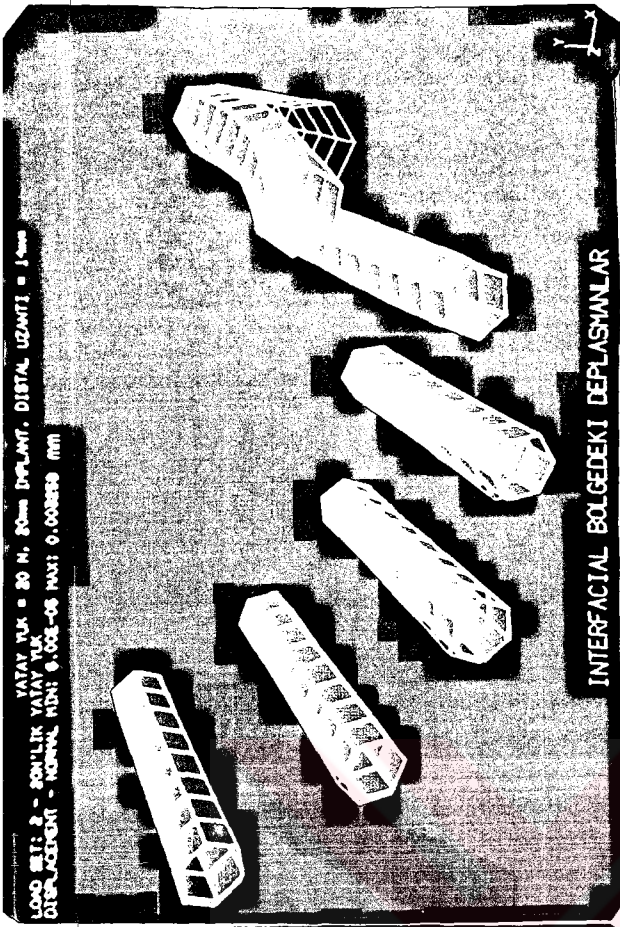


(c)

Yatay yük=20 N, 20mm İmplant, Distal uzantı=14mm
 Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
 Şekil-22a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz

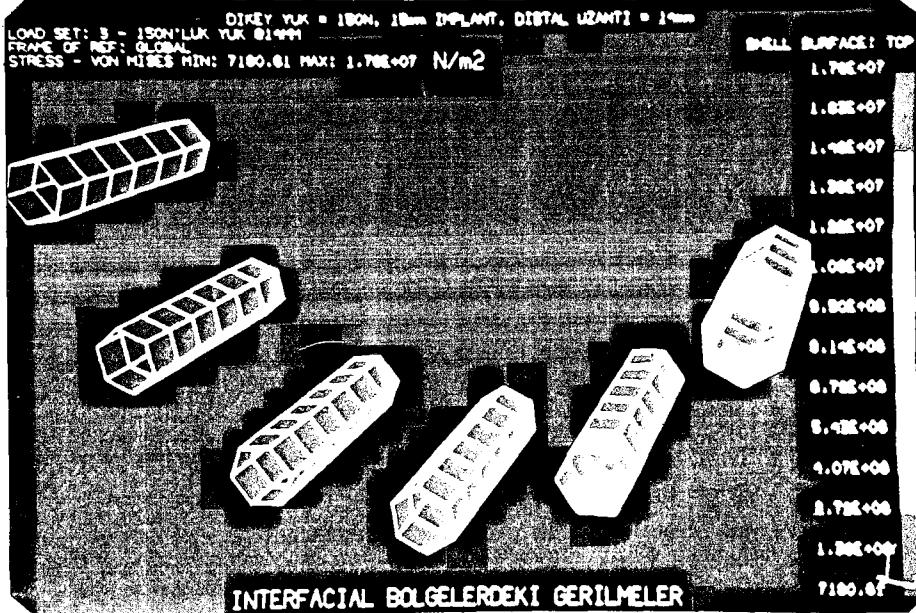
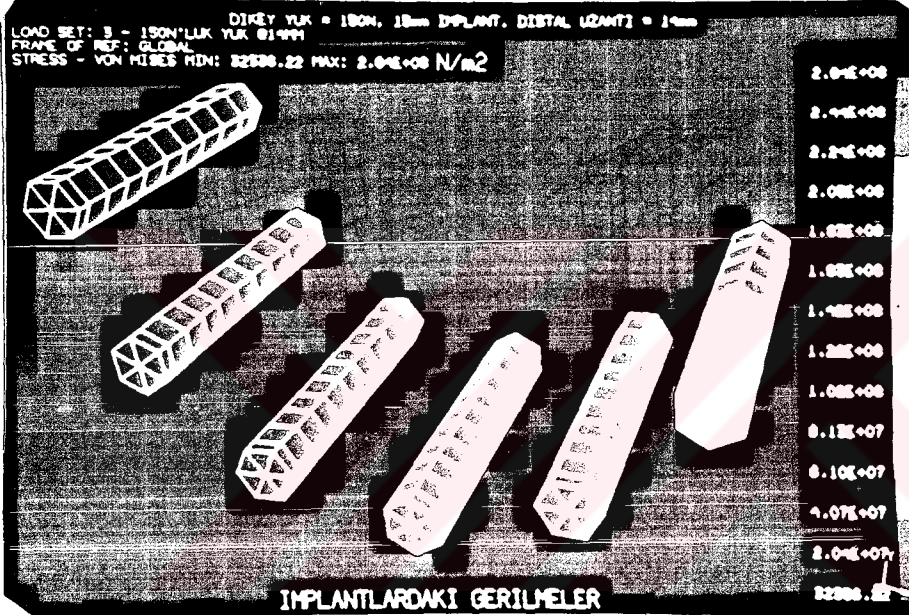
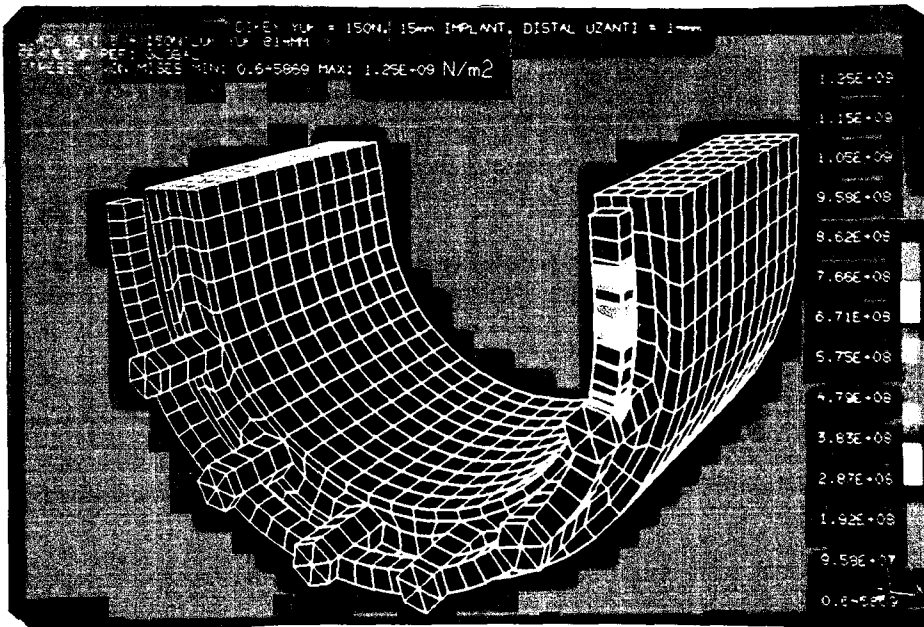


Yatay yük=20 N,20mm İmplant,Distal uzantı=14mm
 İmplantlardaki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
 Şekil-23a:1.İmplant b:2.İmplant c:3.İmplant



Yatay yük=20 N, 20mm İmplant, Distal uzunluğu=14mm
 Şekil-24a: Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar.
 b: İmplantlardaki Deplasmanlar.

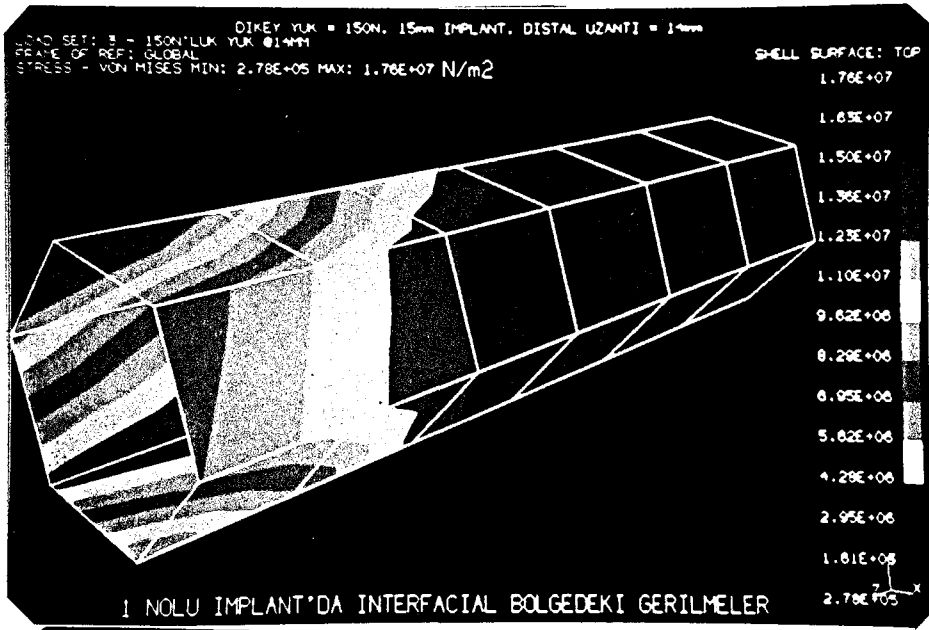
Grafik-4a: 1, 2, 3 nolu Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar.
 b: 1, 2, 3 nolu İmplantlardaki Deplasmanlar



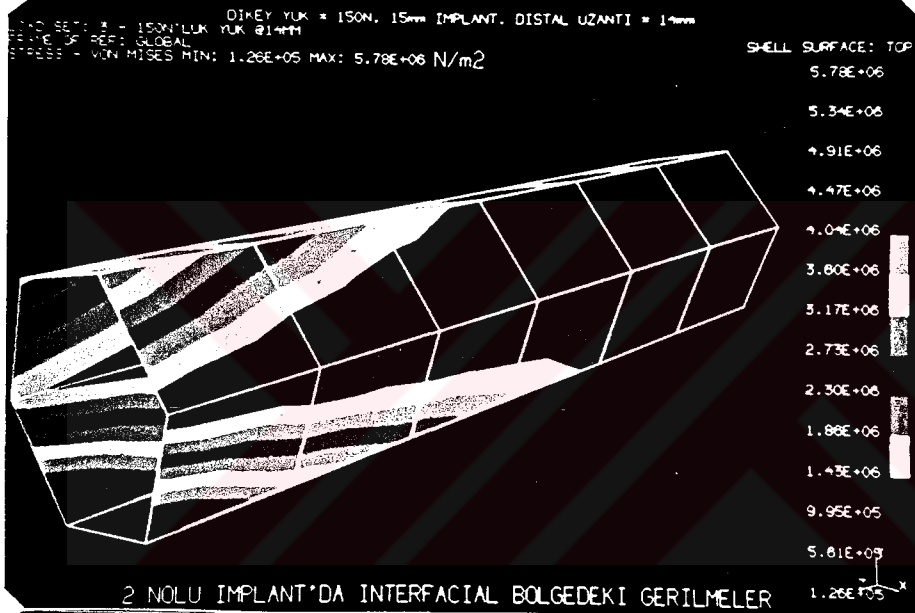
Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzantısı=14mm
 Şekil-25a:Matematiksel modeldeki gerilmeler.

b:İmplantlardaki gerilmeler.

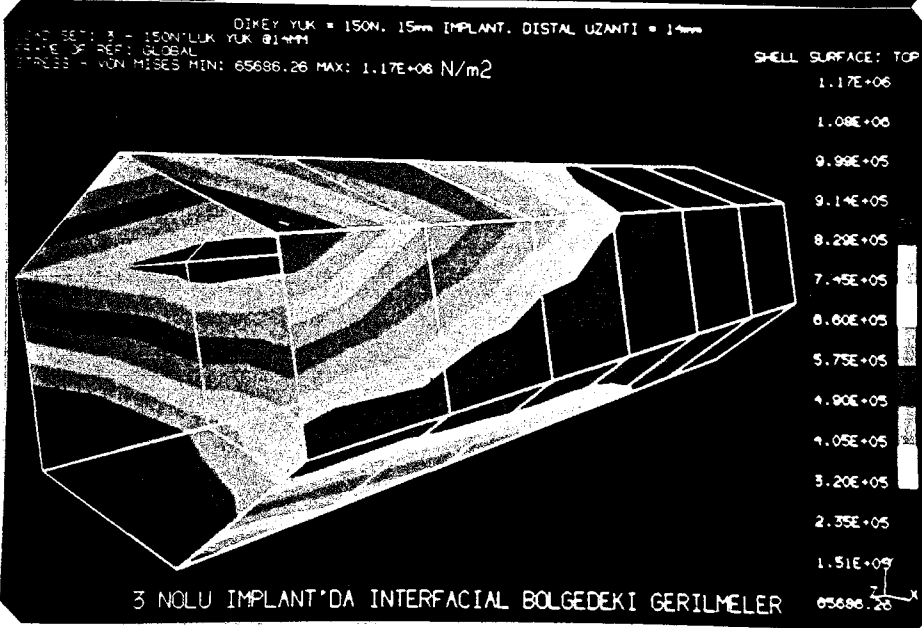
c:Kemik-İmplant ara yüzelerindeki gerilmeler.



(a)

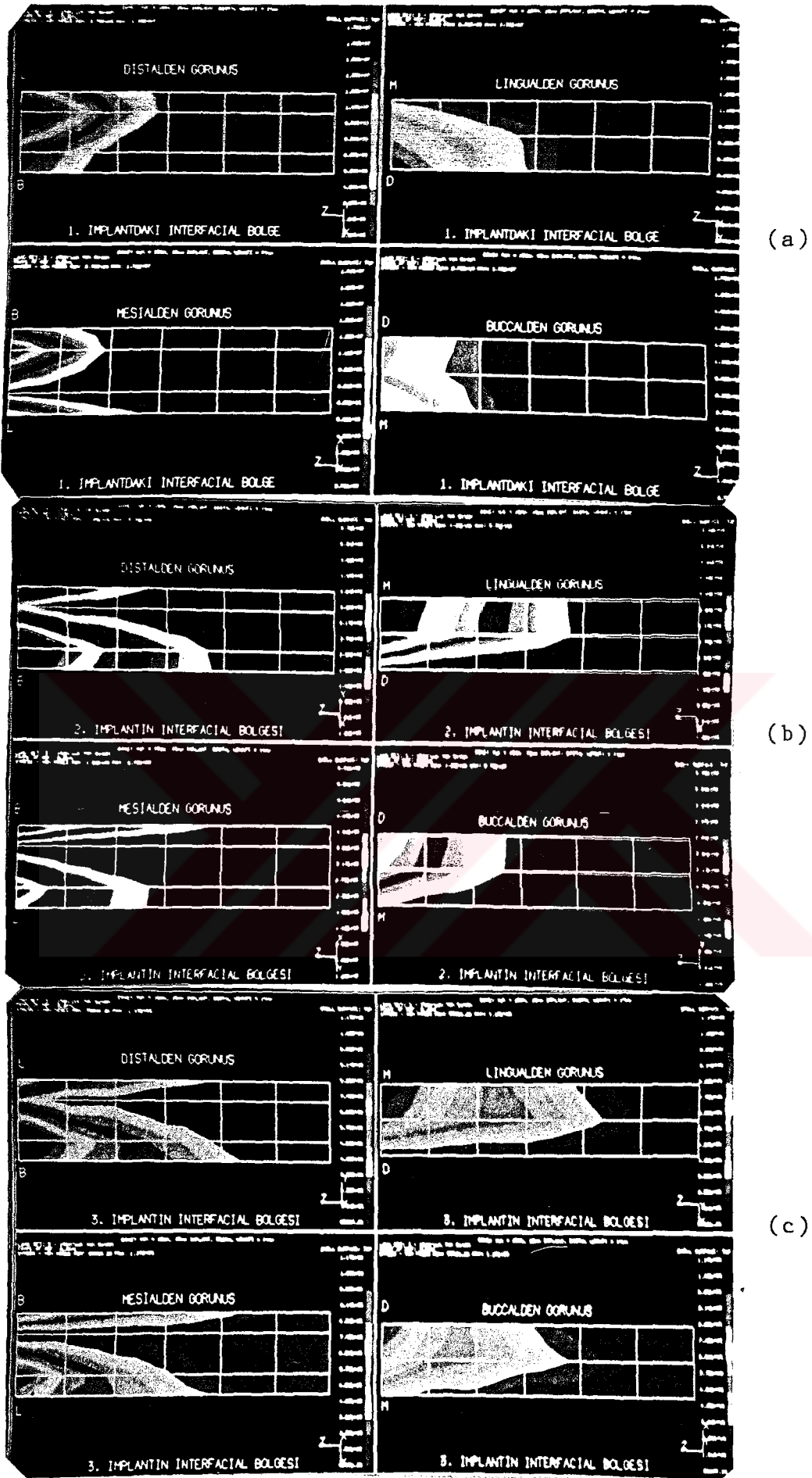


(b)

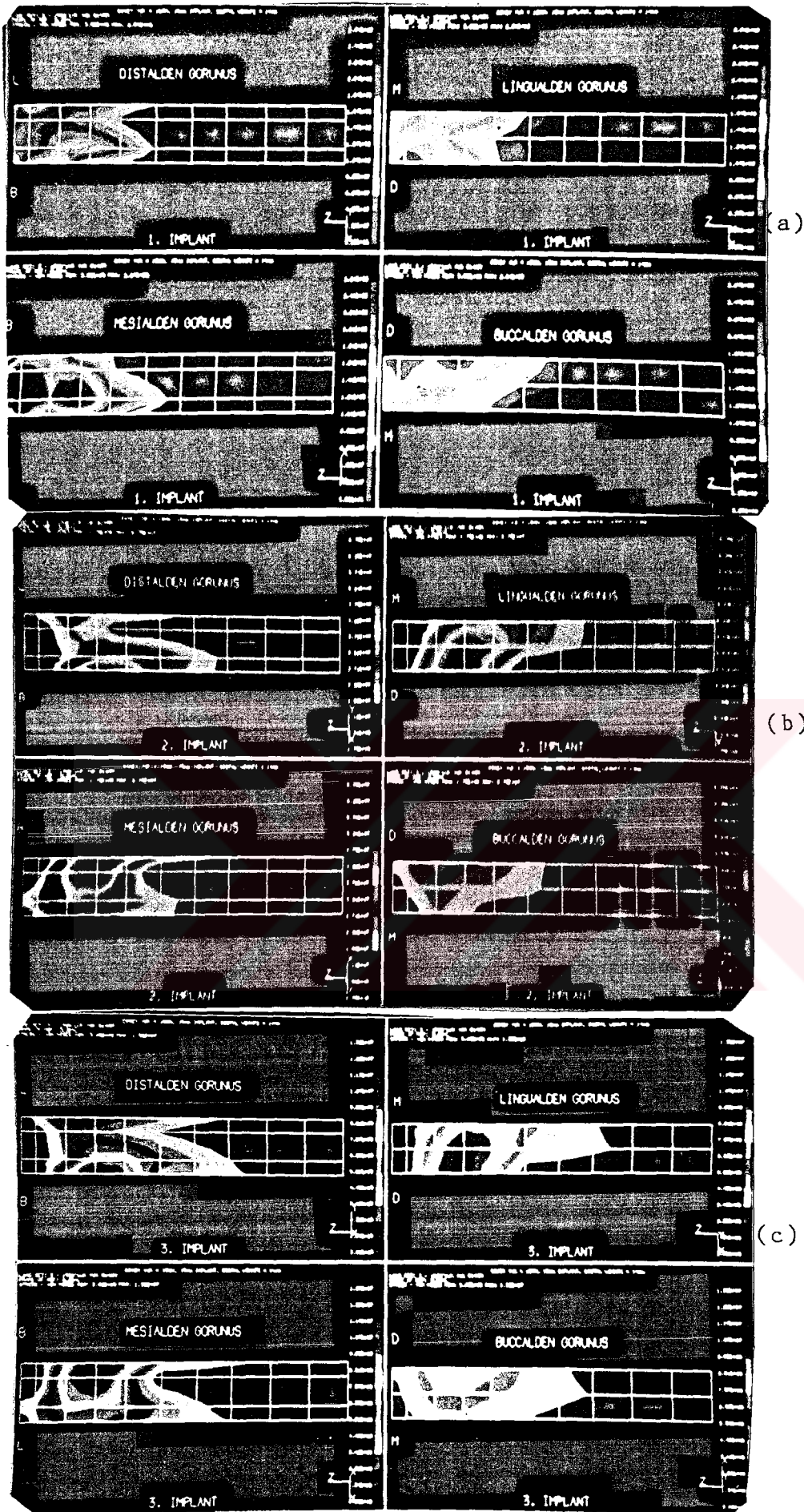


(c)

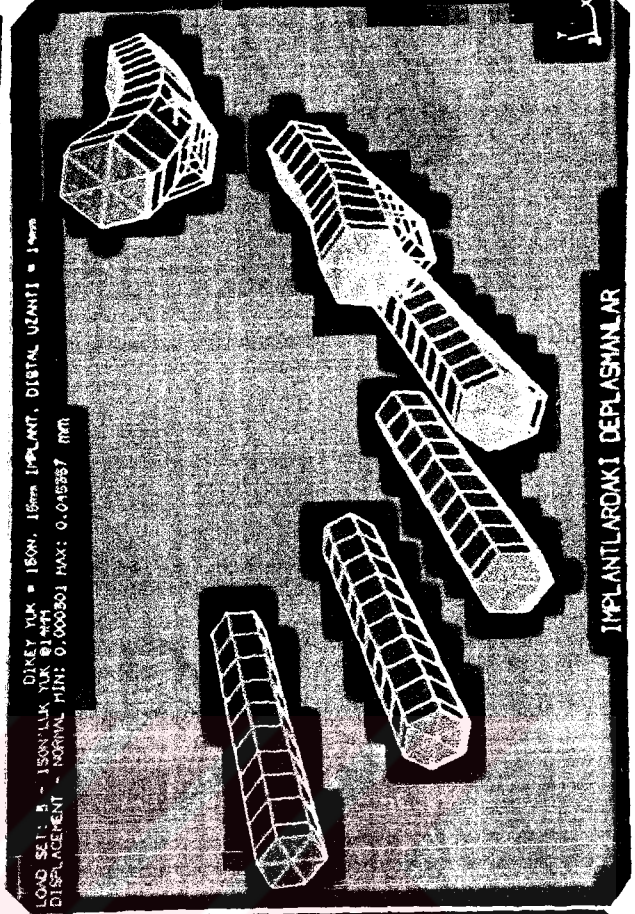
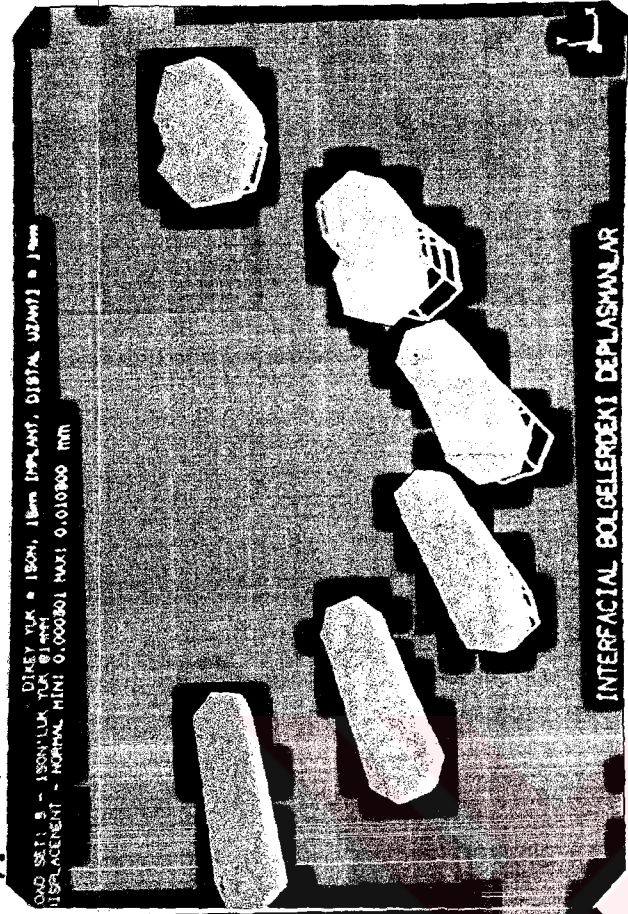
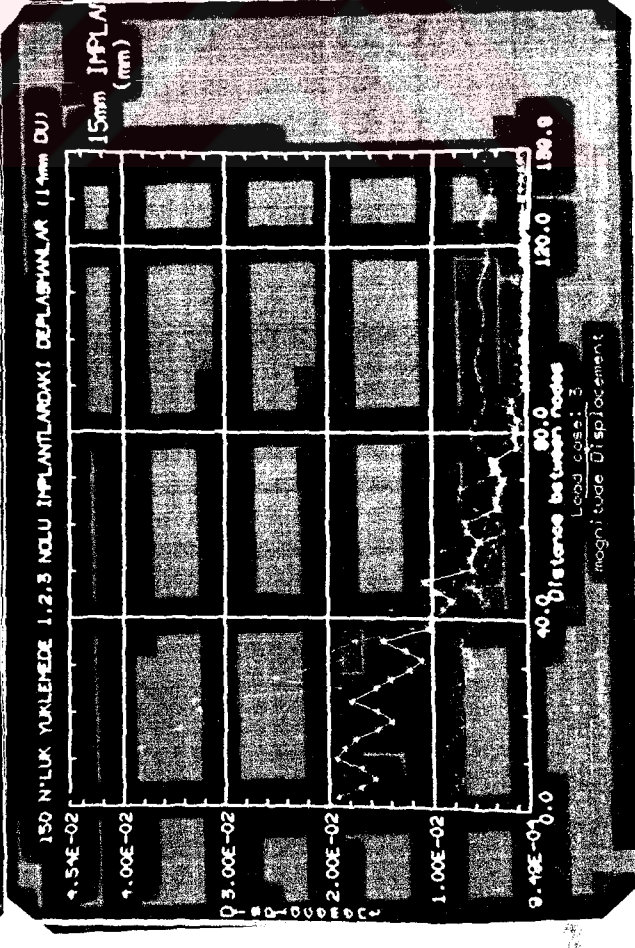
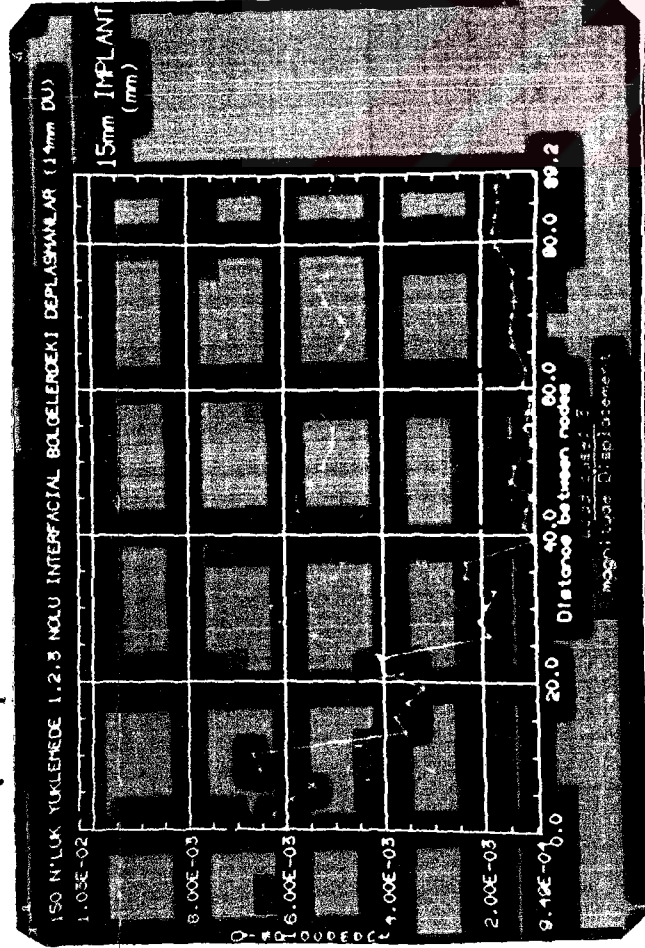
Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzantısı=14mm
 Kemik-İmplant ara yüzeyindeki gerilmeler.
 Şekil-26a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz



Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzantısı=14mm
 Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
 Şekil-27a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz



Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzantı=14mm
 İmplantlardaki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
 Şekil-28a:1.İmplant b:2.İmplant c:3.İmplant

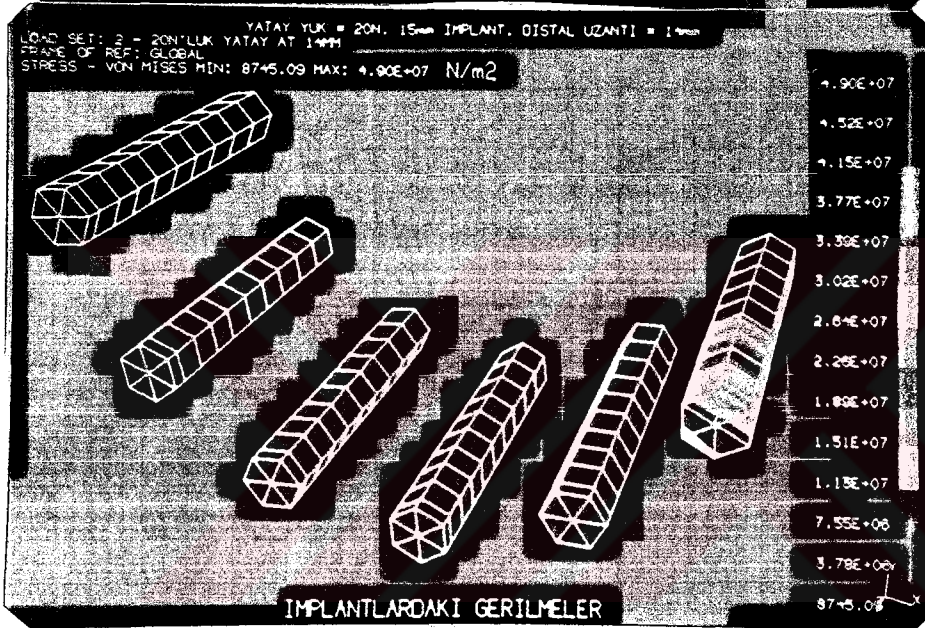


Grafik-5a:1,2,3 nolu Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar.
b:1,2,3 nolu İmplantlardaki Deplasmanlar

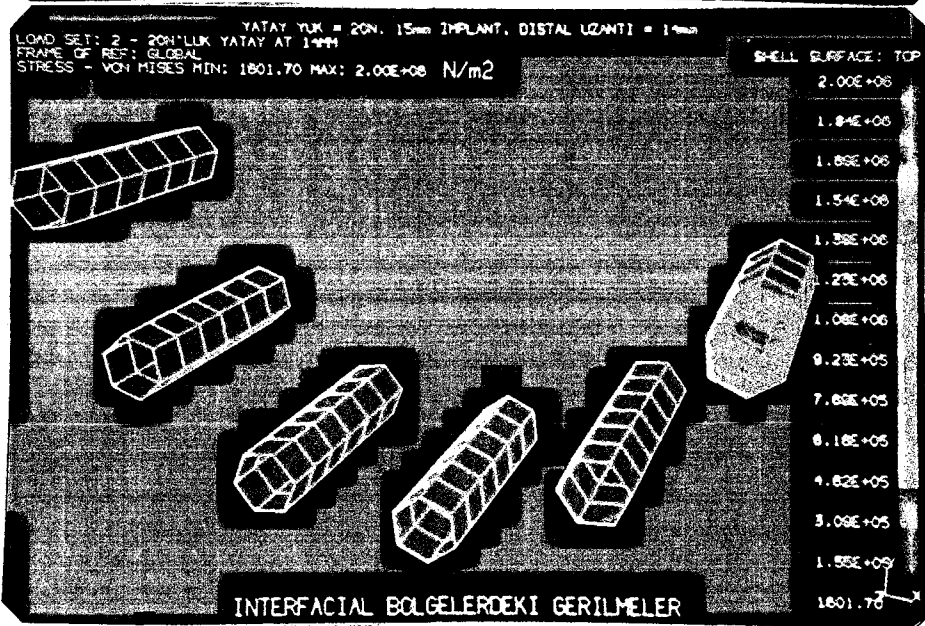
Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzunluğu=14mm
Şekil-29a:Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar.
b:İmplantlardaki Deplasmanlar.



(a)



(b)

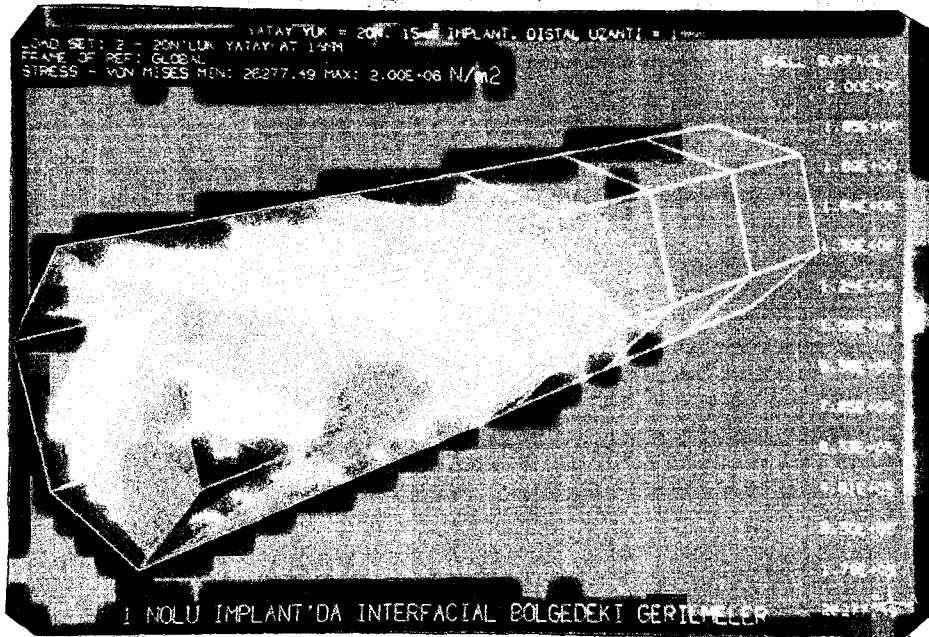


(c)

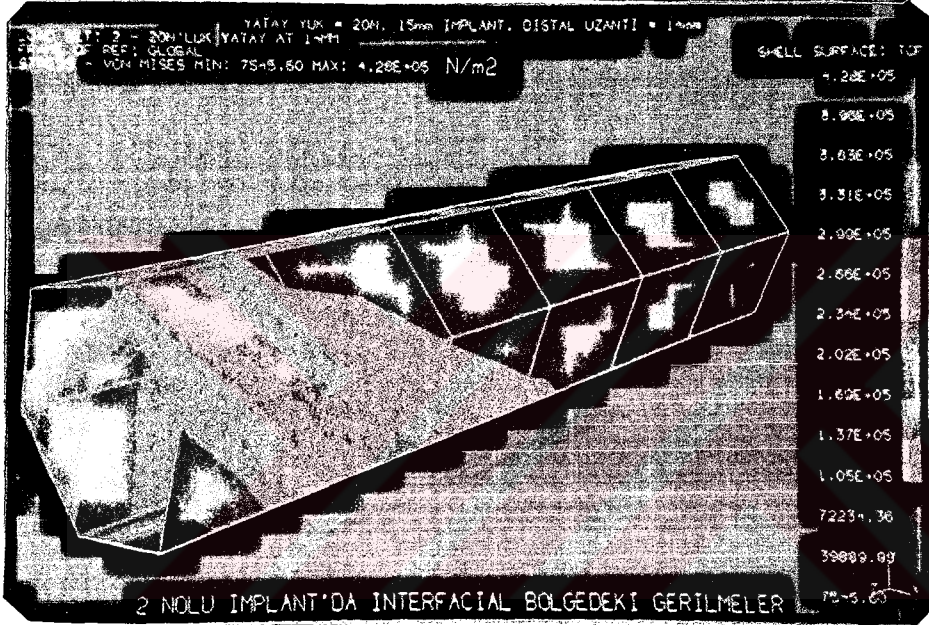
Yatay yük=20 N,15mm İmplant,Distal uzantısı=14mm
 Şekil-30a:Matematiksel modeldeki gerilmeler.

b:İmplantlardaki gerilmeler.

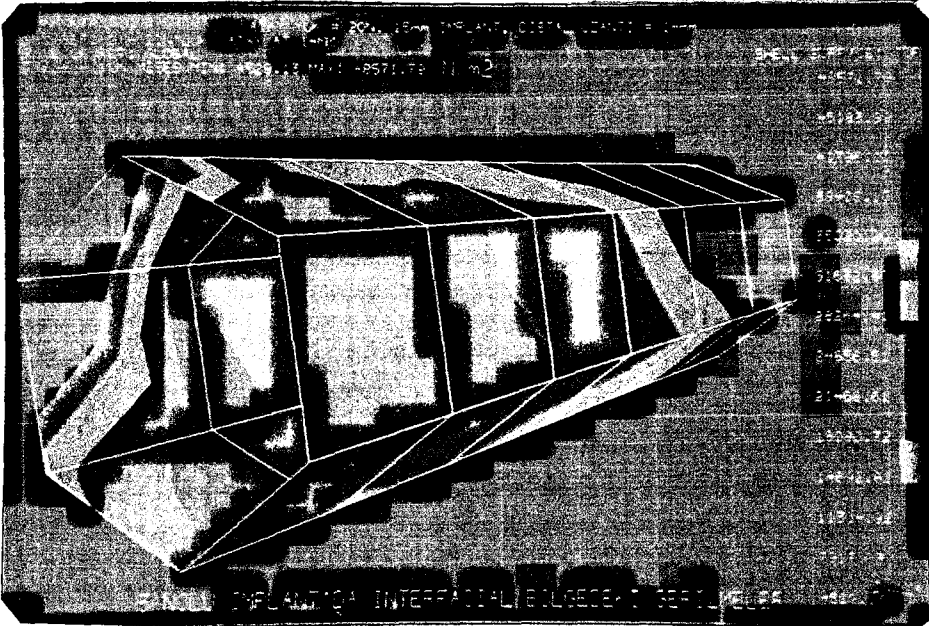
c:Kemik-İmplant ara yüzelerindeki gerilmeler.



(a)

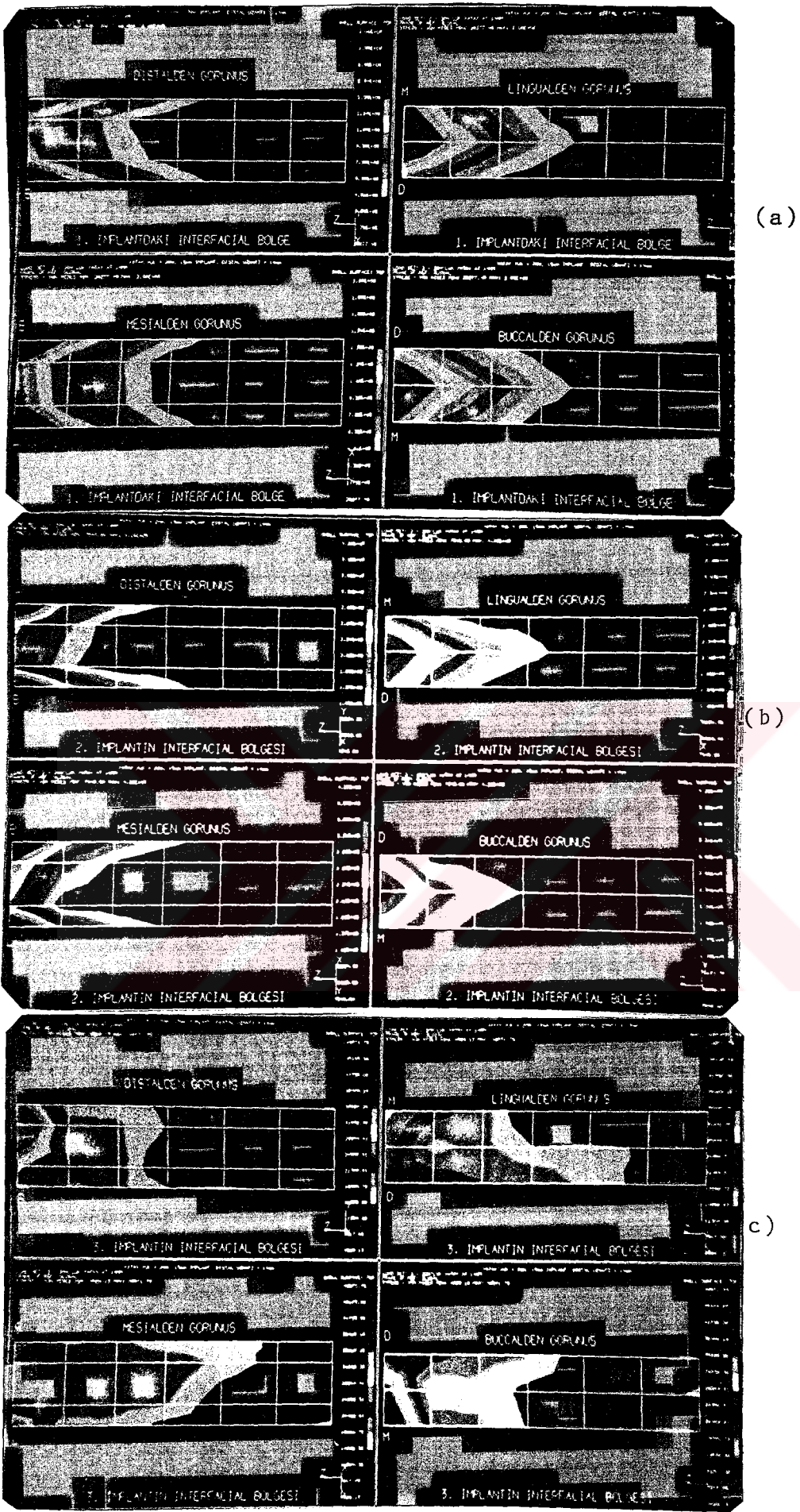


(b)



(c)

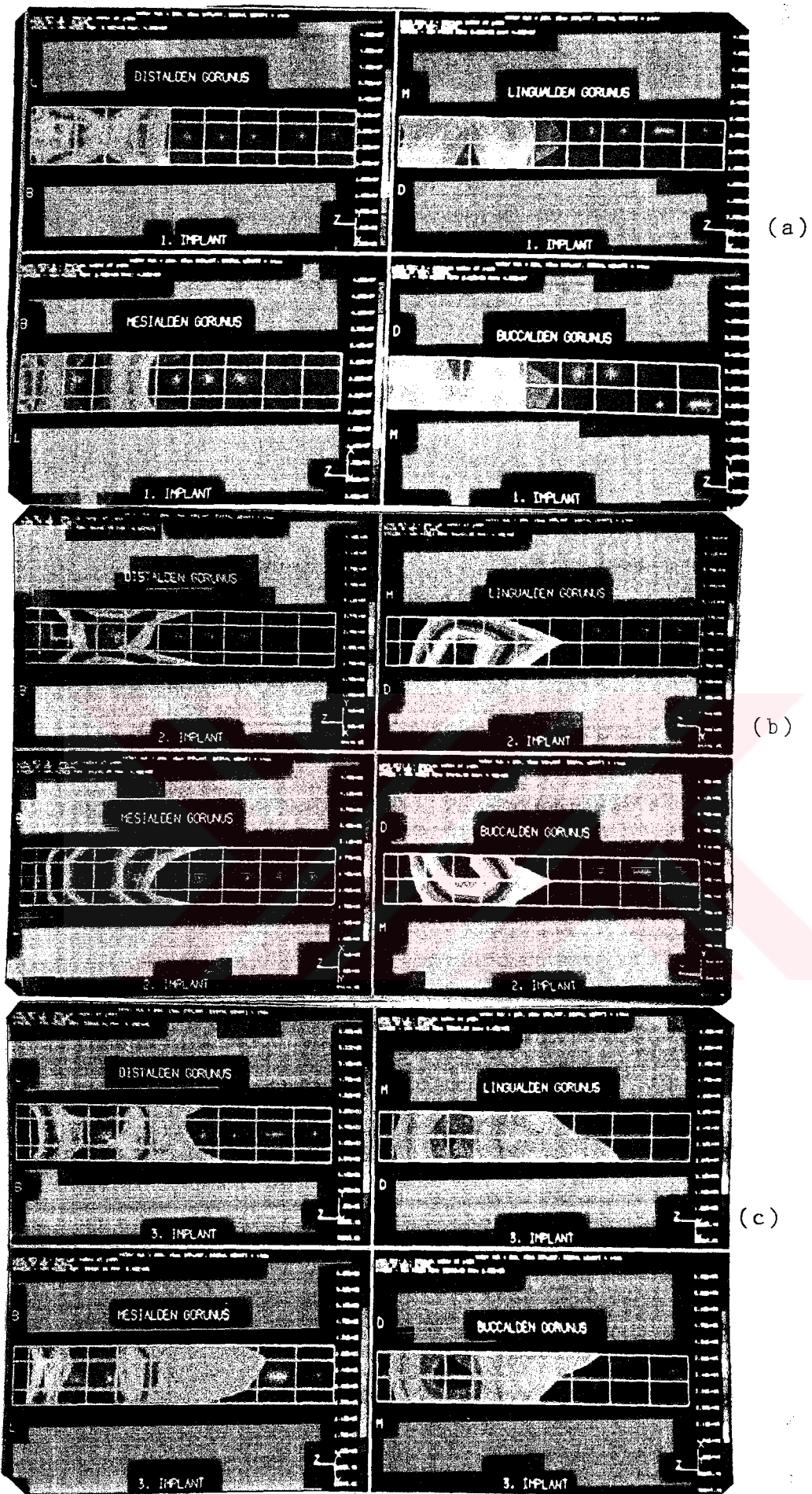
Yatay yük=20 N,15mm İmplant,Distal uzantısı=14mm
 Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmeler.
 Şekil-31a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz



Yatay yük=20N,15mm İmplant,Distal uzantı=14mm

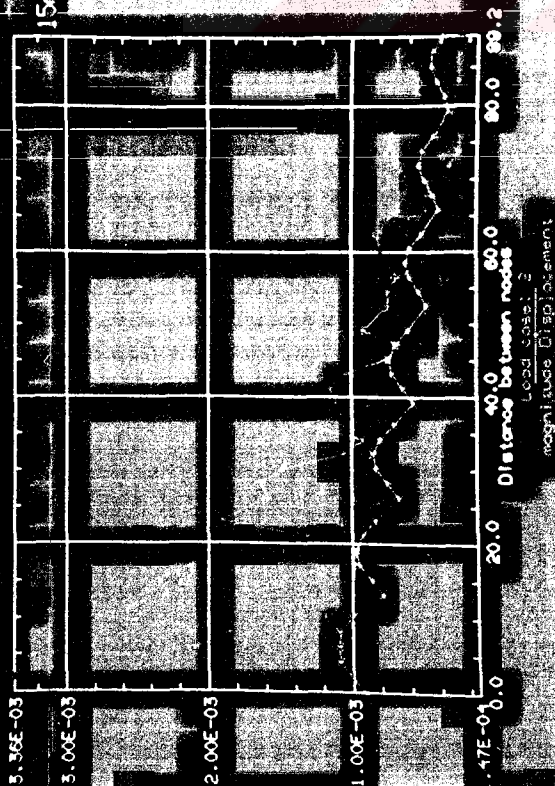
Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmelerin dört yüzden görünümü.

Şekil-32a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz

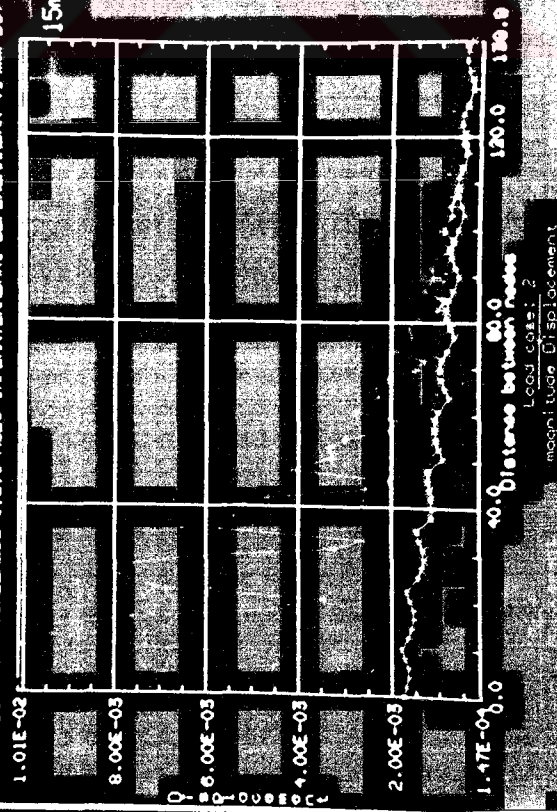


Yatay yük=20 N,15mm İmplant,Distal uzantı=14mm
 İmplantlardaki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
 Şekil-33a:1.İmplant b:2.İmplant c:3.İmplant

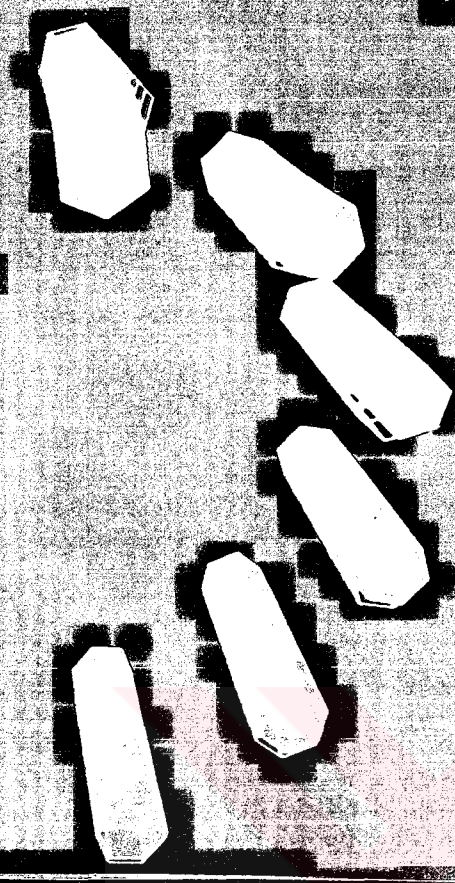
20 N'LUK YÜKLEDE 1,2,3 NOLU INTERFACIAL



20 N'LUK YÜKLEDE 1,2,3 NOLU İMPLANTLARDAKI DEPLASMANLAR (14mm DU)



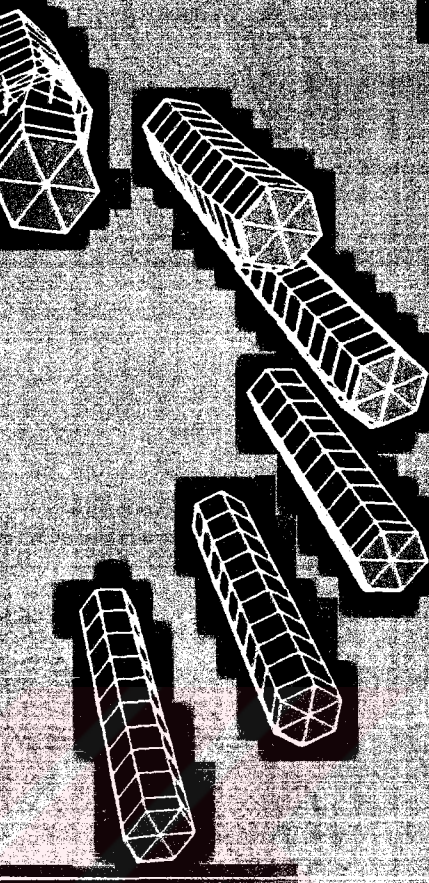
15mm İMPLANT (mm)



INTERFACIAL BÖLGELERDEKİ DEPLASMANLAR

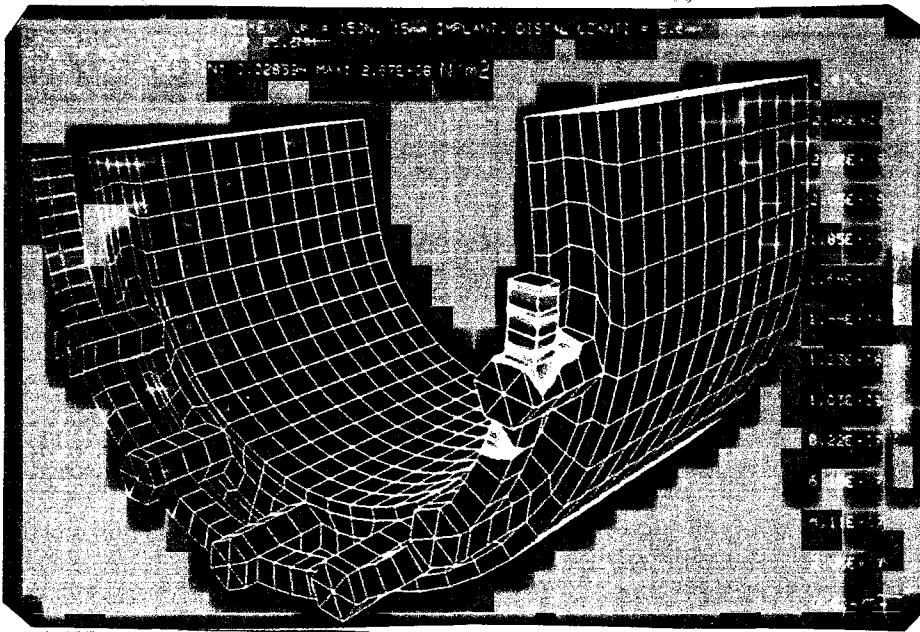
YATAY YÜK = 20N, 15mm İMPLANT, DİSTAL UZANTI = 1mm
LOAD SET: 2 - 20N'LUK YATAY AT 1mm
DISPLACEMENT - NORMAL HİNE: 0.003109 MAX: 0.010180 mm

15mm İMPLAN (mm)

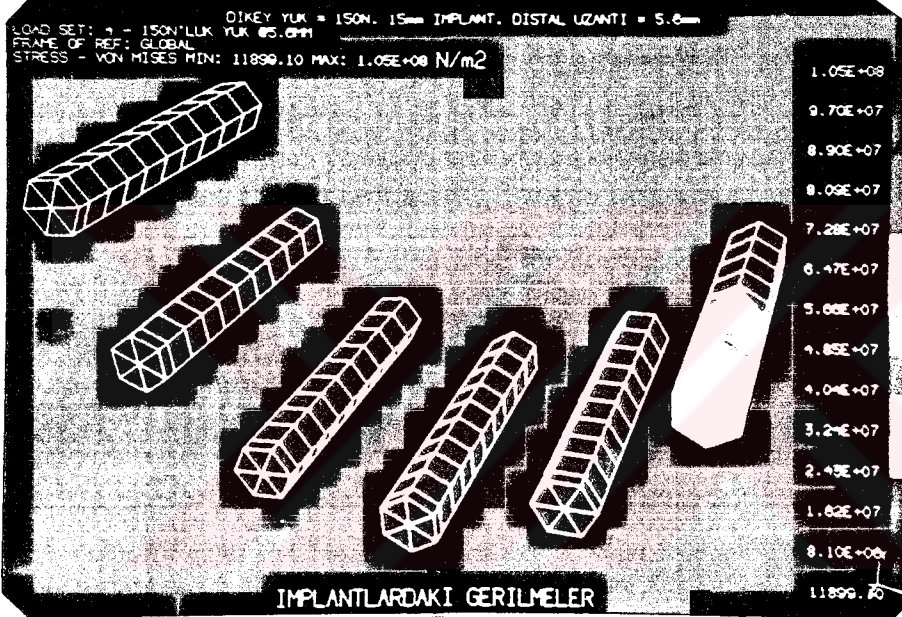


İMPLANTLARDAKİ DEPLASMANLAR

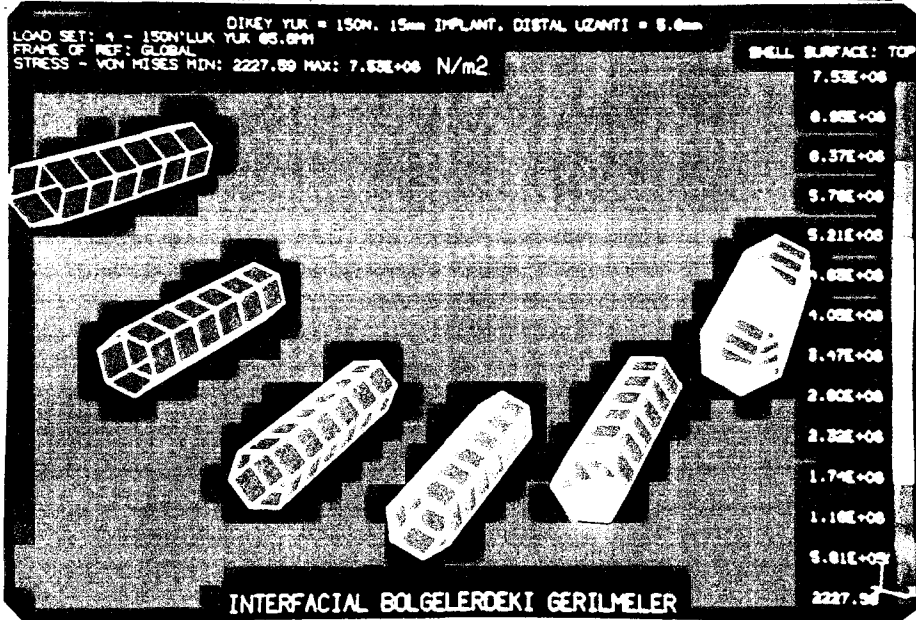
Yatay yük=20 N, 15mm İmplant, Distal uzantısı=14mm
Şekil-6a: 1, 2, 3 nolu Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar.
b: 1, 2, 3 nolu İmplantlardaki Deplasmanlar.



(a)



(b)

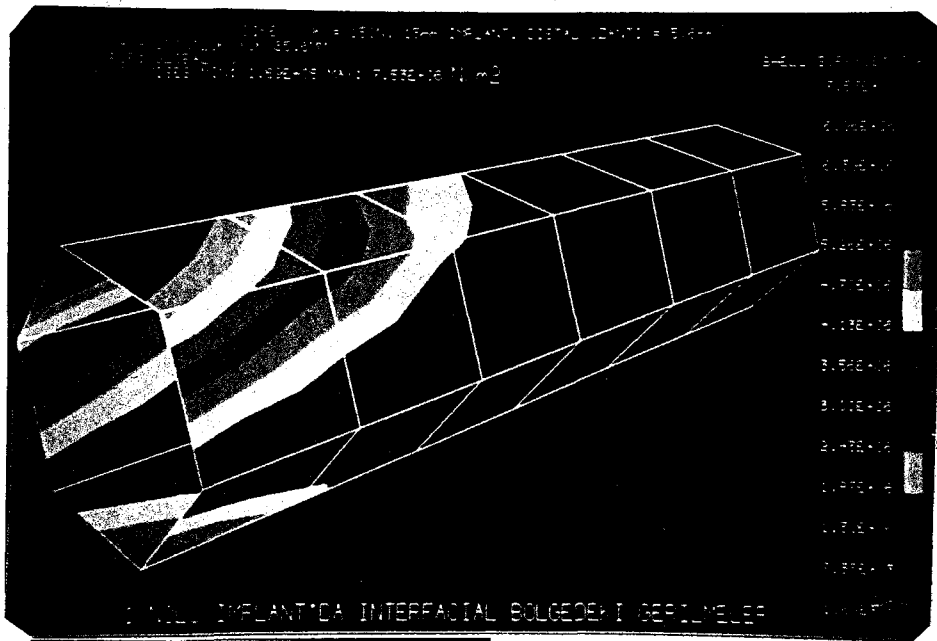


(c)

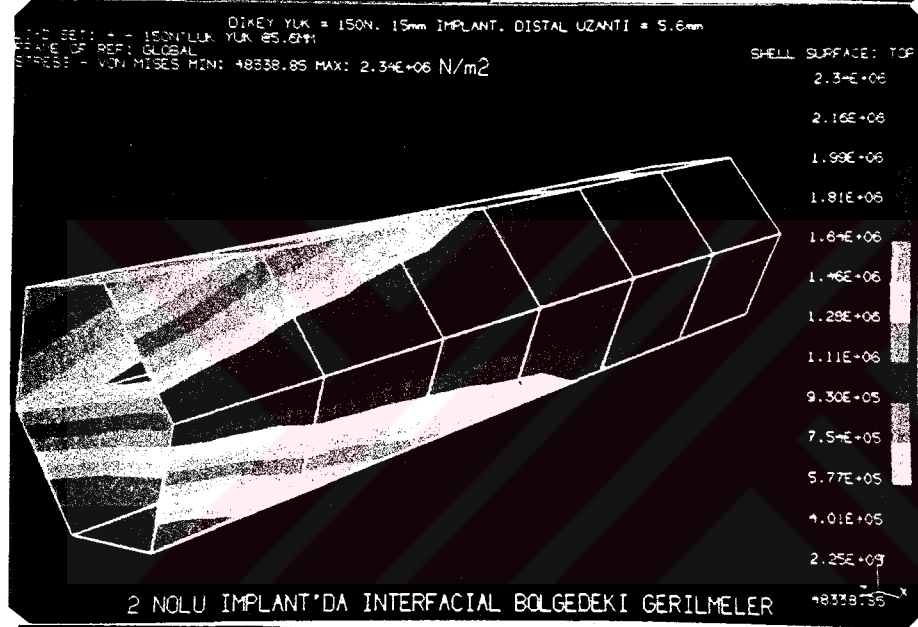
Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzantı=5,6mm
Şekil-35a:Matematiksel modeldeki gerilmeler.

b:İmplantlardaki gerilmeler.

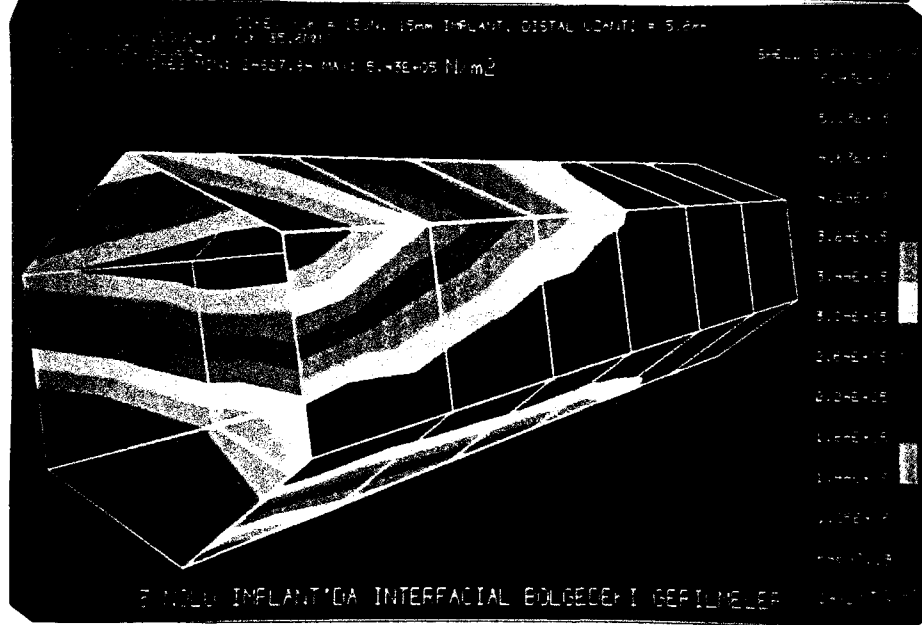
c:Kemik-implant ara yüzeylerindeki gerilmeler.



(a)

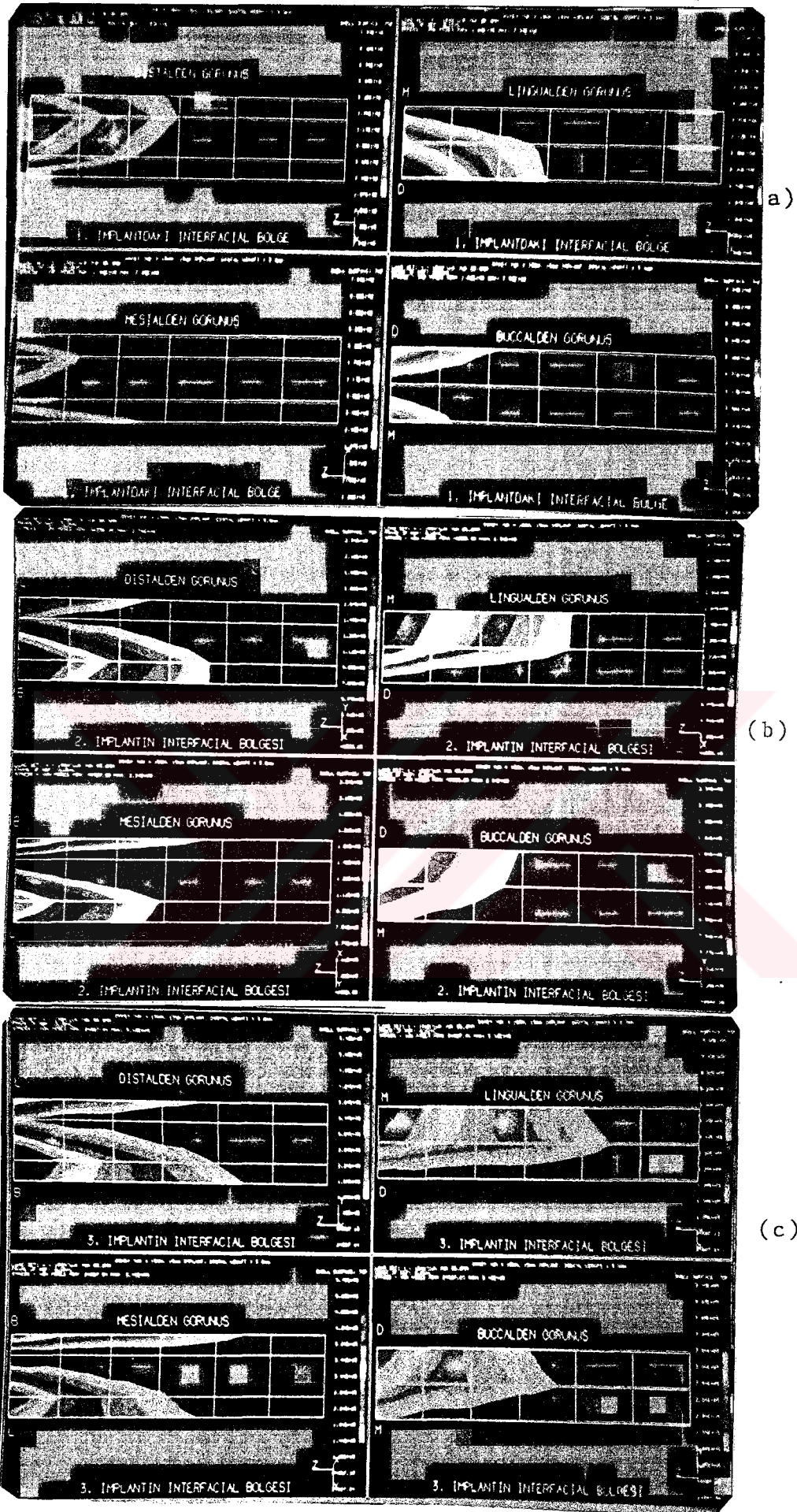


(b)



(c)

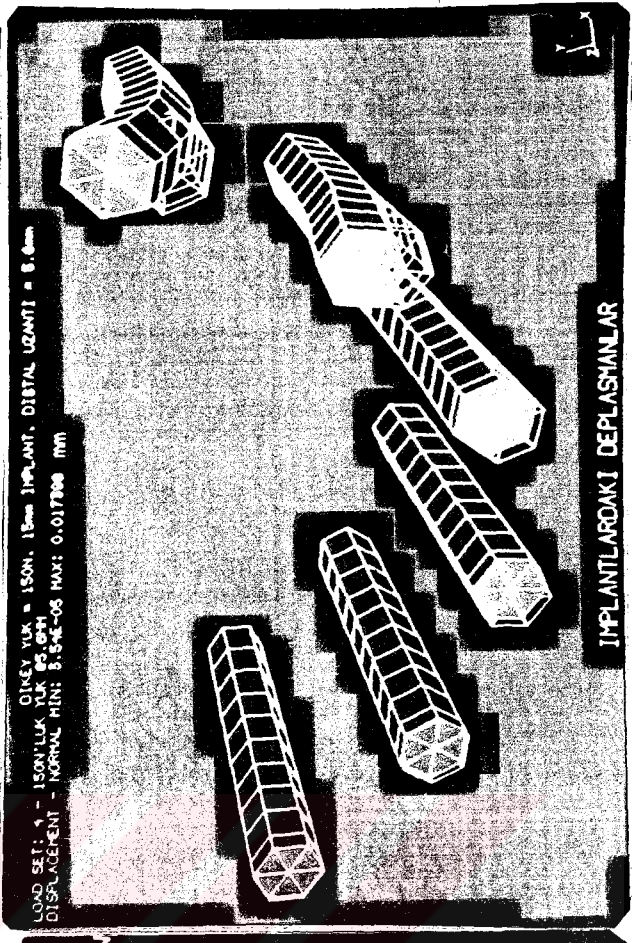
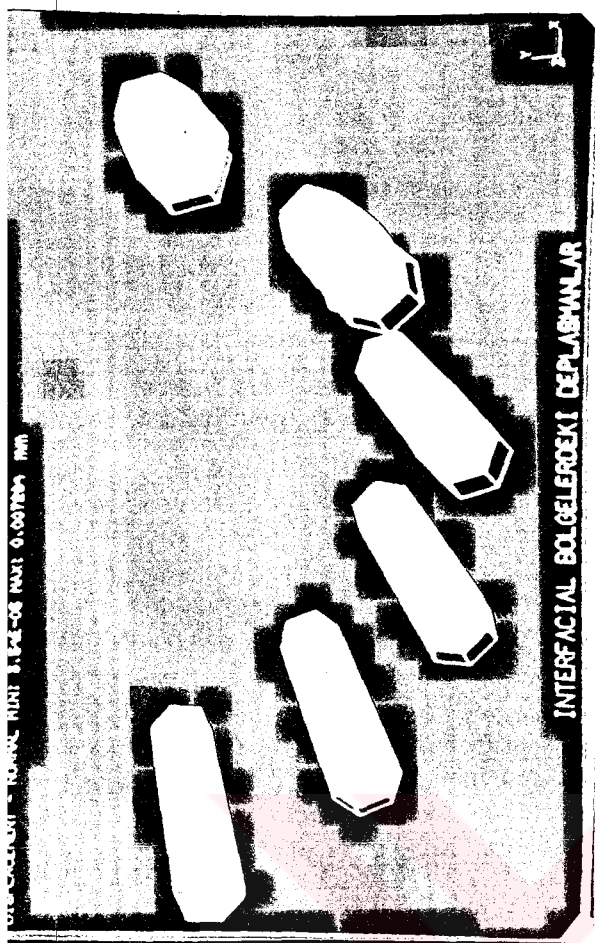
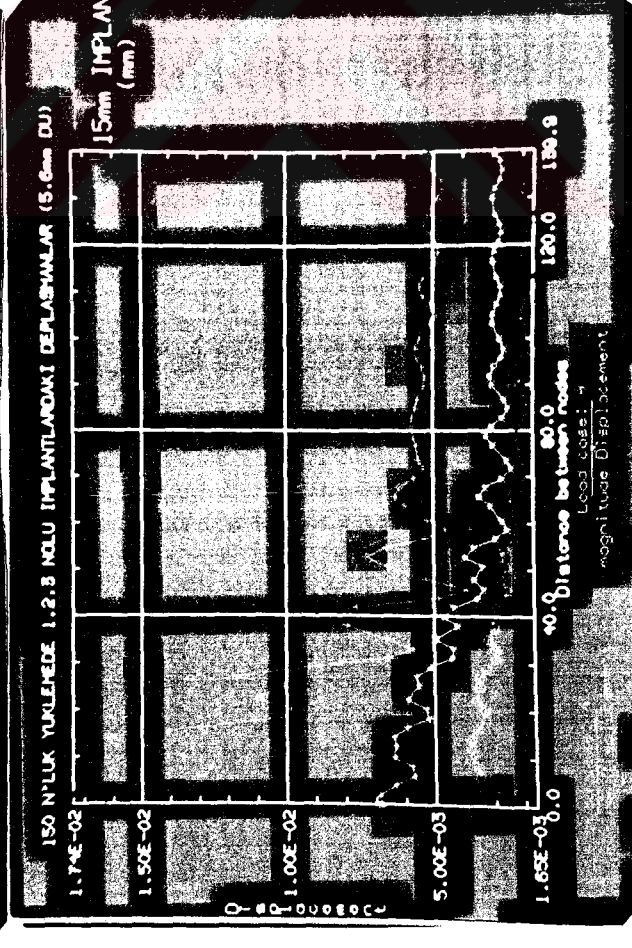
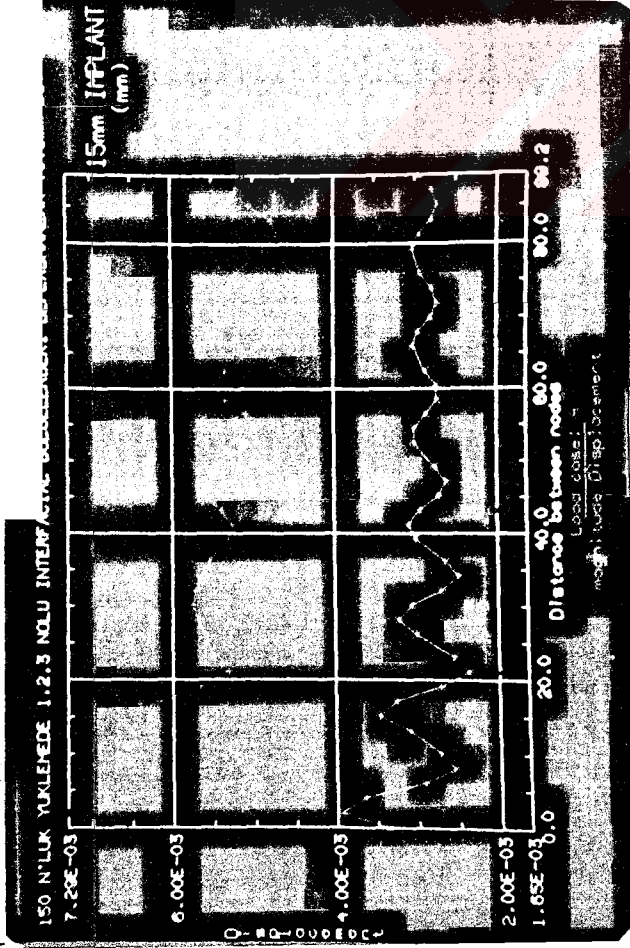
Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzantı=5,6mm
 Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmeler.
 Şekil-36a:1,Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz



Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzantı=5,6mm
 Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmelerin dört yüzdenden görünümü.
 Şekil-37a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz.

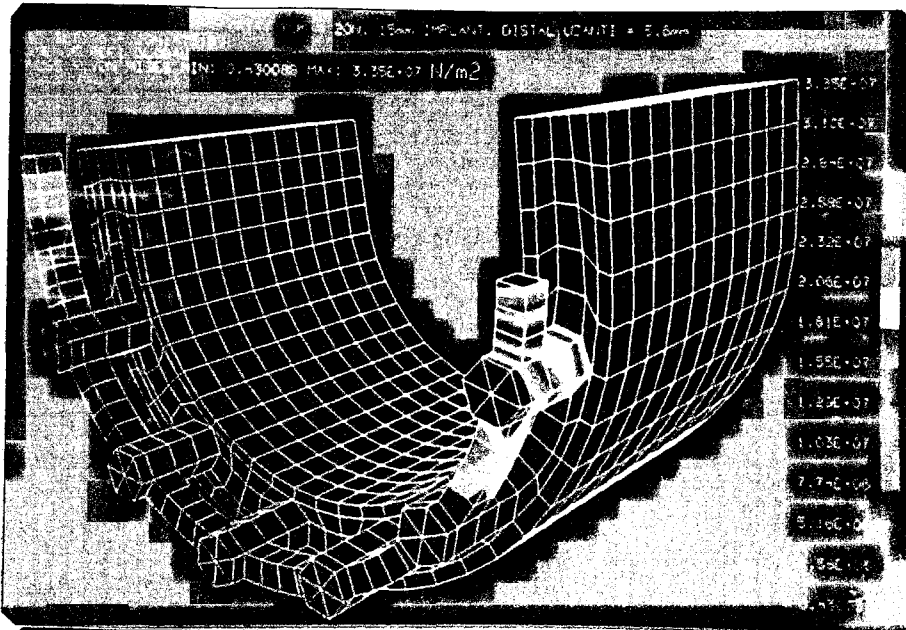


Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzantı=5,6mm
İmplantlardaki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
Şekil-38a:1.İmplant b:2.İmplant c:3.İmplant.

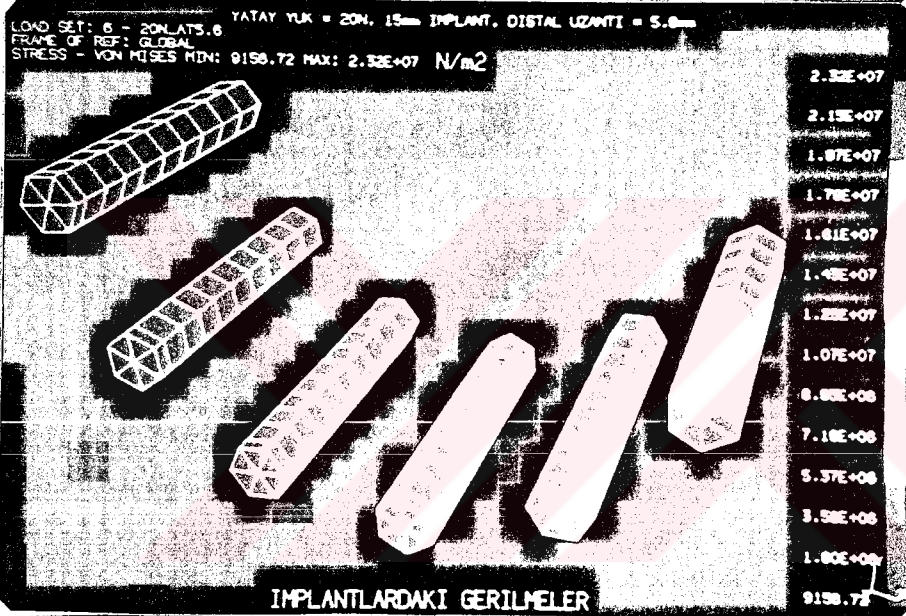


Grafik-7a:1,2,3 nolu Kemik-İmplant ara yüzelerindeki Deplasmanlar.
b:1,2,3 nolu İmplantlardaki Deplasmanlar.

Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzantı=5,6mm
Şekil-39a:Kemik-İmplant ara yüzelerindeki Deplasmanlar.
b:İmplantlardaki Deplasmanlar.



(a)



(b)



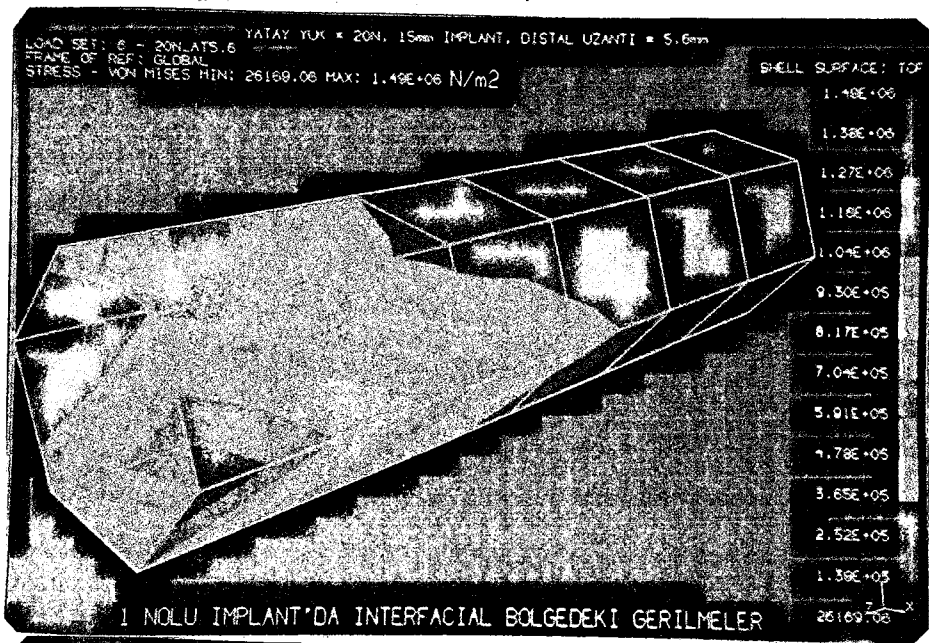
(c)

Yatay yük=20 N,15mm İmplant,Distal uzantısı=5,6mm

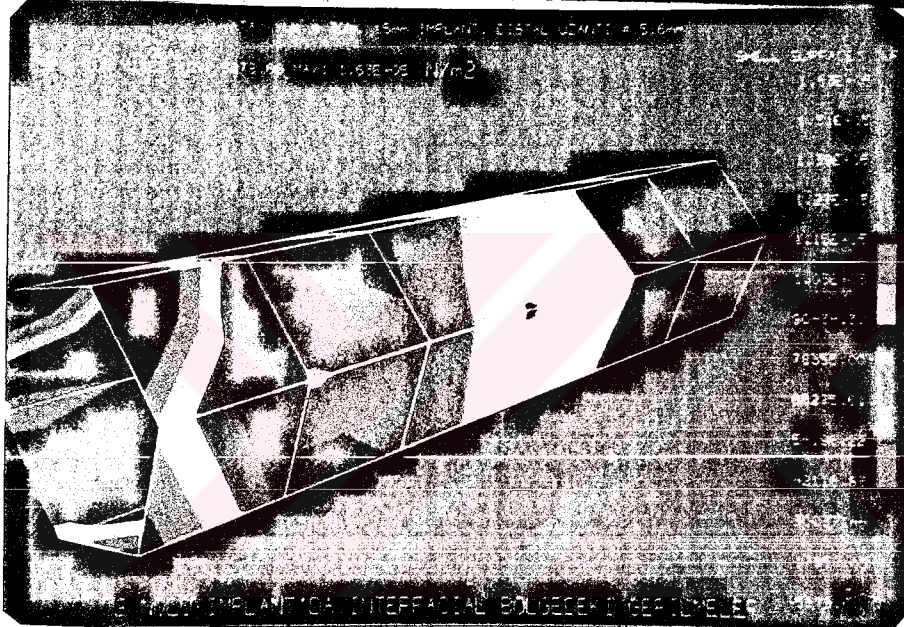
Şekil-40a:Matematiksel modeldeki gerilmeler.

b:İmplantlardaki gerilmeler.

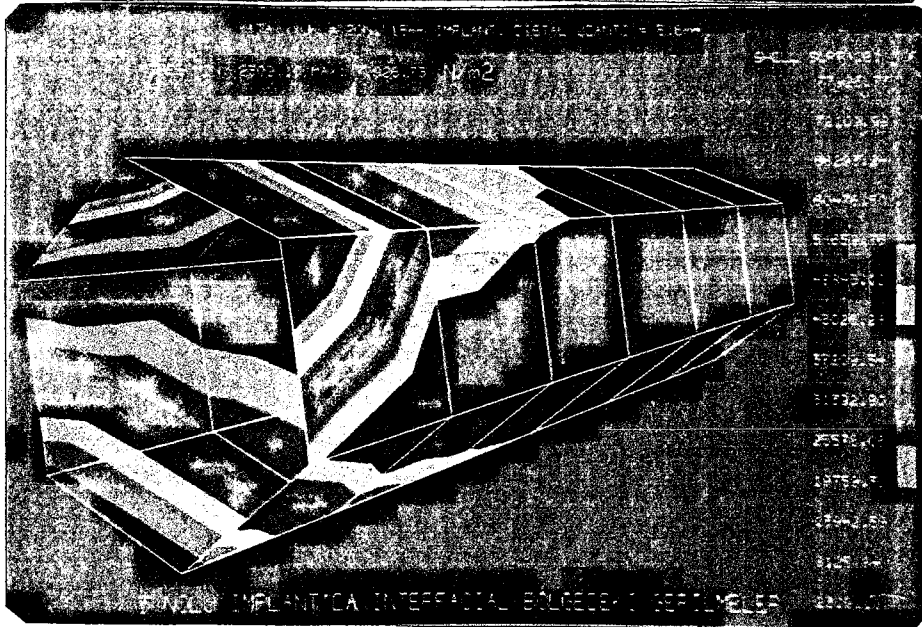
c:Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki gerilmeler.



(a)

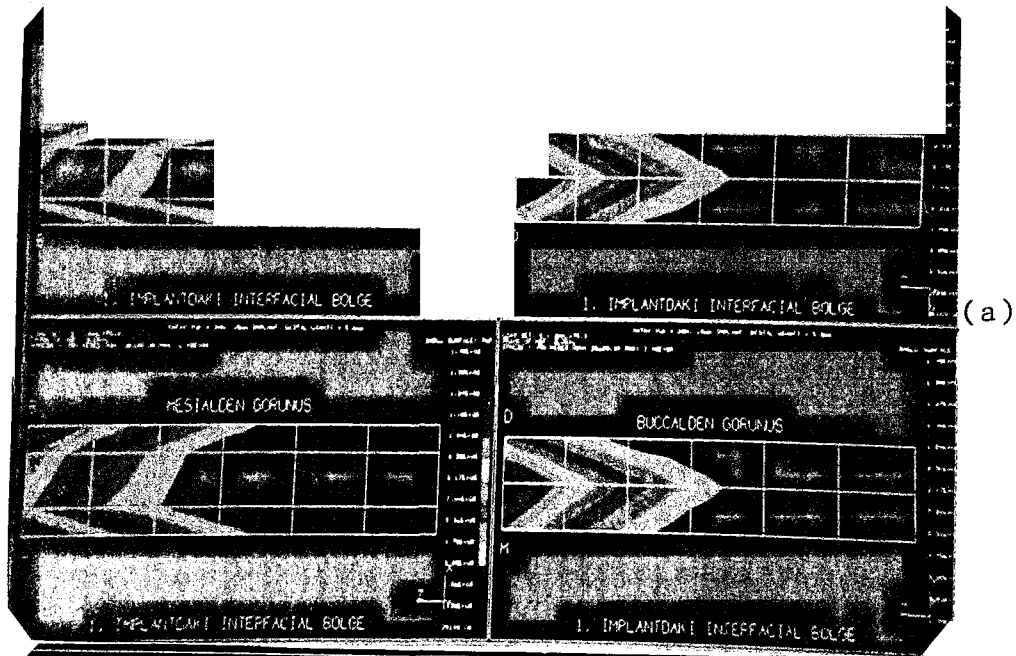


(b)

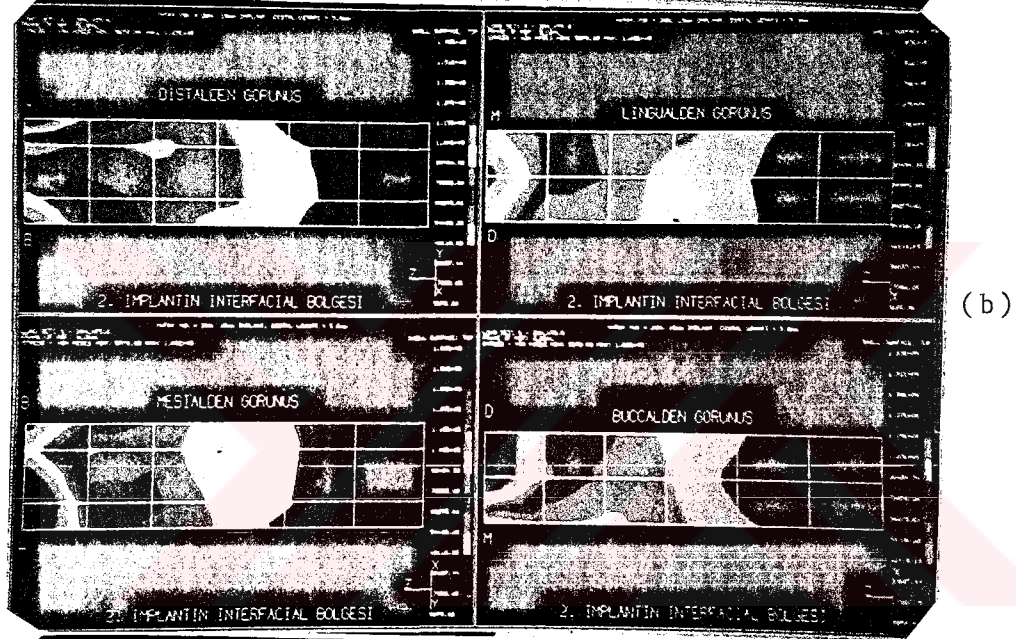


(c)

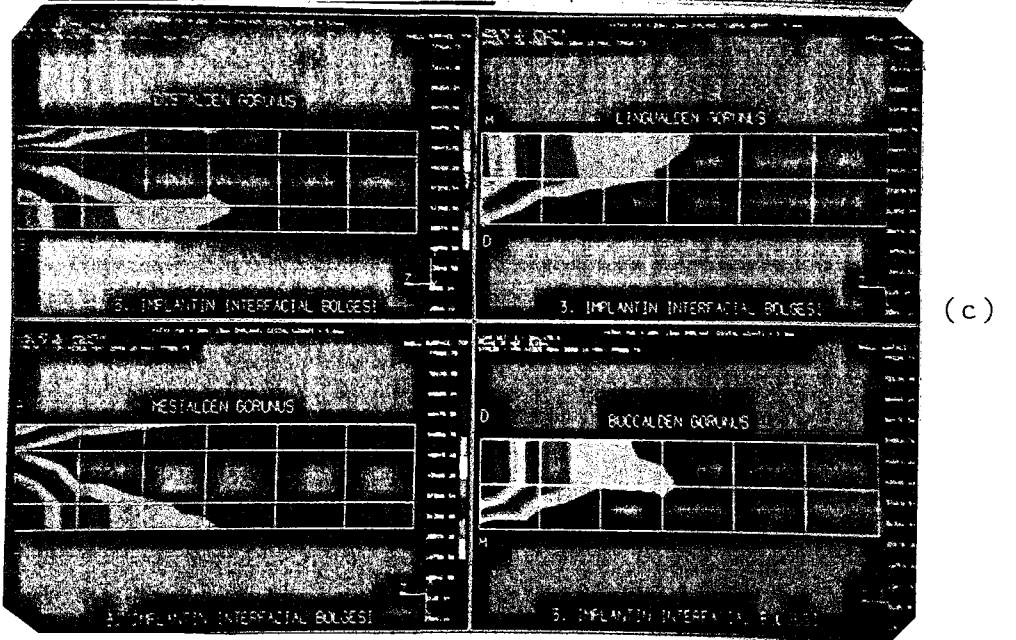
Yatay yük=20 N,15mm,İmplant,Distal uzantısı=5,6mm
 Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmeler.
 Şekil-41a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz.



(a)

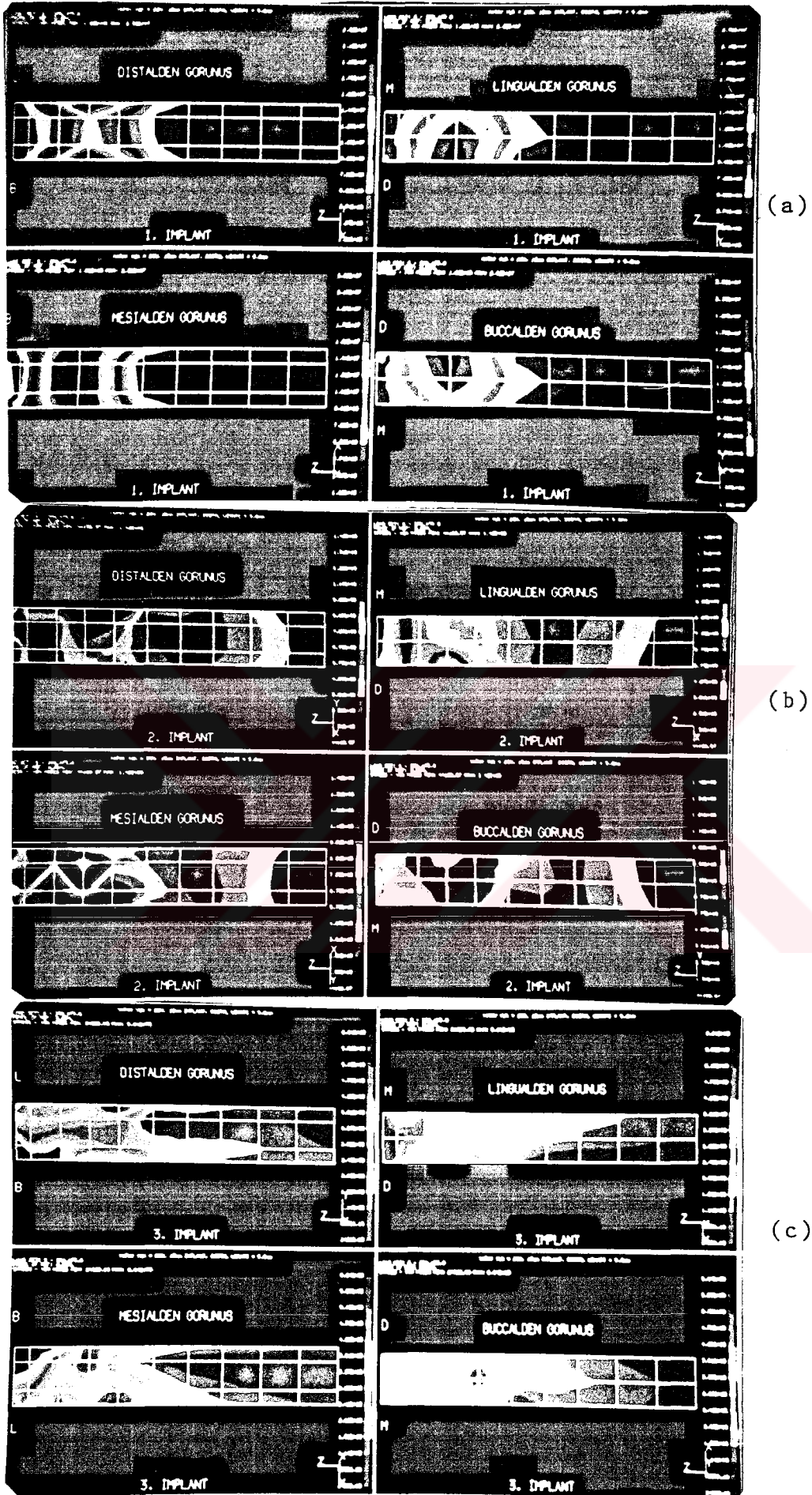


(b)

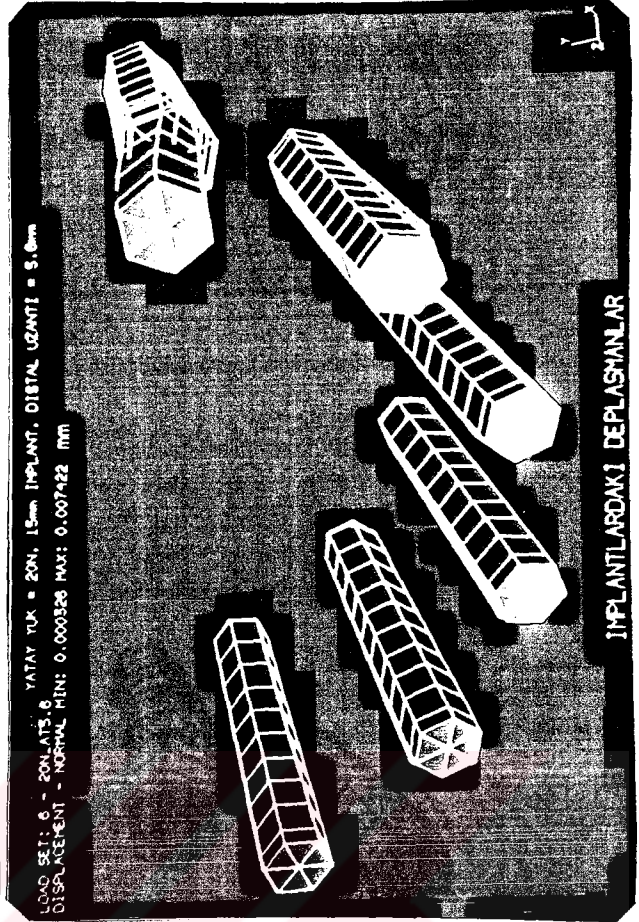
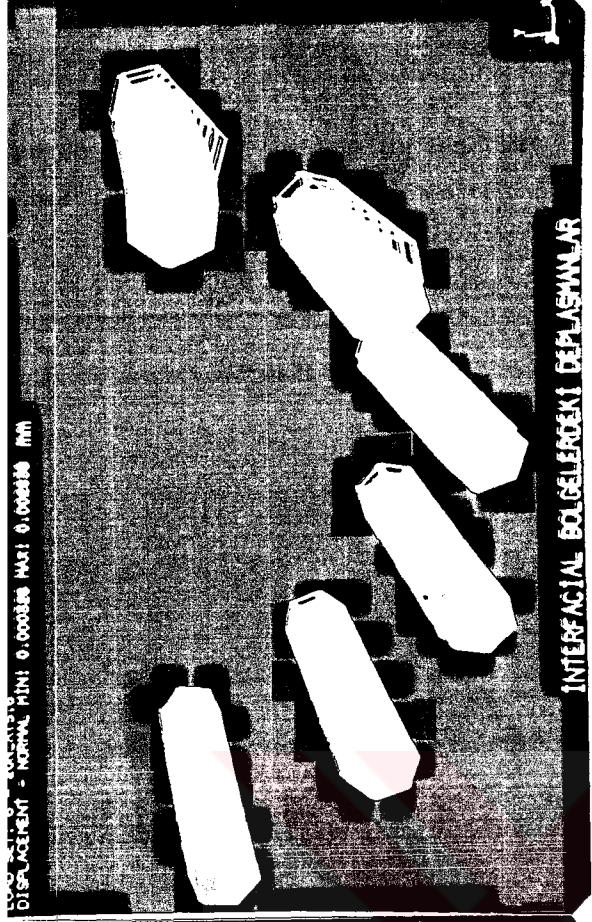
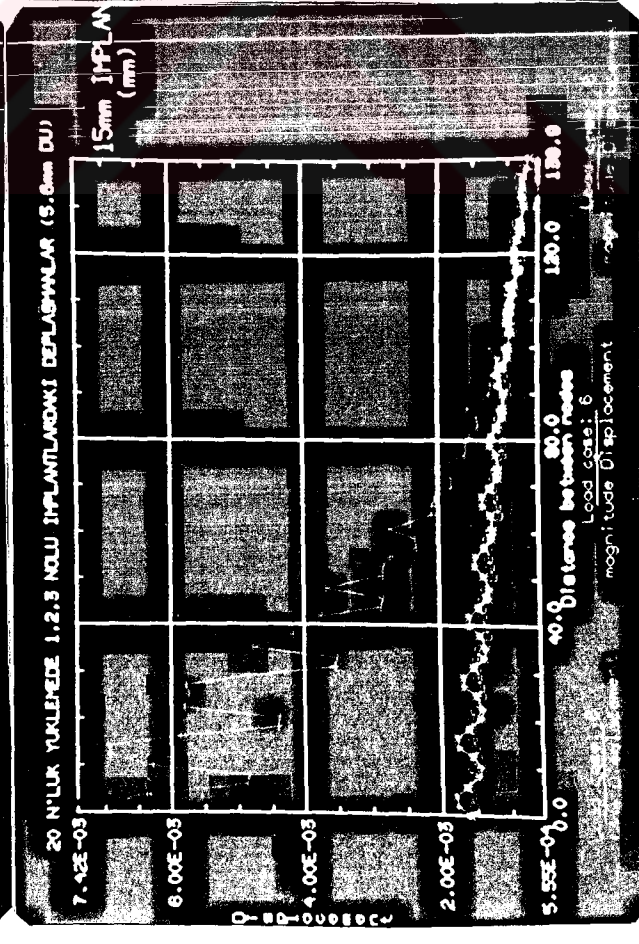
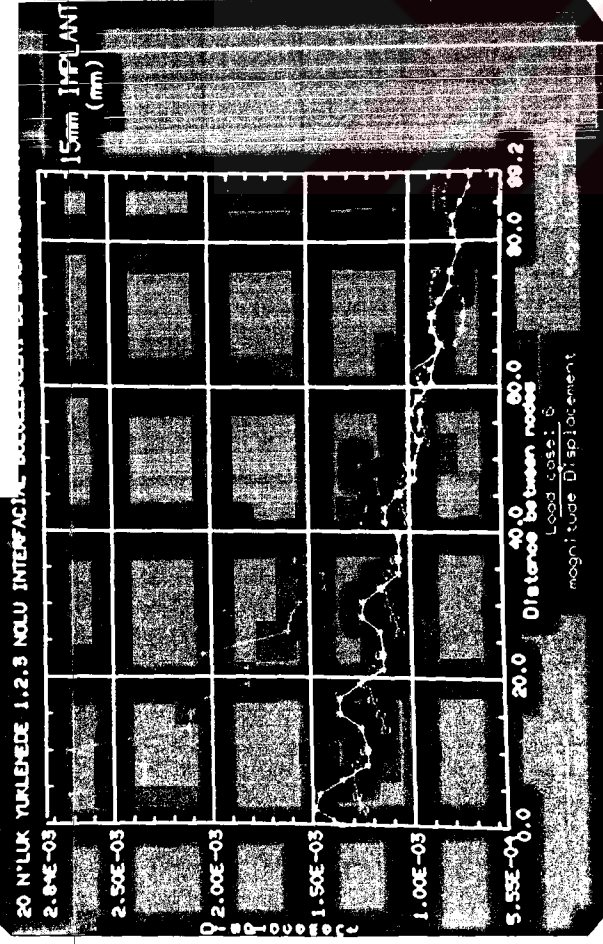


(c)

Yatay yük=20 N,15mm İmplant,Distal uzantı=5,6mm
 Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
 Şekil-42a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz.

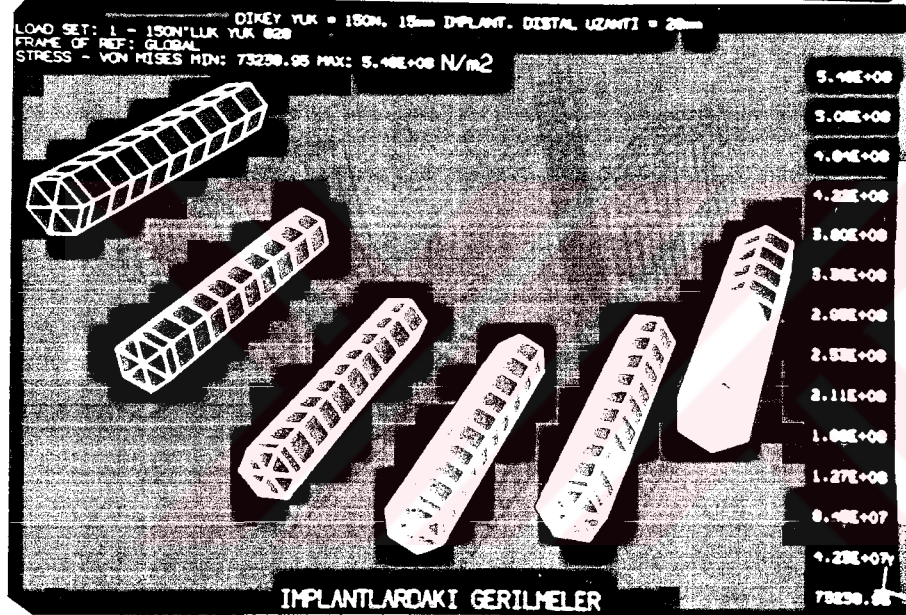
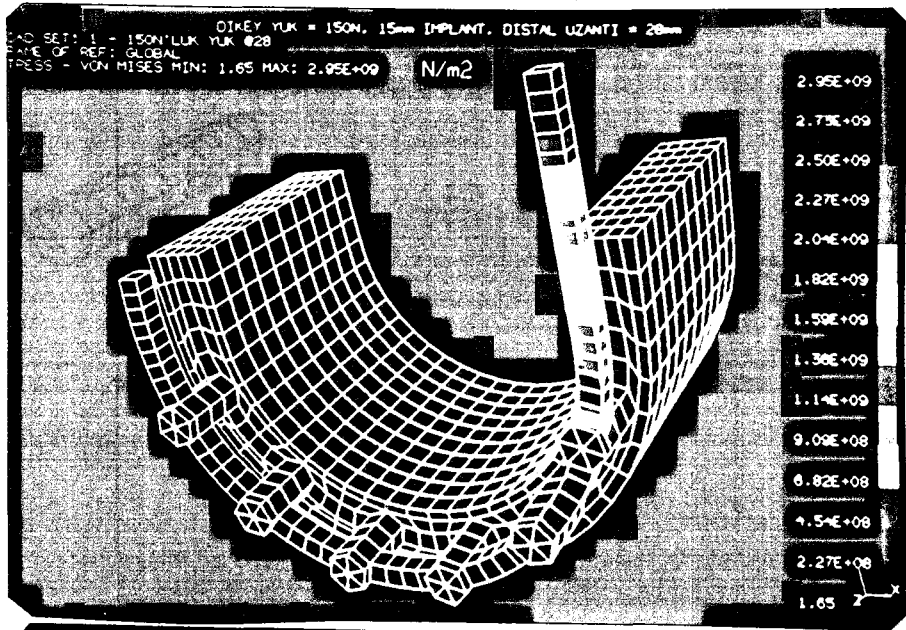


Yatay yük=20 N,15mm İmplant,Distal uzantı=5,6mm
 İmplantlardaki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
 Şekil-43a:1.İmplant b:2.İmplant c:3.İmplant.



Yatay yük=20 N, 15mm İmplant, Distal uzantısı=5,6mm
 Grafik-8a: 1, 2, 3 nolu Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar.
 b: 1, 2, 3 nolu İmplantlardaki Deplasmanlar.

Şekil-44a: Kemik-İmplant arayüzelerindeki Deplasmanlar.
 b: İmplantlardaki Deplasmanlar.

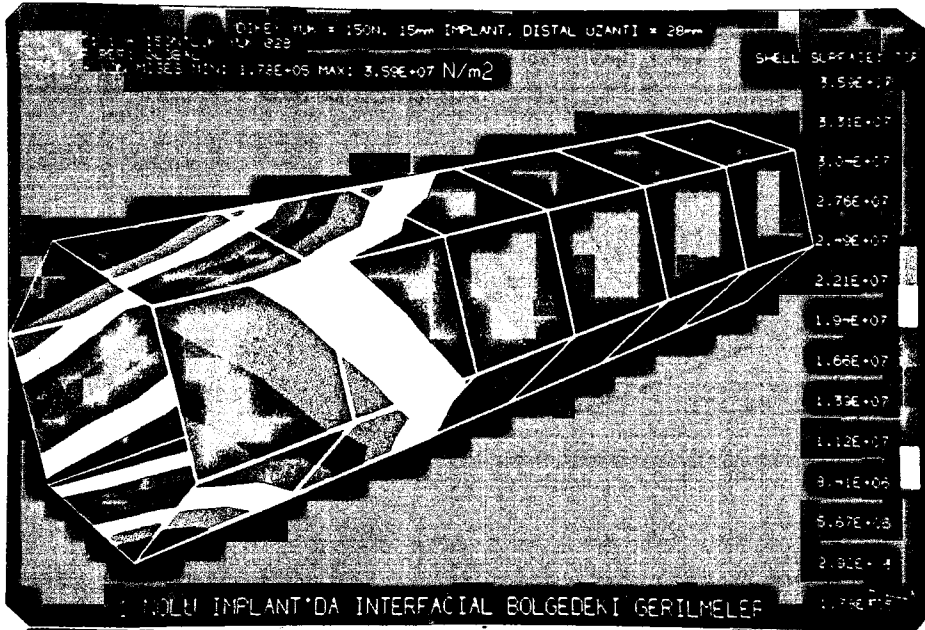


Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzantı=28mm

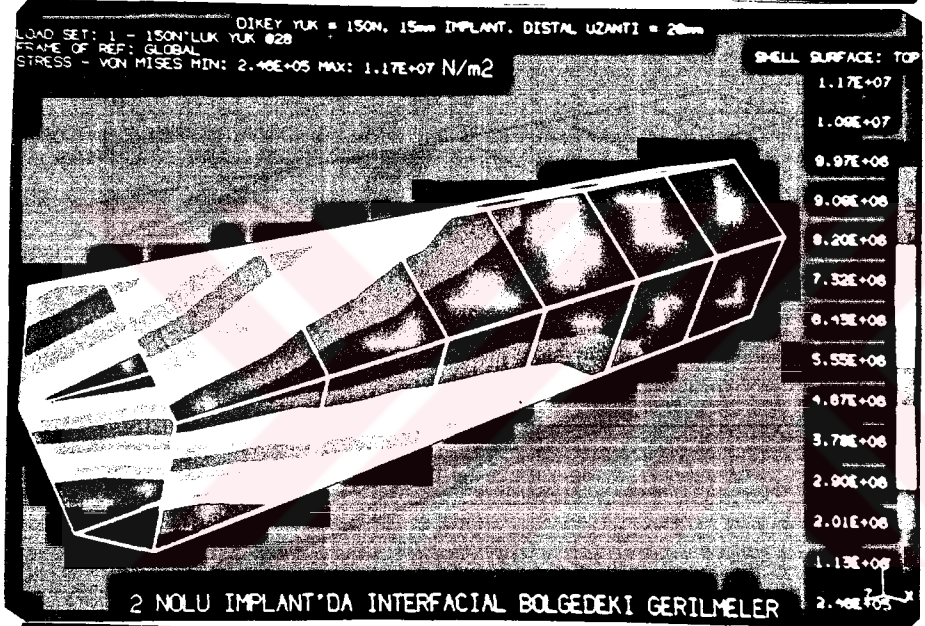
Şekil-45a:Matematiksel modeldeki gerilmeler.

b:İmplantlardaki gerilmeler.

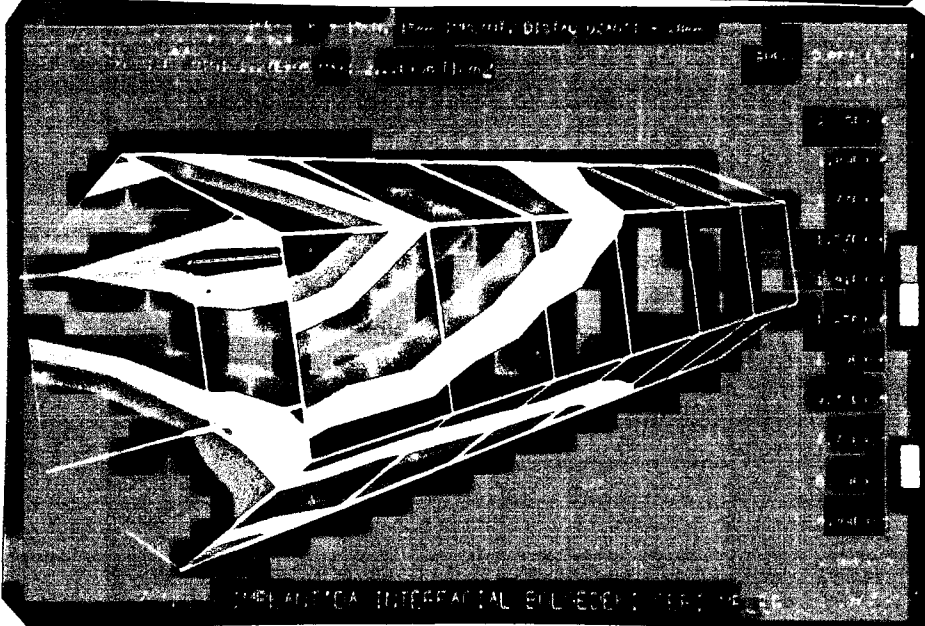
c:Kirik-İmplant ara yüzlerindeki gerilmeler.



(a)

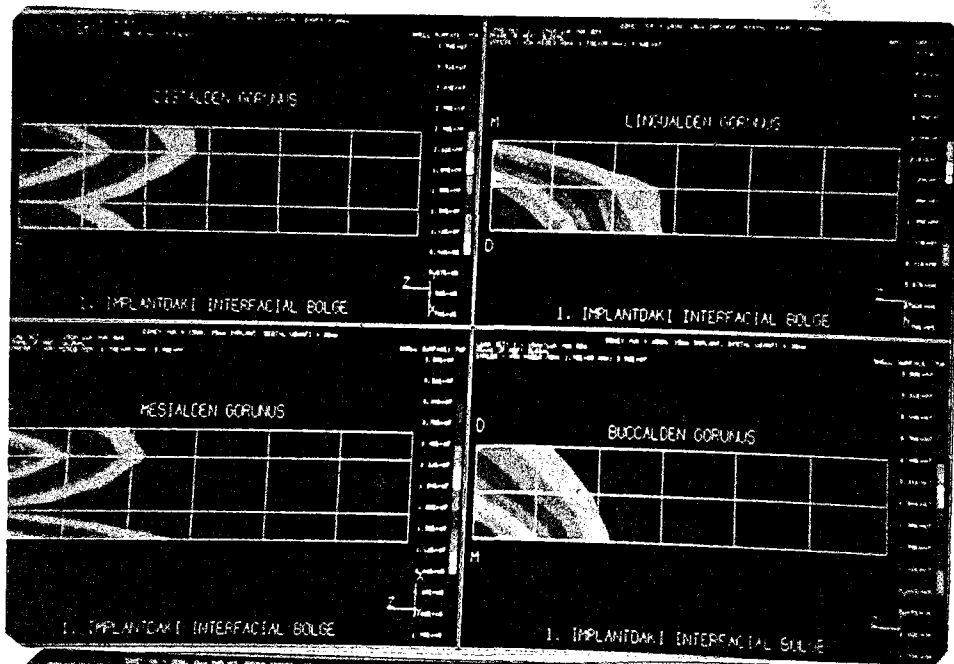


(b)

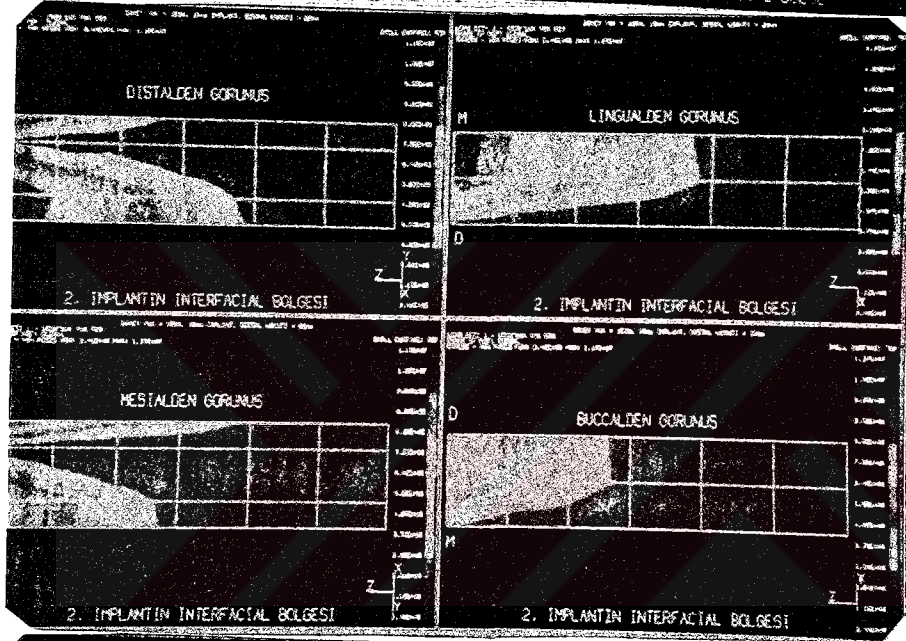


(c)

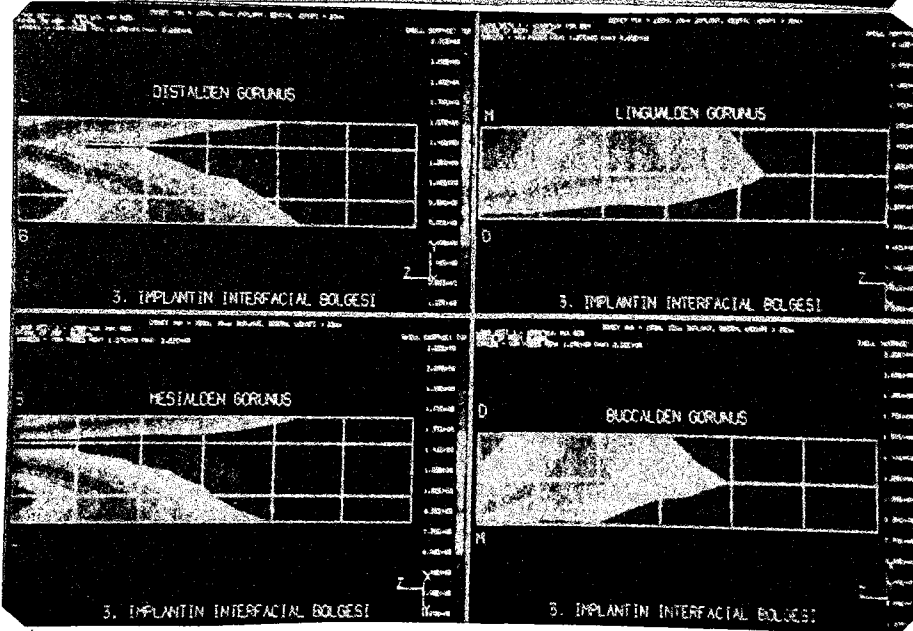
Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzantısı=28mm
 Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmeler.
 Şekil-46a:1,Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz.



(a)

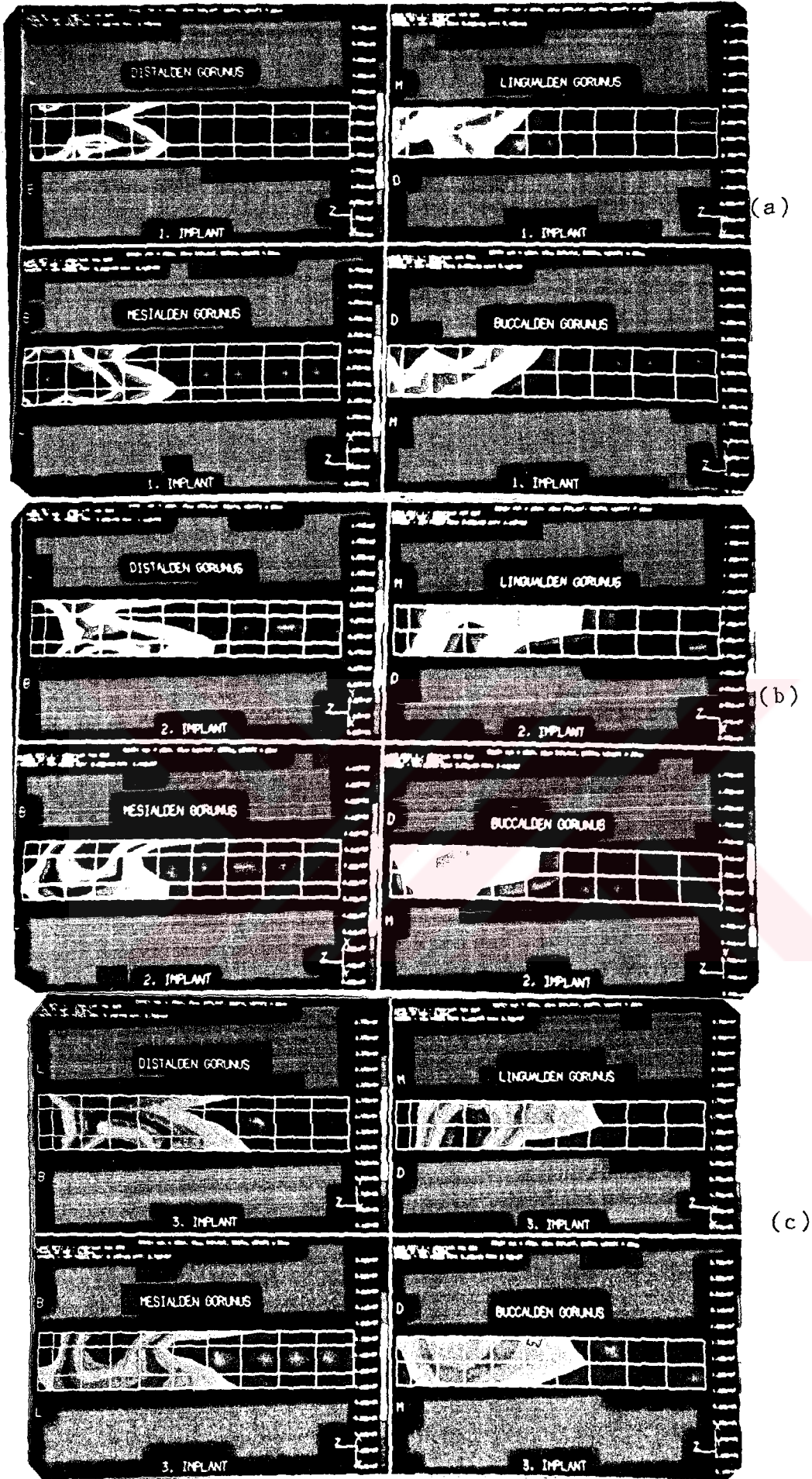


(b)



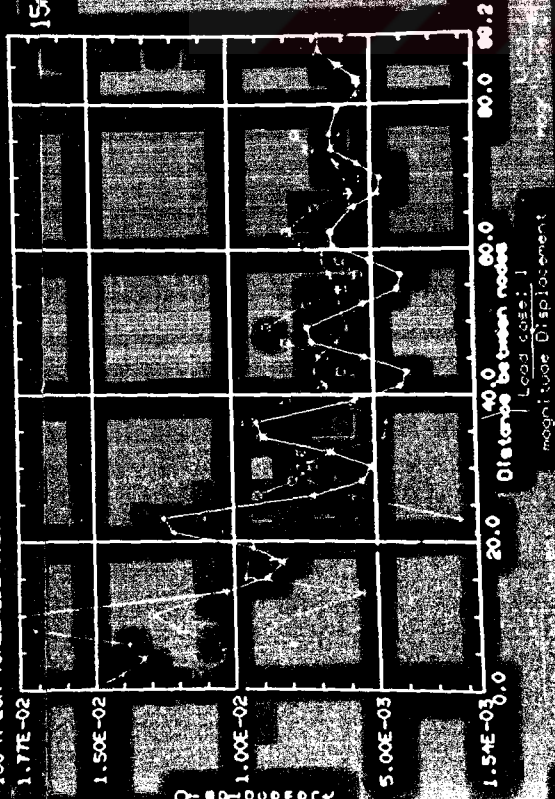
(c)

Dikey yük=150 N,15mm İmplant,Distal uzantı=28mm
 Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
 Şekil-47a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz.



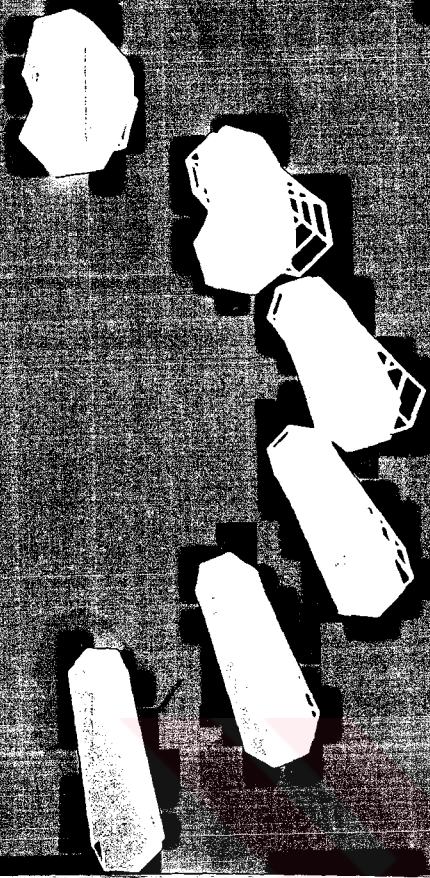
Dikey yüz=150 N,15mm İmplant,Distal uzantı=28mm
İmplantlardaki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
Şekil-48a:1.İmplant b:2.İmplant c:3.İmplant.

150 N'LIK YUKLEMEDE 1.2,3 NOLU INTERFAS



15mm İMPLANT (mm)

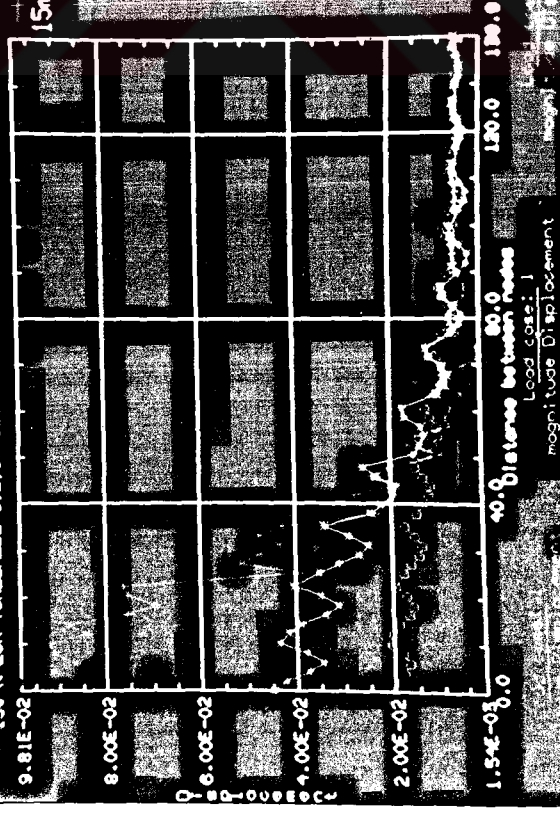
DISPLACEMENT - NORMAL MIN: 0.000798 MAX: 0.017878 mm



INTERFASIAL BÖLGELERDEKİ DEPLASMANLAR

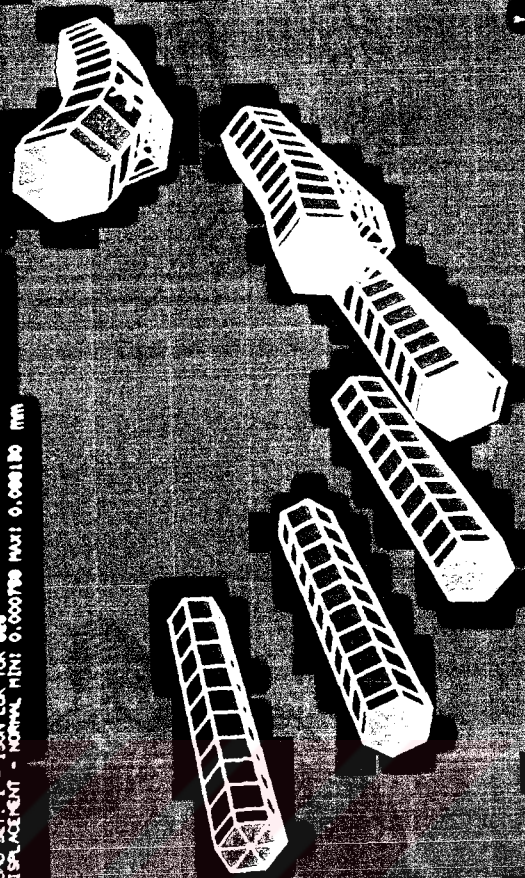
DIKEY YÜK = 150N, 15mm İMPLANT, DİSTAL UZANTI = 28mm
DISPLACEMENT - NORMAL MIN: 0.000798 MAX: 0.008180 mm

150 N'LIK YUKLEMEDE 1.2,3 NOLU İMPLANTLARDAKİ DEPLASMANLAR (28mm DÜ)



15mm İMPLANT (mm)

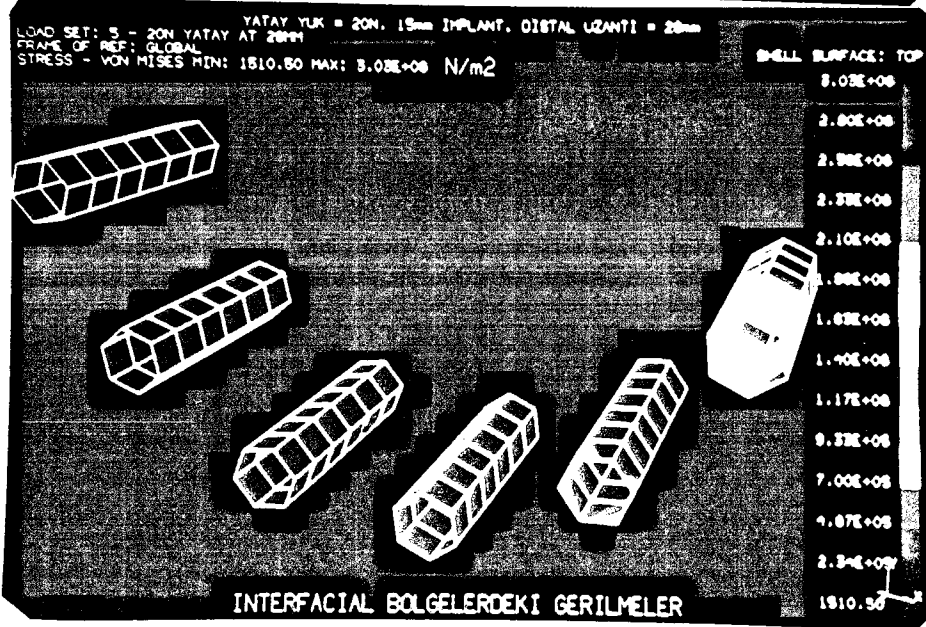
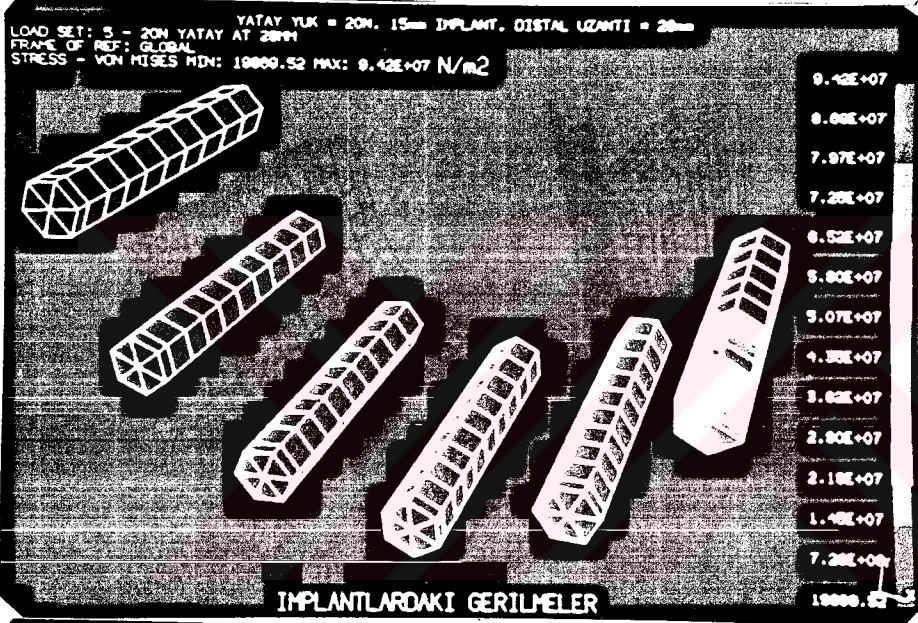
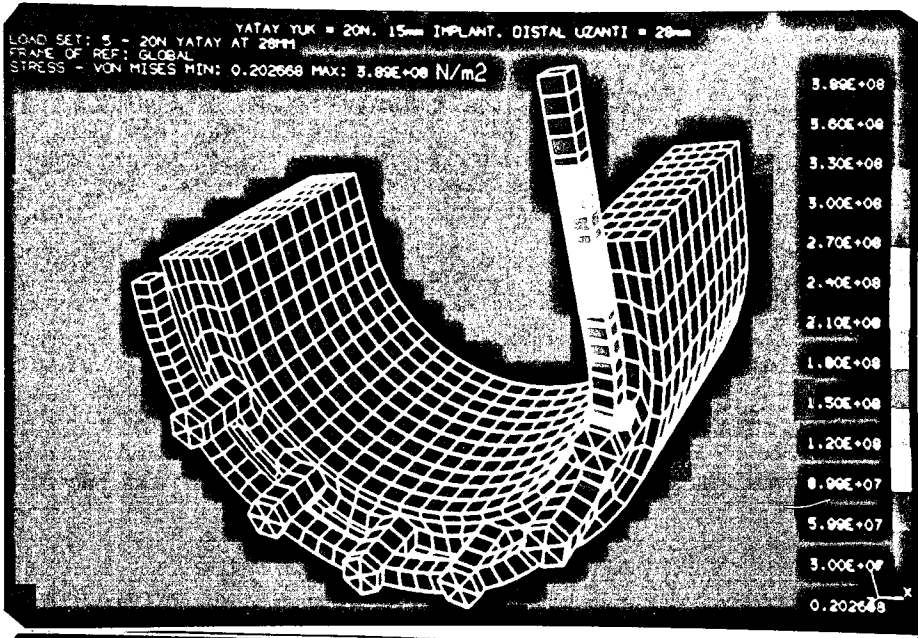
DISPLACEMENT - NORMAL MIN: 0.000798 MAX: 0.008180 mm



İMPLANTLARDAKİ DEPLASMANLAR

Grafik-9a:1,2,3 nolu Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar.
b:1,2,3 nolu İmplantlardaki Deplasmanlar.

Dikey yük=150 N, 15mm İmplant, Distal uzantı=28mm
Şekil-49a:Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki Deplasmanlar.
b:İmplantlardaki Deplasmanlar.

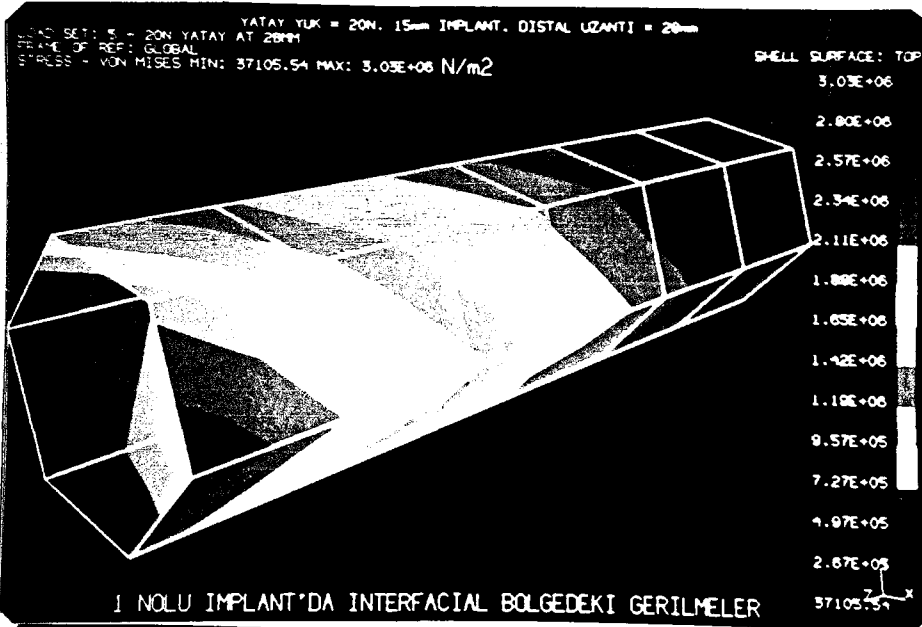


Yatay yük=20 N,15mm İmplant,Distal uzantı=28mm

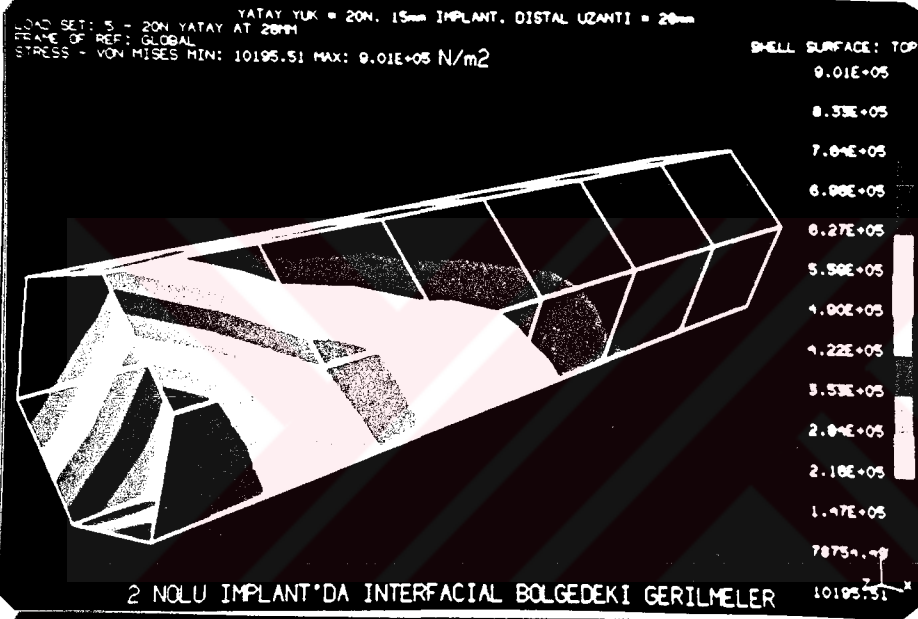
Şekil-50a:Matematiksel modeldeki gerilmeler.

b:İmplantlardaki gerilmeler.

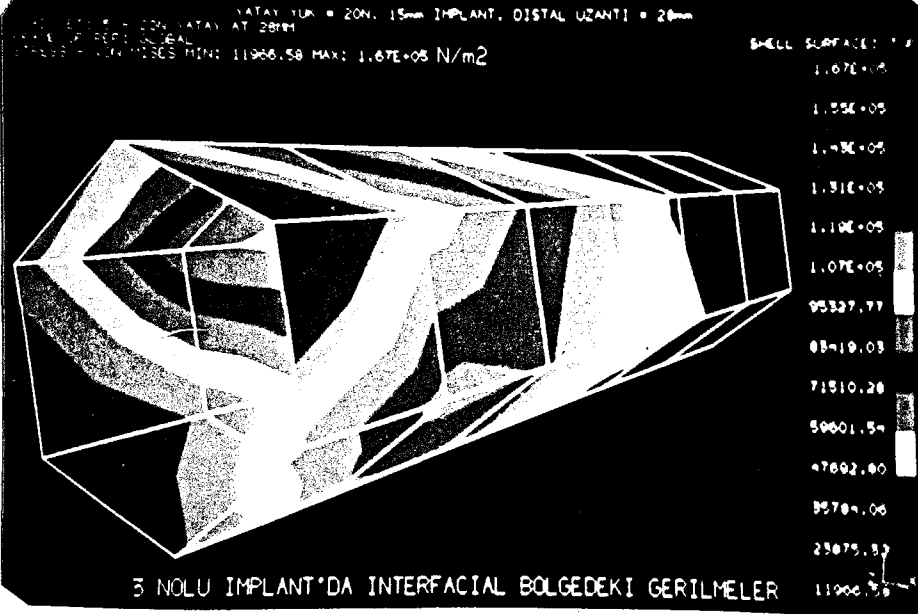
c:Kemik-İmplant ara yüzeylerindeki gerilmeler.



(a)

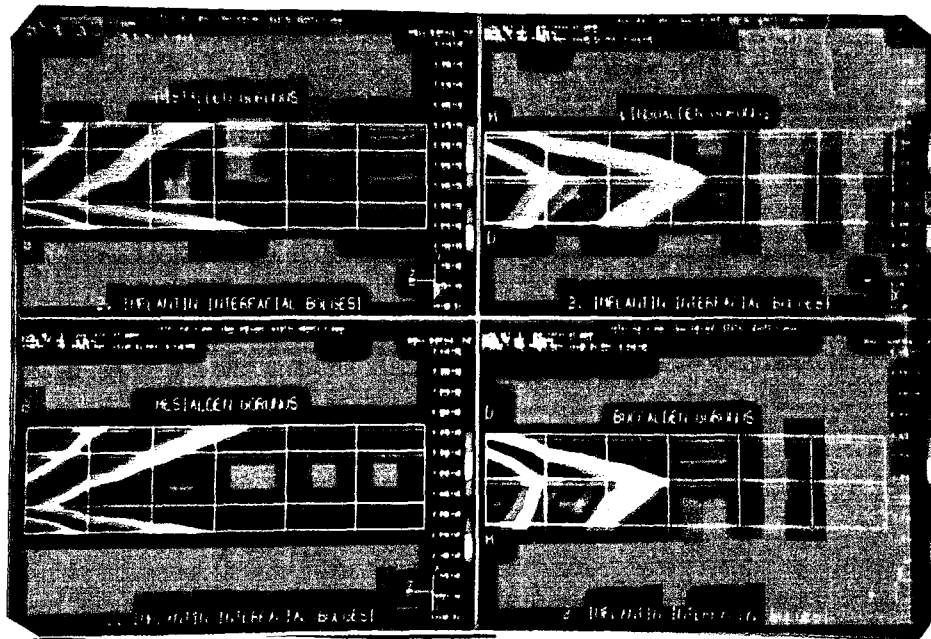


(b)

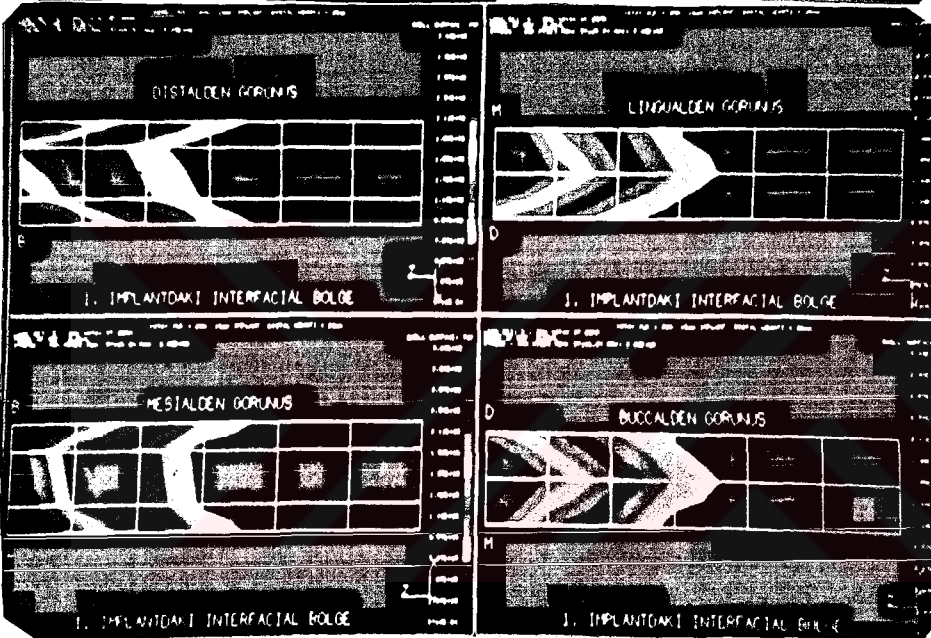


(c)

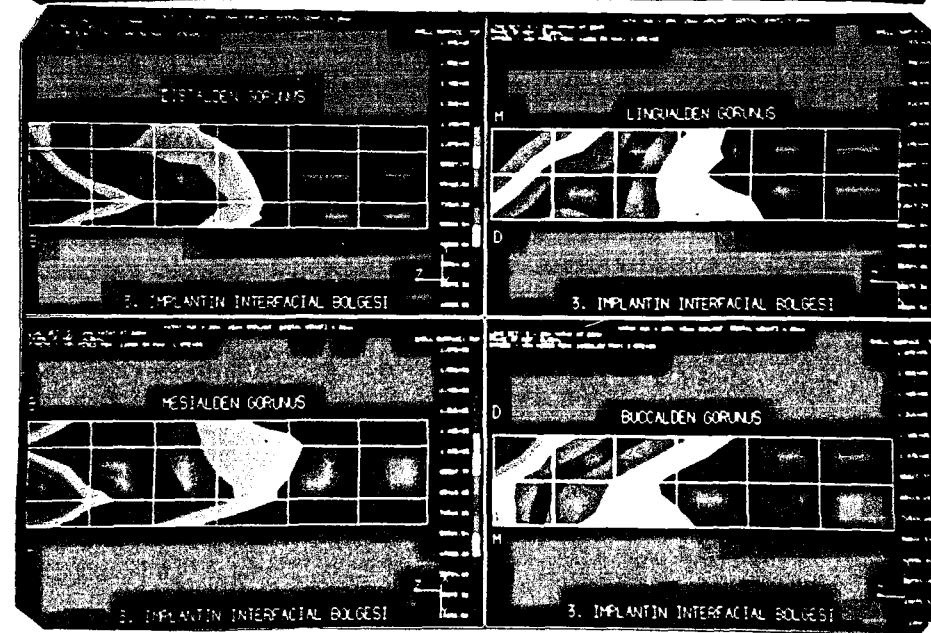
Yatay yük=20 N,15mm İmplant,Distal uzantı=28mm
 Kemik-İmplant ara yüzeyindeki gerilmeler.
 Şekil-51a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz



(a)



(b)

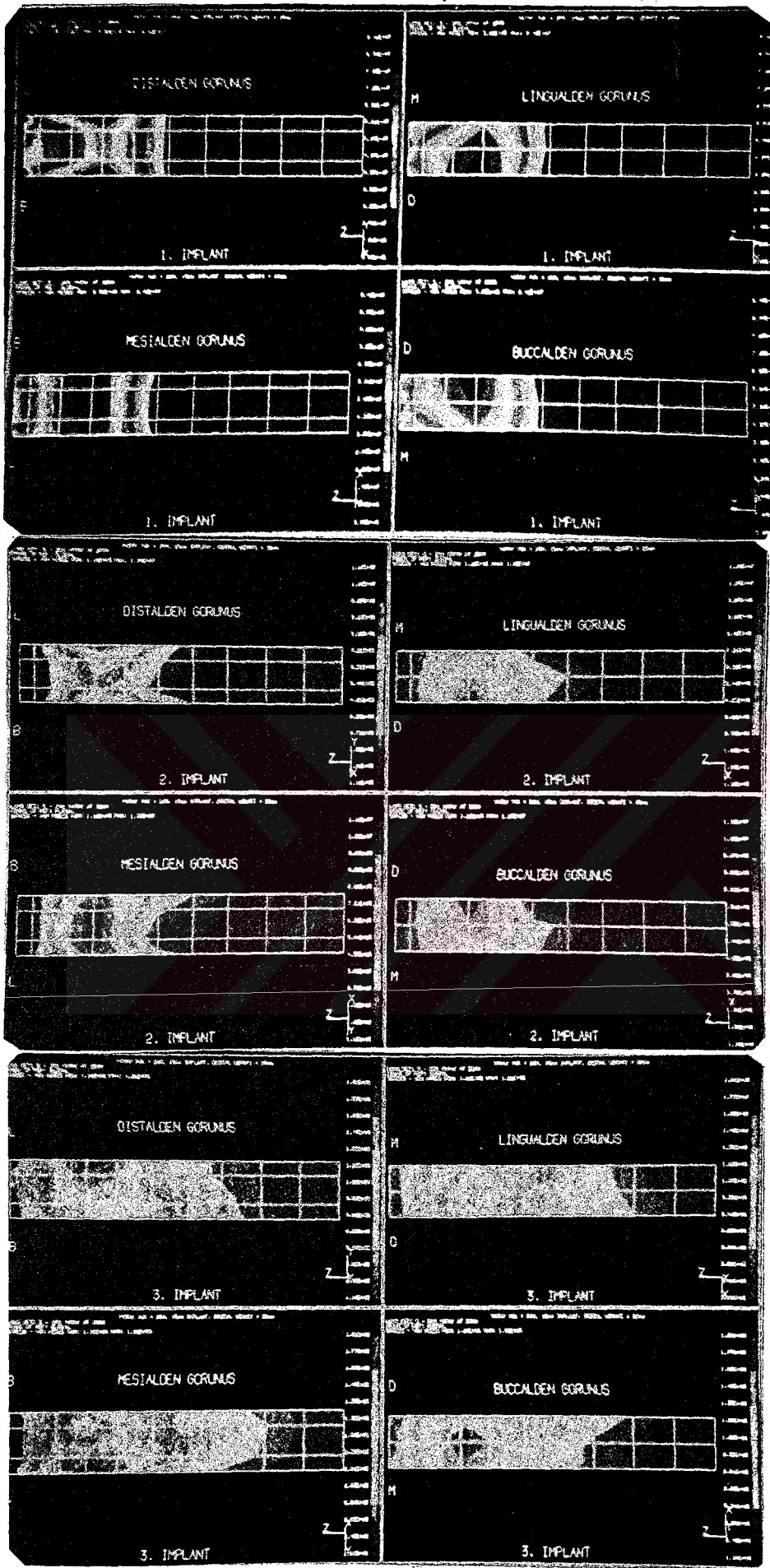


(c)

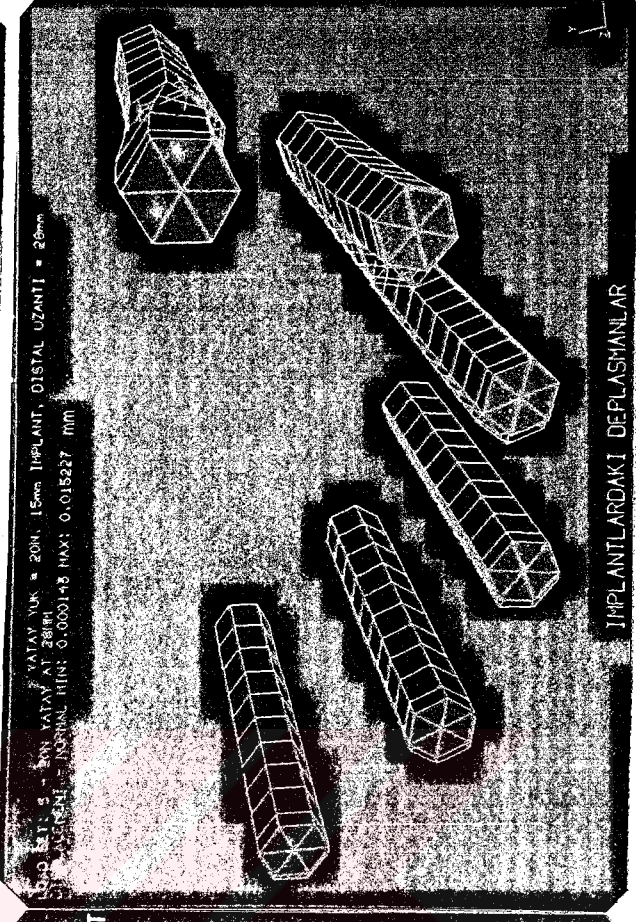
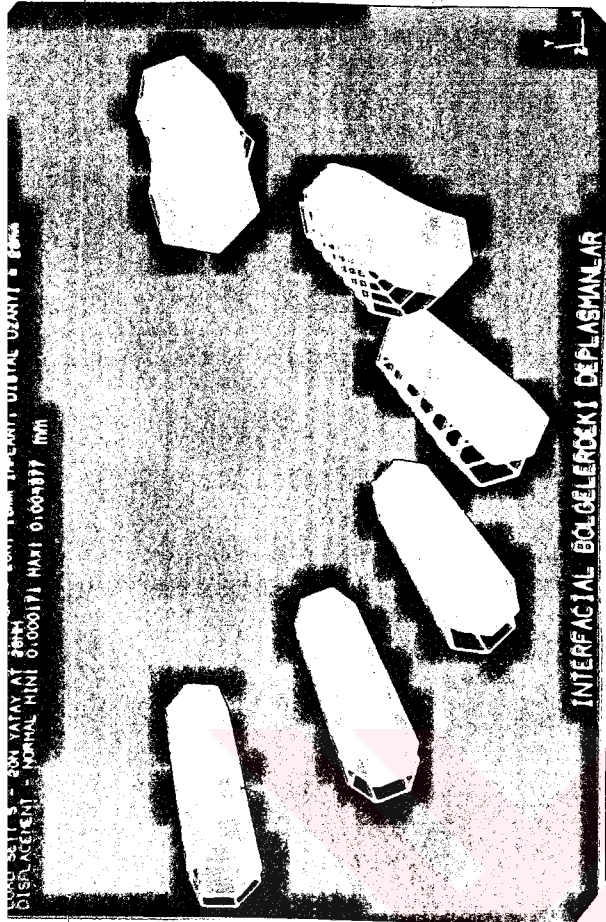
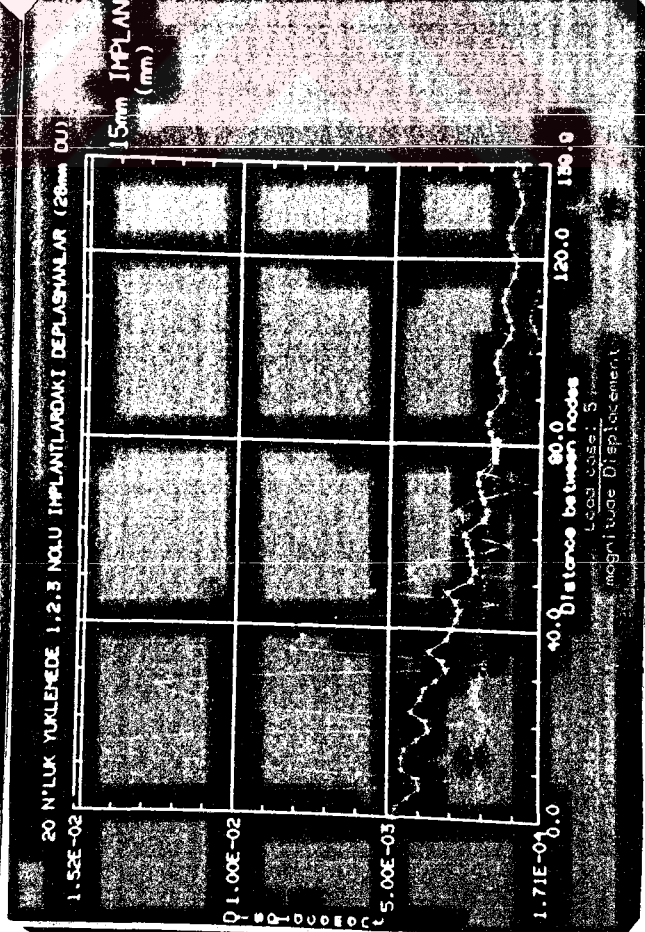
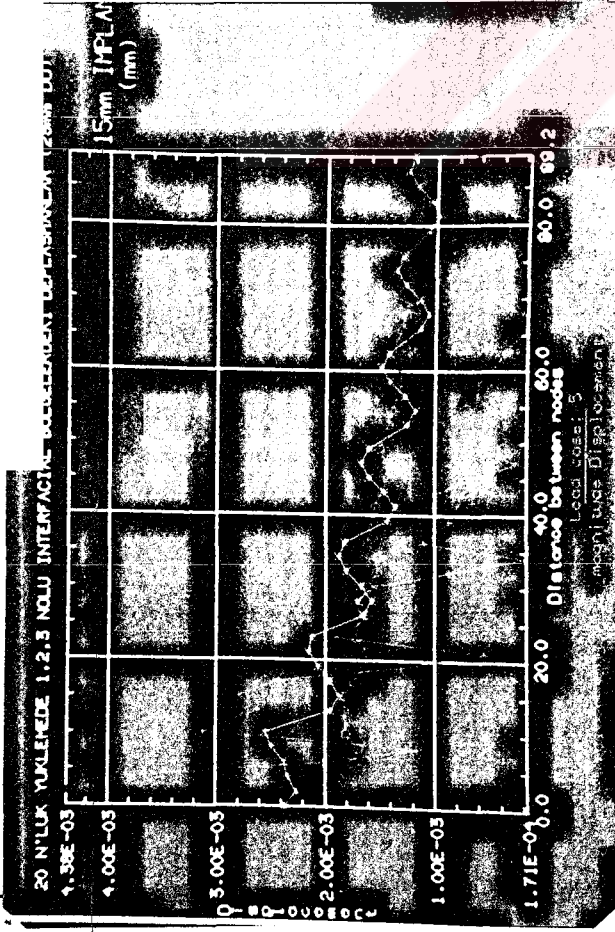
Yatay yük=20 N,15mm İmplant,Distal uzantı=28mm

Kemik-İmplant ara yüzündeki gerilmelerin dört yüzden görünümü.

Şekil-52a:1.Ara yüz b:2.Ara yüz c:3.Ara yüz



Yatay yük=20 N,15mm İmplant,Distal uzantı=28mm
 İmplantlardaki gerilmelerin dört yüzden görünümü.
 Şekil-53a:1.İmplant b:2.İmplant c:3.İmplant.



Grafik-10a: 1,2,3 nolu Kemik-İmplant ara yüzlerindeki Deplasmanlar.
b: 1,2,3 nolu İmplantlardaki Deplasmanlar.

Yatay yük=20 N, 15mm İmplant, Distal uzantısı=28mm
Şekil-54a: Kemik-İmplant ara yüzlerindeki Deplasmanlar.
b: İmplantlardaki Deplasmanlar.

5 - TARTIŞMA

İki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi çeşitli dental yapı ve malzemelerin yük altındaki davranışlarını belirlemek amacıyla son zamanlarda sıklıkla kullanılmaya başlamıştır. Ancak simetrik olmayan dental yapıların iki boyutlu simülasyonu ile yapılan bu tip analizlerin, gerçek yapıdaki stres dağılımlarını ve miktarlarını ne ölçüde verebileceği tartışma konusudur.

Biz çalışmamızda 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemini kullandık. Bu yöntem destek kemikteki streslerin dağılımını ve üçüncü boyutta oluşabilecek konsantrasyonları gerçeğe daha yakın olarak verebileceğinden 2 boyutlu yöntemle göre birçok avantajlara sahiptir (9).

Herhangi bir yapı içindeki yüke karşı oluşan reaksiyonları incelemek amacıyla kullanılan stres analiz yöntemleri içinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

- Muntazam geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilirliği,
- Gerçek yapıya çok daha yakın bir modelin hazırlanabilmesi,
- İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden yapının mekanik özellikleri ile uygunluğunun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi,
- Hem stres dağılımının, hem de deplasmanların birlikte ve çok duyarlı olarak elde edilebilmesi
- Deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi gibi üstünlüklere sahiptir (41)

Buna karşın bu yöntem lineer elastik bir analiz yöntemidir. Bunun anlamı, yapılardaki deformasyon yada şekil değişikliği uygulanan yükle orantılı ancak deformasyon oranından bağımsız demektir. Oysa canlı dokular için bir plastik deformasyon sınırı söz konusudur.

Araştırmamızda kullandığımız tüm materyaller homojen ve isotropik olarak kabul edilmesine rağmen, özellikle kemik dokusu non-homojen ve anizotropik bir yapıya sahiptir.

İşte bu sebeplerden dolayı, sonlu elemanlar yöntemi ile elde edilen sonuçlar gerçek değerlere birer yaklaşımdır. Ve bu yüzden karşılaştırmalı olarak değerlendirilebilir.

Davis ve arkadaşları (34, 35), osseointegre protezlerde total stres dağılımının fonksiyonel ve parafonksiyonel yüklere, protezin uyumuna, cantilever uzunluğuna, çevre kemik doku ve protezde kullanılan materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerine bağlı olduğunu belirtmiştir.

Bizde çalışmamızda iki ayrı değişkenin (implant boyu - distal uzantı) kemik- implant ara yüzündeki stres dağılımına etkisini inceledik.

Branemark ve arkadaşları (18), osseointegrasyonu kemik-implant arasında sürekli ve sıkı bir bağlantı olarak tanımlamıştır. Ancak implant yüzeyinin % 100 kemikle çevrili olduğu kavramı çok gerçekçi değildir. Birçok histolojik çalışmalarda değişik tip implantların yüzeyinde direk kemik bağlantısı gösterilmiştir. Fakat bu histomorfometrik çalışmalar bukko-lingual veya mesiodistal yönlü olup 2 boyutludur. Akagawa ve arkadaşları (2), çok ince histolojik kesitleri projeksiyonla üç yönlü incelemiş ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi için daha doğru bir arayüz morfoloji yaratmaya çalışmışlardır. Fakat bu çalışmada da sonuçlar 3 boyutlu konfigürasyonun oluşturulması için yeterli bilgi vermemektedir. Bu açıdan sonlu elemanlar stres analiz yönteminde arayüz morfolojisi ve materyal özelliklerini tam anlamı ile gerçek yapıya göre şekillendirmek için var olan bilgiler yetersizdir.

Meijer ve arkadaşları (93), yaptıkları sonlu elemanlar stres analiz yöntemi çalışmalarında mandibulanın deformasyonun oluşan stres miktarları üzerine etkili olduğunu, eğer model mandibulanın deformasyonu göz önüne alınmadan oluşturulursa, yapılan stres analizlerinin eksik olacağını belirttiğinden, çalışmamızda sınır koşullarını belirlerken alt çenenin deformasyonuna izin verecek şekilde kemik bloğu sadece distal yüzlerde hareketsiz kabul ettik.

Osseointegre sabit protez kullanan hastalarda maksimal ısırma kuvvetinin ortalama 143 N olduğunu ve çiğneme yüklerinin distal cantilever kısma doğru arttığını göz önüne alarak çalışmamızda 150 N'luk dikey ve 20 N'luk yatay kuvvetleri, yükün arttığı ve implantlar açısından kritik olduğu düşünülen cantileverin en distal bölümüne uyguladık (57).

Kemiğin periimplant bölgesindeki biyolojik cevabı, fonksiyonel kuvvetler sonucu oluşan streslerin konstrasyonu ve büyüklüğüne bağlıdır. İmplantların uzun süreli kemik içi ankrajı, osseointegrasyonun ve marjinal kemik yüksekliğinin korunması ile ilgilidir. Marjinal kemik yüksekliği ise, marjinal yumuşak dokuların sağlığı, yeterli ve uniform bir marjinal stres dağılımından etkilenir (44).

Borchers ve Reichart (17), Clelland ve arkadaşları (31), Hadeed ve arkadaşları (51), Meijer ve arkadaşları (93), Rieger ve arkadaşları (111), Siegele ve Soltesz (116)'ın sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile yaptıkları çalışmalarında olduğu gibi bizim çalışmamızda da tüm modellerde horizontal ve vertikal yükler altında maksimum stres konsantrasyonları implantın boyun bölgesindeki marjinal kemikte yoğunlaşmıştır. Bu açıdan sonuçlara baktığımızda, özellikle distal implantın marjinal kemiğindeki stres konsantrasyonları, ileride patolojik rezorbsiyon sonucu marjinal kemik kaybının oluşması açısından dikkate değerdir.

İmplantlar etrafındaki kemik kayıpları uzun süreli radyografik incelemelerle yapılmaktadır.

Adell ve arkadaşları (1), 2768 implantta 15 yıllık bir radyografik inceleme yapmışlar ve marjinal kemik yüksekliğini, implant yivlerini referans alarak mesial ve distal yönlerden ölçmüşlerdir. Yapılan ölçümlerdeki implantlar için ortalama kemik kaybı kemiğin yeniden şekillenme döneminde 0.5 mm, daha sonraki her yıl için ise 0,1 mm'dir.

Aynı şekilde Branemark ve arkadaşları (18), kemik içi implantlarda yaptıkları 15 yılı aşkın radyografik incelemelerde marjinal kemik kaybını ortalama yıllık 0,1 mm olarak bulmuşlardır.

Her iki çalışmada da elde edilen sonuçlarda bu kemik kayıpları mesial ve distal yüzlerden alınan ölçümler sonucu elde edilmiştir. Çalışmamızda özellikle horizontal yüklemde boyun bölgesinde oluşan maksimum stres konsantrasyonları mesiolingual ve distobukkal yönde olduğundan ve oluşan bu konsantrasyonların lingual ve bukkal yüzlerde, mesial ve distal yüzlere göre daha fazla rezorbsiyon yaratma ihtimali söz konusu olabilir.

Biomekanik analizlerle elde ettiğimiz bu varsayımlar klinik olarak implantlarının değerlendirilmesinde önemli bir kriter olan marjinal kemik kaybının belirlenmesinde kullanılan metotların geliştirilmesi gerekliliğini göstermektedir.

Kemiğin fonksiyonel kuvvetler sonucu oluşan yüklere karşı cevabı apozisyon veya rezorbsiyon şeklinde olabilir. Ancak oluşan gerilmelerin büyüklüğü ve yönünün bu yeniden şekillenme işleminde apozisyon ve rezorbsiyon stimülasyonuna etkisi bilinmemektedir.

Öncelikle streslerin veya gerilmelerin kemiğin yeniden şekillenmesini indüklediği fikri ortaya atılmıştır. Öte yandan kompresif streslerin kemik gelişimini ilerlettiğini, gerilim streslerinin ise rezorbsiyona neden olduğunda düşünülmektedir. Tavşanlarda yapılan çalışmalarda maksimum kemik formasyonun 3 ile 4 N/mm² civarındaki sıkışma streslerinde meydana geldiği, kemikteki fizyolojik stres limitlerinin yüklenmiş bir dişte 25 N/mm² olduğu gösterilmiştir (17).

Callus içindeki gerilme ile fraktür sahasındaki kemik gelişiminin ilişkisi olduğundan yeniden şekillenmeyi gerilme derecesi belirler. Gerilimin matrix bağlanma faktörlerini, intralaküner basıncı ve likit akış potansiyelini arttırdığı düşünülmese rağmen, yeniden şekillenmenin artması, mezenkimal kökenli hücrelerin proliferasyonu ve prediferansiye olmuş osteogenitör hücrelerin gelişimini içeren hiperplastik bir cevabın sonucudur.

Çalışmamızda ara yüzde en yüksek gerilim değeri distal uzantının 28 mm, implant boyunun 15mm olduğu durumda ve 150 N'luk dikey yükte en distaldeki implant-kemik ara yüzeyinde olup 35.9 N/mm² dir. Bu değer kemik için belirtilen fizyolojik gerilim limitlerinin üstündedir. Uyguladığımız yüklerin ağız içinde daha yüksek değerlere erişebileceği düşünülürse distaldeki implantın kemik- implant ara yüzeyinde, mikrofraktürlerin görülebileceği ve böylece patolojik rezorbsiyon için gerekli zeminin oluşabileceği düşünülebilir.

Moy ve Bain (98), 2179 Branemark implantında yaptıkları uzun süreli incelemelerde implantların boyu arttıkça başarısızlığın azaldığını görmüşlerdir.

Friberg ve arkadaşları (45) ise, 4641 Branemark implantında yaptıkları incelemelerde, başarısız implantların bir çoğunun kemik kalitesi düşük maksillada ve 7 mm boyundaki implantlarda olduğunu bildirmiştir.

Buna karşın Meijer ve arkadaşları (93), implant boyunun çevre kemik dokusundaki stres dağılımına etkisini iki boyutlu sonlu elemanlar metodu ile incelemiş ve 100 Newton yük, 1,3,5,7,9,11,13 mm'lik implantlara uygulandığında, streslerin implant boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaştığını, ancak kemikteki bu stres değerleri arasında değişik implant uzunluklarında büyük bir fark görmediğini de bildirmiştir.

Çalışmamızda da 7,15 ve 20 mm implantların yük altındaki davranışları incelenmiş ve kemik- implant ara yüzeylerindeki stres değerleri arasında belirgin bir fark bulunamamıştır.

Elde ettiğimiz sonuçlara göre sabit osseointegre protezlerde implant boyunun arttırılması kemik desteğini arttırmasına rağmen, oluşan yüklerin kemiğe transferine etkili olamamıştır. Bu açıdan implanta gelen okluzal yüklerin yarattığı kemik içi streslerin mümkün olduğunca azaltılmasında, sadece implantın geometrik konfigürasyonunun değil bunun yanında arkın şekli, gelen okluzal kuvvetlerin şiddeti ve yönü, implant materyalinin özellikleri, protezin rijiditesi ve uyumu, kemiğin kalitesi ve kantititesinin önemli rol oynadığı düşünülmelidir.

İmplant destekli protezlerde cantilever kısmın gerilmelere ve yer değişikliklerine direnci onun dizaynına bağlıdır. Araştırmalar I şeklinde kesite sahip cantileverin osseointegre sabit protezinde en sondaki implanttaki gerilmeleri azalttığını göstermiştir (121).

Cantilever kısmın uzunluğu Lindquiste (82), göre alt çenede 20 mm üst çenede ise 10 mm olmalıdır. Adell ve arkadaşları (1), ise cantileverin alt çenede 2 diş üst çenede ise 1 diş kadar uzatılabileceğini bildirmiştir. Rangert (105),cantilever uzunluğunun kemiğin kalitesine bağlı olduğunu ve bu açıdan daha yoğun olan alt çenede bu uzunluğun 15 ile 20 mm, daha pöröz yapıdaki maksilla için ise, 10 mm kadar olabileceğini belirtmiştir. Yine aynı araştırmacı, implant üzerine gelen yükleri analiz etmiş ve cantilevere sahip implant protezinde implantlara gelen yükleri belirleyen en önemli faktörün cantilever uzunluğunun, anterioposterior yönde implantlar arasındaki mesafeye oranı olduğunu bildirmiştir (105).

William ve arkadaşları (132) ise, sonlu elemanlar metodu ile yaptığı çalışmalarında cantileverin uzunluğunun 12 mm kadar olması gerektiğini ortaya koymuştur.

Mailath ve arkadaşlarının (84), yaptıkları sonlu elemanlar stres analizlerinde de cantilever uzunluğunun artmasının kemik-implant ara yüzündeki kayma streslerini arttırdığı tespit edilmiştir.

Lindquist ve arkadaşları (78) ise, mandibular sabit protezlerde yaptıkları 6 yıllık radyografik incelemelerde, cantilever uzunluğunu kemik kayıpları ile karşılaştırmış ve uzunluk arttıkça medial implanttaki kemik kaybının arttığını göstermiştir.

Çalışmamızda 5.6 , 14 ve 28 mm cantilevere sahip 15 mm'lik implantlarla destekli sabit osseointegre implant protezlerde gelen okluzal yüklerin implant ve kemik- implant yüzeylerinde oluşturduğu gerilimler incelenmiş, cantileverin uzunluğu arttıkça implantlardan kemiğe geçen yüklerin arttığı ve kemik-implant ara yüzeylerinde oluşan gerilimlerin orantılı bir şekilde yükseldiği görülmüştür.

Araştırmamızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre sabit osseointegre protezlerde protezin planlaması çok önemlidir. Özellikle cantilever bölgesinin uzunluğu, kemik-implant ara yüzeylerindeki streslerin artmasında önemli bir faktör olduğundan bu bölgeye gelen okluzal yükler mümkün olduğunca azaltılmalıdır. Bu ise lateral hareketler esnasında oluşan prematüre kontakların ortadan kaldırılması, tüberkül eğimlerinin azaltılması ve elastik modülü yüksek restoratif okluzal materyallerin kullanımı ile sağlanabilir.

Çiğneme dentisyonda vertikal kuvvetler yaratır. Buna karşın dişlerin tüberkül eğimleri ve mandibulanın horizontal hareketleri transversal kuvvetlerin doğmasına yol açar. Aksial kuvvetler implant boyunca düzenli olarak dağıldığından biomekanik açıdan daha avantajlıdır. Transversal kuvvetler yada implantın uzun aksına paralel ancak koaksial kuvvetler, implantta bir eğilme momenti yaratırlar ve bunun sonucu kemikte aşırı stresler oluşabilir (106).

Biz çalışmamızda 150 N'luk vertikal ve 20 N'luk yatay kuvvetler uyguladık. Her iki kuvvette implanta göre koaksial olmasına rağmen tüm implant-kemik-protez ünitesinde yaratacağı gerilimler farklıdır ve tüberkül eğimlerinden dolayı ağız içinde bu tip kuvvetlerin oluşma olasılığında fazladır.

Elde ettiğimiz sonuçlarda, her iki yük arasında gerilimlerin büyüklüklerinin bölgelere göre dağılımı açısından farklılıklar gözükmemektedir. Vertikal yüklerde maksimum stres değerleri implant ve kemik-implant ara yüzeylerinde, boyun bölgesinin sadece disto-bukkal ve mesiolingual yüzlerinde oluşurken, yatay yüklemelerde bu değerler boyun bölgesinde tüm yüzlerde de yoğunlaşmıştır.

Analizleri bu açıdan incelediğimizde, uyguladığımız yatay kuvvetler genellikle yüksek tüberkül eğimlerinde oluşacağı ihtimali söz konusu olduğundan, osseointegre implant protezlerde cantilever kısımdaki okluzal tablanın yapısının önemli olduğu, oluşacak bu lateral kuvvetlerin, Ismail ve arkadaşlarının da (62), belirttiği gibi tüberkül eğimlerinin azaltılarak ve okluzal tablanın sadece sentrik okluzasyonu sağlayacak şekilde düzenlenmesi yolu ile azaltılması gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Analizi yapılan modellerde en büyük yer değişiklikleri hem vertikal hemde yatay yükler altında implantların post kısmında olduğu ve özellikle distal implantın post kısmında maksimum seviyeye ulaştığı görülmüştür. Yer değişikliklerinin yönü kuvvetin yönüne göre değişmektedir. Horizontal kuvvetler karşısında distaldeki implant yukarı ve linguale doğru bir hareketlenme gösterirken diğer implantlar bukkale doğru yer değiştirmişlerdir. Vertikal kuvvetlerin etkisinde ise distaldeki implant yukarı ve linguale hareket ederken, diğer implantlarda linguale doğru bir hareket söz konusudur.

Her iki yükleme sonucu oluşan yer değişikliğinin tüm ünite içerisinde yaratacağı reaksiyonlar kemik, implant ve protezin birbirine bağlantılarındaki rijiditeye göre değer kazanır.

Kemik ile implant arasındaki bağlantı direnci, eğer bu tip yüklemelere karşı koyamayacak durumda ise, ara yüzde, gelen kuvvetlerle bağlantının bozulması sonucu mikrohareketlilik söz konusu olabilir. Bu ise hareketin miktarına göre osseointegrasyonun bozulması ve fibröz bir enkapsülasyon ihtimali doğurabilir.

Oluşan yer değişiklikleri aynı zamanda implantlar ile metal üst yapıyı birbirinden ayırmaya çalışacaktır. Bu açıdan protetik restorasyonun uyumu çok önemlidir. Pasif olarak implantlara oturmayan bir osseointegre protez bu tip yer değişiklerine daha duyarlıdır. Oluşan bu mikro hareketler protezin uyumunu daha fazla bozarak, prematüre kontakların oluşması, okluzal yüklerin eşit dağılmaması, belirli bölgelerde streslerin yoğunlaşması ile karakterize kısır bir döngüyü sağlayacak ve bu olaylar zinciri yapının tümüne etkileyerek protetik restorasyonu başarısızlığa götürecektir.

Fonksiyonel kuvvetlere karşı kemik - implant ünitesinde oluşabilecek reaksiyonların biomekanik analizleri sınırlıdır. 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile yaptığımız bu çalışmada analizde kullandığımız verilerin çoğu çeşitli deneyler sonucu elde edilmiş ortalama değerlerdir. (Çiğneme kuvvetleri, elastik modülü, poisson oranı, kemik-implant yüzeyi morfolojisi) (20, 21).

Örneğin doğal dentisyonda yapılan ölçümlerde çiğneme kuvvetlerinin aksiyal komponenti 200 ile 2440 N arasında değişirken lateral komponenti 30 N civarında olduğu bildirilmiştir. İmplant destekli protezlerde ise bu değer kapanış kuvveti olarak 42 ile 412 N arasındadır (57). Ancak implant protezlerde kapanış kuvvetleri ve kuvvetlerin implantların üzerinde yarattığı kuvvet komponentlerinin ayrılması gerekliliği vardır.

Bu yüzden eldeki bilgilerle implantlara gelen ağız içi yüklerin değerleri tahmini ve ortalama sınırlar içinde kalmaktadır (20).

Aynı durum sonlu elemanlar stres analiz yönteminde kullanılan materyal özellikleri içinde geçerlidir. İmplantın elastik modülü, yorgunluk direnci, gerilim direnci, sertliği gibi iç özellikleri ya standart test metodları ile ölçülebilir, yada literatürden alınabilir. Literatür değerleri kullanılırken dikkat edilmek zorundadır. Çünkü, yapım işlemi esnasında materyalin fiziksel ve kimyasal özellikleri değişebilir (20, 21).

Öte yandan kemik dokusu ve kemik-implant ara yüzü hakkındaki bilgilerde biomekanik analizler için yeterli değildir. Örneğin interfasiyal bölge kemik ise ve özellikleri standart kemik örnekleri ile ölçülmüşse, bunu implanta komşu bu kemik dokusuna integre etmek yanlış olabilir çünkü aralarında porozite, mineralizasyon ve matürasyon farklılıkları söz konusudur (20, 21).

Bu yüzden sonlu elemanlar metodu ile ileride yapılacak biomekanik analizlerde, gerçek yapının tüm özelliklerinin matematiksel modellere aktarılması için var olan bilgilerin artırılmasında, deneysel metodların geliştirilmesi gerekliliği bulunmaktadır.

6 - SONUÇ

Osseointegre implantlarla destekli sabit protetik restorasyonlarda distal uzantı miktarı ve implant boylarının, çevre kemik doku üzerine etkilerini üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelediğimiz çalışmamızda şu sonuçlar elde edildi.

- 1- İmplant destekli osseointegre protezlerde, yoğun stres konsantrasyonları gördüğümüz ve ilerde patolojik rezorbsiyon ihtimali yaratacak kemikteki en kritik bölge, implantların boyun bölgesindeki marjinal kemiktir.
- 2- Gerilimlerin büyüklüğü üst yapıdaki cantilever kısmın uzunluğu ile doğru orantılı olarak artığından iyi bir protez planlamasının yapılması gerekir.
- 3- İmplantların boylarının gelen okluzal yüklerin kemiğe transferinde belirgin bir etkisi olmadığı görülmüştür. Bu açıdan üst yapı protezi yükü absorbe edecek şekilde modifiye edilmeli veya cantilevere gelen yükler mümkün olduğunca azaltılmalıdır.

7 - ÖZET

Bu araştırmada, osseointegre sabit protetik restorasyonlarda distal uzantı ve implant boyunun kemik- implant ara yüzeylerindeki stres dağılımına etkisi sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelendi. Analizi yapılan üç farklı implant boyu (7,15,20 mm) ve üç farklı cantilever uzunluğu (5.6,14,28 mm) vardır.

Araştırmamızda 3 model, implantın boyu (15 mm) sabit tutularak cantilever uzunluğunu değişken kabul edilip 150 N'luk vertikal ve 20 N'luk yatay yük altında analiz edilirken, diğer 3 model ise cantilever uzunluğu (14 mm) sabit tutulup implant boyları değiştirilerek aynı yükler altında incelendi.

Sonuçlar gerilim yoğunlukları ve yer değişikleri olarak grafik ve şekillerle karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.

Elde edilen bulgulara göre implant boyunun, gelen okluzal kuvvetlerin kemiğe iletiminde belirgin bir etkisi olmadığı, buna karşın cantilever uzunluğunun artması ile kemik- implant ara yüzlerinde streslerin belirgin bir şekilde fazlalaştığı belirlenmiştir.

8- SUMMARY

In this study, the effect of the implant length and the length of the distal cantilever extension in an osseointegrated fixed prosthesis on stress distribution at the bone-implant interface were mathematically modelled.

Three cases were taken in which the implant length (15 mm) was kept constant, 3 different cantilever lengths (5, 6, 14, 28 mm) were used and 2 forces, 150 N vertical and 20 N horizontal applied. Three other cases were taken in which the cantilever length (14 mm) was fixed, but 3 different implant length (7,15, 20 mm) used and each of above 2 forces applied.

Stress distributions and displacements obtained were expressed graphically.

Our results showed that implant length had no effect on the transmission of occlusal forces to the bone-implant interface, however the stresses in the bone-implant interface were found to increase linearly with distal cantilever extension.

9 - KAYNAKLAR

- 1- Adell, R. , Lekholm, U., Rockler, B., Branemark, P.I.: A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int. J. Oral Surg. 10 : 387- 416, 1981.
- 2- Akagawa, Y., Wadamoto, M., Sato, Y., Tsuru, H.: The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant: A method for study. J. Prosthet. Dent. 68 : 813 - 816, 1992.
- 3- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., Eriksson, A.R.: The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1 : 11-25, 1986.
- 4- Albrektsson, T., Jacobsson, M.D.: Bone-metal interface in osseointegration. J. Prosthet. Dent. 57 : 597 - 607, 1987.
- 5- Albrektsson, T., Sennerby, L. : Direct bone anchorage of oral implants : Clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration. Int. J. Prosthodont. 3 : 30 - 41, 1990.
- 6- Anderson , R.C. , Cook , S.D. , Weinstein, A.M. , Haddad, R.J.: An evaluation of skeletal attachment to LTI prolytic carbon, porous titanium, and carbon-coated porous titanium implants, Clin. Orthop. 182 : 242 - 257, 1984.
- 7- Anusavice, K.J., Hojjatie, B.: Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. J. Dent. Res. 66: 1493-1498, 1987.
- 8- Aydınlık, E., Dayangaç, B. : Alveol kemiği kaybının izole bir diş ve çevre dokularındaki stres dağılımına etkisi. Hacettepe Diş Hek. Fak. Derg. 7 : 252-265, 1983.

- 9- Awadalla, H.A., Azarbal, M., Ismail, Y.H., El-Ibiari, W. : Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. J. Prosthet. Dent. 68 : 243-248, 1992.
- 10- Babbush, A.C., Kirsch, A., Mentag, P.J., Hill, B. : Intra Mobile Cylinder (IMZ) two-stage osseointegrated implant system with the Intramobile Element (IME) : Part I. Its rationale and procedure for use. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 2 : 203-216, 1987.
- 11- Babbush, A.C.: Dental implants : Principles and Practice. W.B. Saunders Company, Harcourt Brace Jovanovich Inc., Philadelphia, 1991.
- 12- Bıçakçı, A.: Arkası serbest sonlanan ve sonlu hareketli bölümlü protez olgularında şekil değişikliği ve iç gerilimlerin sonlu elemanlar yöntemiyle karşılaştırılması. Ege Diş Hek. Fak. Derg. 10: 1-18, 1989.
- 13- Bidez, M.W., Stephens, B.J., Lemons, J.E.: Effect of blade length and interfacial morphology in CP-Ti blade implant systems J. Dent. Res. 66: 114, (Abstr. 61), 1987.
- 14- Bidez, M.W. : Bone mechanics and human mandible : Implications for remodeling and resorption. Int. J. Oral Implant. 8: 155, 1991.
- 15- Bişkin, T. : Osseointegre protezler. Oral Derg. 3: 12-18, 1986.
- 16- Block, S.M., Delgado, A., Fontenat, M.G. : The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. J. Oral Maxillofac. Surg. 48 : 174-178, 1990.
- 17- Borchers, L., Reichart, P.: Three - dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J. Dent. Res. 62 : 155-159, 1983.

- 18- Branemark, P.I., Zarb, G., Albrektsson, T.: Tissue integrated prostheses. Quintessence Publ. Co., Inc., Chicago, 1985.
- 19- Brunski, J.B., Hipp, J.A.: In vivo forces on endosteal implants : A measurement system and biomechanical considerations. J. Prosthet. Dent. 51 : 82- 90, 1984.
- 20- Brunski, J.B.: Biomechanics of oral implants : Future research directions. J. Dent. Educ. 52 : 775 - 785, 1988.
- 21- Brunski, J.B.: Biometarials and biomechanics in dental implant design. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 3: 85-97, 1988.
- 22- Burke, D.W., Bragdon, C.R., O'Connor, D.O., Jasty, M., Haire. T., Horris, W.H. : Dynamic measurement of interface mechanics in vivo and the effect of micromotion on bone ingrowth into a porous surface device under controlled loads in vivo. Int. J. Oral. Implant. 8: 114-115, 1991.
- 23- Caputo, A.A. : Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publ. Co., Inc., Chicago, Illinois, 1987.
- 24- Carr, A.B., Laney, W.R. : Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 2 : 101-108, 1987.
- 25- Çelik, E., Aydınlık. E.: Effect of a dilacerated root on stress distribution to the tooth and supporting tissues. J. Prosthet. Dent. 65 : 771 - 777, 1991.
- 26- Chess, J. T. : Technique for placement of root form implants of the finned and serrated type. J. Am. Dent. Assoc. 121 : 414-417, 1990.
- 27- Cibirka, R.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R., Stohler, C.S.: Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. J. Prosthet. Dent. 67 : 361- 364, 1992.

- 28- Chapman, R.J.: Principles of occlusion for implant prostheses : Guidelines for position, timing and force of occlusal contacts. Quintessence Int. 20: 473- 480, 1989.
- 29- Clelland, N.L., Ismail, Y.H., Zaki, H.S., Wall, J.G. : Comparison of four implants using finite element stress analysis. J.Dent. Res. 69 : 117, (Abstr. 66), 1990.
- 30- Clelland, N.L., Gilat, A., Goehring, D.P.: Photoelastic stress comparison of angled abutments for an implant. J. Dent. Res. 70: 459, (Abstr. 1548),1990.
- 31- Clelland, N.L., Ismail, Y.H., Zaki, H.S., Pipko, D. : Three- dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 6 : 391-398, 1991.
- 32- Clelland, N.L., Gilat, A. : The effect of abutment angulation on stress transfer. J. Dent. Res. 71 : 115, (Abstr. 76), 1992.
- 33- Combe, E.C.: Notes on dental materials, Churchill Livingstone, Edinburg, 1986.
- 34- Davis, D.M., Zarb, G. A., Chao, Y.L. : Studies on frameworks for osseointegrated prostheses : Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 3 : 197-201, 1988.
- 35- Davis, D.M., Rimrott, R., Zarb, G.A.: Studies on framework for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 3 : 275-280,1988.
- 36- Dayangaç, B. : Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile M.O.D. amalgam dolgu kırılma olasılığını azaltabilecek kavite şeklinin incelenmesi. Hacettepe Diş Hek. Fak. Derg. 6: 79-91, 1982.
- 37- Dayangaç, B. : Dycal'ın amalgam kondensasyon kuvvetlerine direnci. Hacettepe Diş Hek. Fak. Derg. 13 : 91-93, 1989.

- 38- de Vree, J.H.P., Peters, M.C.R.B., Plasschaert, A.J.M.: The influence of modification of cavity design on distribution of stresses in a restored molar. J. Dent. Res. 63 : 1217-1220, 1984.
- 39- El Charkawi, H.G., El Wakad, M.T. , Naser, M.E.: Modification of osseointegrated implants for distal-extension prostheses. J. Prosthet. Dent. 64 : 469 - 472, 1990.
- 40- El-Wakad, M., Brunski, J.B. : Biomechanics of dental implants with and without "Intramobile Elements" : Computer modeling. J. Dent. Res. 67: 287, (Abstr. 1393), 1988.
- 41- Eskitaşcıoğlu, G.: Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik kontak tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin "Structural Analysis Program" ile incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 1991.
- 42- Farah J.W. , Graig, R.G.: Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J. Dent. Res. 53 : 859-866, 1974.
- 43- Fagan Jr, M. J., Ismail, Y.H., Meffert, R.M., Fagan, M. J. : Implant prosthodontics: Surgical and prosthetic techniques for dental implants. Year Book Medical Publ. Inc., Chicago, 1990.
- 44- French, A.A., Bowles, C.Q., Parham, P.L., Eick, J.D., Killoy, W.J. : Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants . Int. Periodont. Rest. Dent. 9 : 221- 230, 1989.
- 45- Friberg, B., Jemt, T., Lekholm, U. : Early failures in 4641 consecutively placed Branemark dental implants : A study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. : 6 : 142-146, 1991.
- 46- Garfield, R.E. : Implant prostheses for convertibility, stress control, esthetics, and hygiene. J. Prosthet. Dent. 60 : 85-93, 1988.

- 47- Goel, V.K., Khera, S.C., Ralston, J.L., Chang, K.H. : Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth-A finite element investigation. *J. Prosthet. Dent.* 66 : 451-459, 1991.
- 48- Gottlander, M., Albrektsson, T. : Histomorphometric studies of hydroxylapatite- coated and uncoated CP titanium threaded implants in bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 6 : 399-404, 1991.
- 49- Granström, G., Jacobsson, M., Tjellström, A. : Titanium implants in irradiated tissue : Benefits from hyperbaric oxygen. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 7 : 15-25, 1992.
- 50- Guerra, L.R., Finger, I.M., Block M.S.: Tissue-supported implant overdentures. *Implant Dent.* 1 : 69-77, 1992.
- 51- Hadeed, G., Ismail, Y.H., Garrana, H., Pahountis, L.: Three-dimensional finite element stress analysis of Nobelpharma and Core-Vent implants and their supporting structures. *J. Dent. Res.* 67: 286, (Abstr. 1390), 1988.
- 52- Hahn, J.A.: The blade implant. *J. Am. Dent. Assoc.* 121: 394-402, 1990.
- 53- Haraldson, T., Carlsson, G.E. : Chewing efficiency in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Swed. Dent. J.* 3 : 183-191, 1979.
- 54- Haraldson, T., Ingervall, B. : Muscle function during chewing and swallowing in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol. Scand.* 37: 207-216, 1979.
- 55- Haraldson, T.: Comparison of chewing patterns in patients with bridges supported on osseointegrated implants and subjects with natural dentitions. *Acta Odontol. Scand.* 41: 203-208, 1983.
- 56- Haraldson, T., Jemt, T., Lekholm, U. : Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *Scand. J. Dent. Res.* 96 : 235-242, 1988.

- 57- Haraldson, T., Zarb, G.: A 10 year follow-up study of masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. Scand. J. Dent. Res. 96: 243-252, 1988.
- 58- Hobo , S. , Ichida , E. , Garcia , L. T. : Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Publ. Co., Ltd., Tokyo, 1989.
- 59- Hoshaw, S.J., Brunski, J.B. : Mechanical testing of dental implants with and without "Intramobile Elements". J. Dent. Res. 67 : 314, (Abstr. 1612), 1988.
- 60- Hruska , A. R.: Intraoral welding of pure titanium. Quintessence Int. 18 : 683- 688, 1987.
- 61- I-DEAS Finite Element Modeling : User's Guide. Structural Dynamics Research Corporation, Milford, Ohio, 1990.
- 62- Ismail, Y.H., Kukunas, S., Pipko, D., Ibiary, W.: Comparative study of various occlusal materials for implant prosthodontics. J. Dent. Res. 68: 962, (Abstr. 765), 1989.
- 63- Jemt, T., Lindquist, L., Hedegard, B.: Changes in chewing patterns of patients with complete dentures after placement of osseointegrated implants in mandible. J. Prosthet. Dent. 53 : 578- 583, 1985.
- 64- Jemt , T., Carlsson, G. E. : Aspects of mastication with bridges on osseointegrated implants. Scand. J. Dent. Res. 94: 66-71, 1986.
- 65- Jemt, T.: Changes in masticatory movement parameters within the chewing period in young dentate persons and patients rehabilitated with bridges supported by implants in the mandible. J. Oral Rehabil. 13 : 487 - 495, 1986.
- 66- Jemt, T., Stalblad, P.A. : The effect of chewing movements on changing mandibular complete dentures to osseointegrated overdentures. J. Prosthet. Dent. 55 : 357 - 361, 1986.

- 67- Jemt, J., Carlsson, L., Eng, E., Boss, A., Jörneus, L.: In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses : A comparative pilot study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 6 : 413-417, 1991.
- 68- Jörneus, L. : Avoiding overload in single-tooth restorations. *Nobelpharma News.* 6 : 3, 1992.
- 69- Kasemo, B. : Biocompatibility of titanium implants : Surface science aspects. *J. Prosthet. Dent.* 49 : 832-837, 1983.
- 70- Kasemo, B., Lausmaa, J. : Biomaterial and implant surface : A surface science approach. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 3 : 247-259, 1988.
- 71- Ko, C.C., Chu, C.S., Chung, K.H., Lee, M.C.: Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J. Prosthet. Dent.* 68 : 421-427, 1992.
- 72- Komatsu, S., Fukuda, H., Ito, S., Hata, Y. : Bending effect of blade implant on bone stress distribution. *J. Dent. Res.* 70: 400, (Abstr. 1075), 1991.
- 73- Langer, B., Sullivan, D.Y.: Osseointegration : Its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry : Part II. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.* 9 : 165 - 183, 1989.
- 74- Larsen, T.S., Aspenberg, P., Ryd, L., Albrektesson, T., Thorngren, K.G.: The micromotion chamber. *Int. J. Oral Implant.* 8: 115, 1991.
- 75- Laurell, L., Lundgren, D. : Influence of occlusion on posterior cantilevers. *J. Prosthet. Dent.* 67 : 645 - 652, 1992.
- 76- Lemons, J.E.: Dental implant biomaterials. *J. Am. Dent. Assoc.* 121: 716 - 719, 1990.
- 77- Lindquist, L.W., Carlsson, G.E.: Long term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants. *Acta Odontol. Scand.* 43 : 39-45, 1985.

- 78- Lindquist, L.W., Rockler, B., Carlsson, G.E. : Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. J. Prosthet. Dent. 59 : 59-63, 1988.
- 79- Lubar, R.L, Katin, R.A.: Implant systems incorporating the hollow - basket concept. J. Am. Dent. Assoc. 121 : 384 - 392, 1990.
- 80- Lundgren, D., Laurell, L., Falk, H., Bergendal, T. : Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. J. Prosthet. Dent. 58 : 197- 203, 1987.
- 81- Lundgren, D., Falk, H., Laurell, L.: The influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant supported fixed prostheses occluding with complete dentures. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 4 : 277-283, 1989.
- 82- Lundqvist, S., Carlsson, G.: Maxillary fixed prostheses on osseointegrated dental implants. J. Prosthet. Dent. 50: 267-270, 1983.
- 83- Mailath, G., Stoiber, B., Watzek, G., Matezka, M.: Die knochenresorption an der eintrittsstelle osseointegrierter implantate-ein biomechanisches phanomen. Eine finite-element studie. Z. Stomatol. 86 : 207-216, 1989.
- 84- Mailath. G., Schmid, M., Lill, W., Miller, J.: 3D finite elemente analyse der biomechanic von rein implantatgetragenen extensionsbrücken. Z. Zahnarztl. Implantol. 7 : 205 - 211, 1991.
- 85- Mailath, G., Pettermann, H., Böhm, H.J., Scheidle D., Lill, W., Watzek G. : Zur biomechanik der transdentalen fixation. Z. Zahnarztl. Implantol. 7: 138 - 143, 1991.
- 86- Mathews, M.F., Breeding, L.C., Dixon, D.L., Aquilino, S.A. : The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. J. Prosthet. Dent. 65 : 822-827, 1991.

- 87- Mc Glumphy, E.A., Campagni, W.V., Peterson, L.J. : Biomechanical analysis of the tooth and implant supported fixed partial denture. J. Dent. Res. 67 : 346, (Abstr. 1871), 1988.
- 88- Mc Glumphy, E.A., Toplek, P.A., Rabinson, D.M., Mendel, D.A. : Fatigue resistance of implant screws housed in rigid and resilient elements. J. Dent. Res. 67 : 254, (Abstr. 584), 1988.
- 89- Mc Glumphy, E.A., Campagni, W.V., Peterson, L.J.: Comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid and a resilient internal element. J. Prosthet. Dent. 62 : 586-593, 1989.
- 90- Mc Glumphy, E.A., Jacks, S.C.: Fatigue analysis of a simulated and implant supported fixed partial denture. J. Dent. Res. 69 : 132, (Abstr. 191), 1990.
- 91- Mc Kinney, V.R.: Endosteal Dental implants. C.V. Mosby Inc., St. Louis, 1991.
- 92- Mc Loughlin, S., Bidez, M.W., English, C.E. : FEA studies of Hader bar design. Int. J. Oral Implant. 7: 79, 1990.
- 93- Meijer, H.J.A., Kuiper, J.H., Starman, F.J.M., Bosman, F.: Stress distribution around dental implants : Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J.Prosthet. Dent. 68 : 96-102, 1982.
- 94- Mish, C.E., Ismail, Y.H., Ibiari, W. : Stress analyses of two blade implants with increased width and length of their neck portions. J. Dent. Res. 69: 117,(Abstr. 67), 1990.
- 95- Mish, C.E.: Divisions of available bone in implant dentistry. Int. J. Oral Implant. 7 : 9-17, 1990.
- 96- Mish, C.E. : Bone density and implant dentistry. Int. J. Oral Implant. 7: 80, 1990.

- 97- Monteith, B.D.: Management of loading forces on mandibular distal- extension prostheses. Part I : Evaluation of concepts for design. J. Prosthet. Dent. 52 : 673-681, 1984.
- 98- Moy, P.K., Bain, C.A. : Relation between fixture length and implant failure. J. Dent. Res. 72:637, (Abstr. 972), 1992.
- 99- Mushimoto, K., Tanaka, H., Endo, Y. : Chewing patterns of implant-supported bridges as compared with RPDs. J. Dent. Res. 72: 636, (Abstr. 970), 1992.
- 100- Niznick, G.A.: Implant design selection based on cortical bone quality and location. Int. J. Oral Implant. 7: 80, 1990.
- 101- Okuno, O., Hamanoka, H.: Application of beta titanium alloys in dentistry. Dentistry in Japan. 26 : 101-104, 1989.
- 102- Parr, G.R., Gardner, L.K., Toth, R.W. : Titanium : The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. J. Prosthet. Dent. 54 : 410-414, 1985.
- 103- Pilliar, R.M., Lee, J.M., Maniatopoulos , C. : Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. Clin. Orthop. 208 : 108-119, 1986.
- 104- Randzio, V.J., Finger, W.: Zur biomechanik enossaler implantate : Beweglichkeitsmessungen im modellversuch. Dtsch. Zahnarztl. Z. 29 : 942-947, 1974.
- 105- Rangert, B., Jemt, T., Jörneus, L.: Forces and moments on Branemark implants. Int. J. Oral. Maxillofac. Implants. 4 : 241-247, 1989.
- 106- Rangert, B. : Biomechanical considerations for partial prostheses. Nobelpharma News. 6 : 4-5, 1992.
- 107- Richter, E.J.: Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. J. Prosthet. Dent. 61 : 602-509, 1989.

- 108- Richter, E.J., Orschall, B., Jovanovic, S.A. : Dental implant abutment resembling the two-phase tooth mobility. *J. Biomech.* 23 : 297-306, 1990.
- 109- Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L., Brose, M.O. : Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.* 62 : 436-440, 1989.
- 110- Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L., Brose, M.D.: Alternative materials for three endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.* 61 : 717-722, 1989.
- 111- Rieger, M.R., Mayberry, M., Brose, M.O. : Finite element analysis of six endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.* 63 : 671-676, 1990.
- 112- Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L. : finite element survey of eleven endosseous implants. *J. Prosthet Dent.* 63: 457-465, 1990.
- 113- Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E., Y., H. : Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J. Dent. Res.* 62: 82-86, 1983.
- 114- Sennerby, C., Thomsen, P., Ericson, L.E. : A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 7 : 62-71, 1992.
- 115- Setz, J., Kramer, A., Benzing, V., Weber, H.: Complete dentures fixed on dental implants : Chewing patterns and implant stress. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 4 : 107-111, 1989.
- 116- Siegele, D., Soltesz, U. : Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 4: 333-340, 1989.
- 117- Skalak, R. : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 49 : 843-848, 1983.

- 118- Soballe, K., Hansen, E.S., Rasmussen, H.B., Bünger, C. : Hydroxylapatite coating modifies membrane formation during unstable mechanical conditions. *Int. J. Oral Implant.* 8: 114, 1991.
- 119- Soltesz, U., Siegele, D. : Einflub der steifigkeit des implantatmaterials auf die im knochen erzeugten spannungen. *Dtsch. Zahnarztl. Z.* 39: 183-186, 1984.
- 120- Sones, A.D., Caputo, A.A., Kieu, K.N.: Load transmission by osseointegrated fixtures in partially edentulous jaw. *J. Dent. Rest.* 67 : 368, (Abstr. 2040), 1988.
- 121- Stewart, R. B., Desjardins, R.P., Laney, W. R., Chao , E.Y.S. : Fatigue strength of cantilevered metal frameworks for tissue-integrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 68 : 83-92, 1992.
- 122- Sutter, F., Schroeder, A., Buser, D.A.: The new concept of ITI hollow - cylinder and hollow-screw implants : Part 1. Engineering and design. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 3: 161 - 172, 1988.
- 123- Takahashi, N., Kitagami, T., Komori, T. : Analysis of stress of on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment *J. Prosthet. Dent.* 40: 186-191, 1978.
- 124- Telli, A.E., A., Aran, İ., Gülkan, P. : Farklı kanin distalizasyonu mekaniklerinin diş hareketlerine ve periodonsiyumdaki gerilmelere etkileri. *Hacettepe Diş Hek. Fak. Derg.* 13 : 137-143, 1989.
- 125- Thomas, K.A., Cook, S.D. : An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition . *J. Biomed. Mater. Res.* 19: 875-901, 1987.
- 126- Thomas, K.A., Kay, J.F., Cook, S.D., Jarcho, M. : The effect of surface macrotecture and hydroxylapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials. *J. Biomed. Mater. Res.* 21: 1395-1414, 1987.

- 127- Tsutusumi, S., Fukuda, S., Tani, Y. : Biomechanical designing of implants. *J. Dent. Res.* 68:962, (Abstr. 766), 1989.
- 128- Ueda, M., Matsuki, M., Jacobsson, M., Tjellström, A.: The relationship between insertion torque and removal torque analysed in fresh temporal bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 6 : 442-447, 1991.
- 129- Van Rossen, I.P., Braak, L.H., de Putter, C., de Groot, K. : Stress-absorbing element in dental implants . *J. Prosthet. Dent.* 64 : 198-205, 1990.
- 130- Watanabe, F., Hata, Y., Fukuda, H., Hakamatsuka, Y.: Stress analysis in relation to degree of inclination for implants. *J. Dent. Res.* 69 : 117, (Abstr. 68), 1990.
- 131- WeinLaender, M., Kenney, E.B., Beumer, J., Moy, P., Plenk, J.R. H. : Comparison of implant bone interfaces in three different implant systems. *J. Dent. Res.* 68 : 963, (Abstr. 770), 1989.
- 132- Williams, K.R., Watson, C.J., Murphy, W.M., Scott, J., Gregory, M., Sinobad, D. : Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int.* 21 : 563-570, 1990.
- 133- Wolfe, L.A. : A three dimensional mathematical model for the comparison of in vitro and in vivo loaded implants in the rabbit tibia. *J. Dent. Res.* 886, (Abstr. 463), 1987.
- 134- Wolfe, L.A., Hobkirk, J.A. : Bone response to a matched modulus endosseous implant materials. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 4 : 311-320, 1989.
- 135- Wright, K.W.J., Mech, M.I., Yettram, A.L. : Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J. Prosthet. Dent.* 42 : 411-416, 1979.

- 136- Wylie, R.S. Caputo, A.A., Alexandridis, C., Habaki, S. :Effect of maxillary fixture location and angulation on load transfer. J. Dent. Res. 70 : 459, (Abstr. 1547), 1990.
- 137- Yettram, A.L., Wright, K.W.J., Pickard, H.M.: Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored tooth. J. Dent. Res. 55: 1004-1011, 1976.
- 138- Yuasa, Y., Sato, Y., Ohkawa, S., Nagasawa, T., Tsuru, H. : Finite element analysis of the relationship between clasp dimensions and flexibility. J. Dent. Res. 69 : 1664-1668, 1990.



T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ