

T. C.
GENELKURMAY BAŐKANLIĐI
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞHEKİMLİĞİ BİLİMLERİ MERKEZİ
PERİODONTOLOJİ BİLİM DALI BAŐKANLIĐI

**FARKLI BİFURKASYON DEFİKTLERİNDE FONKSİYONEL
KUVVETLERİN YOL AÇTIĞI STRESLERİN SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRMALI ANALİZİ**

DOKTORA TEZİ

Alper Recep KANSU
Hv. Diş Tbp. Kd. Ütđm.

49788

ANKARA — 1996

ÖNSÖZ

Bu tez konusu, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü, Yüksek Lisans ve Doktora Merkezinin 28.12.1994 gün ve 0530 - 103 - 94 / 109 sayılı yazılarıyla verilmiş ve çalışmaya başlanmıştır.

Tezimin konusunu, Farklı Bifurkasyon Defektlerinde Fonksiyonel Kuvvetlerin Yol Açtığı Streslerin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile Karşılaştırmalı Analizi oluşturmaktadır.

Doktora eğitimim süresince bana daima destek olan, yol gösteren ve bilimselliğin gereklerini bıkmadan öğretebilme gayretlerini benden esirgemeyen, bilim dalı başkanımız ve doktora yöneticim, Sayın Prof.Dr.Kd.Alb. Yalçın IŞIMER'e, Periodontoloji Bilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Doç.Dr.Atilla ÖZDEMİR'e, "FEM" ile daha önce yapmış olduğu çalışmalara ait bilgi ve tecrübelerini bana aktaran Sayın Dr.Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU'na, manevi desteğinden dolayı eşim Sayın Doç.Dr.Gülay KANSU'ya ve Periodontoloji bilim dalındaki doktora öğrencisi arkadaşlarıma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	4
MATERYAL VE METOD	52
BULGULAR	73
TARTIŞMA	95
SONUÇ	129
ÖZET	130
YABANCI DİLDE ÖZET	132
KAYNAKLAR	134

GİRİŞ

Periodontal tedavinin amacı, ağızdaki bütün dişleri olabildiğince sağlıklı, fonksiyonel ve uzun süreli olarak ağızda tutmaktır(66,113). Yaşamın erken devrelerinde, genel olarak; periodontal yumuşak dokular mine - sement sınırındadır. Patojen etkenler oluştuğunda mine-sement birleşim hattı ve furkasyon bölgesi açığa çıkar (22,71,72,81,113).

Klinik deneyler ve yapılan çalışmalar göstermiştir ki; molar dişler diğer dişlere göre ataşman kaybına daha yatkındırlar ve daha çok kaybedilirler. İki köklü veya üç köklü dişlerin furkasyonları etkilendiği zaman bu dişlerin periodontal hastalık prognozları diğer dişlere nazaran daha zayıftır. Bu durumun molar dişler üzerine gelen okluzal kuvvetlerle bağlantılı olabileceği ya da çok köklü dişlerin furkasyon bölgelerinde bakteri birikiminin daha uygun olmasına bağlı olduğu bildirilmiştir (43,94).

Yapılan pek çok klinik çalışmada molar dişlerdeki ataşman kaybı tam olarak değerlendirilememiştir. Çünkü furkasyon bölgesinde böyle bir uygulamayı sağlıklı olarak görüntülemek çok zordur(94,135).

Çok köklü dişlerin bifurkasyon ve/veya trifurkasyon bölgelerinin periodontal hastalıktan etkilenmesi marjinal periodontitisin ciddi komplikasyonlarından biridir. Furkasyon bölgelerinde periodontal lezyon bulunan dişlerin çoğunluğunun morfoloji, komşu alveol kemiği ve mukogingival dokularında yeterli olmayan bir topografi ve anatomi mevcuttur. Furkasyon bölgesinin etkilenmesi plak kontrolü yapılabilmesini zorlaştırır. Furkasyon

bölgesindeki bakteri plağı retansiyonu, diş taşı, gıda sıkışmaları (food impaction), yetersiz veya taşkın restorasyonlar ve diğer faktörler bölgedeki mikrofloranın gelişmesi, marjinal periodontal iltihabın yayılması ve kök çürüklerinin başlamasına yol açar. Furkasyon bölgesindeki lezyon tedavi edilmeyip ilerlerse dişin kaybına neden olur(22,113). Yakın bir geçmişte furkasyon defekti görülen dişlerin tedavisinin mümkün olamayacağı ve genellikle çekilmesi gerektiği düşünülmekte iken, günümüzde periodontal hastalıkların patogenezi anlaşıldıktan ve kökler arası bölgenin anatomisi açığa çıktıktan sonra bu lezyonların tedavisinde önemli aşamalar kaydedilmiştir(71,86).

Çiğneme sistemine uygulanan kuvvetler, kuvvetin yönü ve şiddeti, periodontal destek ve köklerin şekline göre dağılan çeşitli streslerin oluşması ile ortaya çıkar. Normal şartlar altında dentisyon, fonksiyonel kuvvetlerin etkilerini tolere edebilir ancak bu sistem diş ve/veya destek doku kaybı ile değişimlere uğrayabilir(8).

Ünlü bilim adamı Lord Kelvin (1824-1907), “Genellikle bahsettiğiniz şeyi ölçebiliyor ve sayılarla ifade edebiliyorsanız bu şey hakkında birşeyler biliyor sayılırsınız, fakat söylediklerinizi sayılarla ifade edemezseniz bu husustaki bilgileriniz zayıf ve yetersizdir; bunlar bilginin başlangıcı olabilirler, fakat bu tür bilgileriniz ne olursa olsun, bilim seviyesine yükselmiş sayılmazlar” demiştir(49).

Sonuçları sağlam dayanaklarla sunabilmek amacıyla biyolojinin konusunu oluşturan varlıkların davranışlarının incelenmesinde mekaniği kullanarak, bu

doktora tezi çalışmasında mandibular 1. molar dişlerin vertikal furkasyon defektlerinde ortaya çıkan fonksiyonel gerilimlerin analizinin bilgisayarda “Finite Elements Stress Analysis Method” (FEM) yardımıyla araştırılması amaçlanmıştır.



GENEL BİLGİLER

Çok köklü dişlerin furkasyon bölgelerinin periodontal hastalıktan etkilenmesi marjinal periodontitisin ciddi komplikasyonlarından biridir. Furkasyon bölgelerinde periodontal lezyon görülen dişlerin çoğunda oral hijyenin sağlanmasının zor olduğu morfoloji ve diş sıralanması, komşu alveol kemiği ve mukogingival dokularda uygun olmayan bir topografi ve anatomi mevcuttur. Furkasyon bölgesindeki bakteri plağı retansiyonu, diş taşı, gıda sıkışmaları (food impaction), yetersiz veya taşkın restorasyonlar ve diğer faktörler, bölgedeki mikrofloranın değişmesi ve/veya gelişmesi, marjinal periodontal iltihabın yayılması, kök çürüklerinin ve kemik defektlerinin başlamasına yol açar. Başka bir ifade ile plak kontrolünün zorlaşması furkasyon bölgesinin patolojik değişiklikler göstermesini kolaylaştırır.

Furkasyon defekti; çok köklü dişlerin kökleri arasında yaygın periodontal ataşman kaybı ile karakterizedir. Yakın bir geçmişte furkasyon defekti görülen dişlerin tedavisinin mümkün olamayacağı ve genellikle çekilmesi gerektiği düşünülürdü. Oysa günümüzde periodontal hastalıkların patogenezinin anlaşılması, kökler arası bölgenin anatomisinin ortaya çıkması, furkasyon defektlerinin tedavisinde önemli aşamalara yol açmıştır(22,71,72,86).

Geniş çaplı epidemiyolojik çalışmalarda molar dişlerin her iki çenede ve cinsiyette yaşla birlikte giderek daha az oranda ağızda kaldıkları belirtilmiştir(13,61). Pek çok radyografik çalışmada kesicilerden sonra en çok

molar dişlerin eksikliğine rastlanmış ve özellikle mandibular molar dişlerin etrafında alveolar kemik kaybının daha fazla olduğu vurgulanmıştır(61).

Björn ve Hjort(13), furkasyon bölgesindeki kemik yıkımını inceledikleri 221 kişinin katıldığı klinik çalışmalarında, incelenen molar dişlerin %14'ünde kemik kaybı saptamışlar ve bu dişlerin %2'sinde kemik desteğinin yarısından fazlasının kaybedildiğini bulmuşlardır. Furkasyon defektli 667 molar diştten %9'unun kaybedildiğini ve bunların %2.5'inin kaybına kökler arası bölgede ilerleyen periodontal hastalığın neden olduğunu bildirmişlerdir.

Rohner ve arkadaşları(109)'nın furkasyon defektli 105 hastanın radyografileri üzerinde 4-14 yıl süre ile takip ettikleri çalışmalarında 1.ve 2. mandibular dişlerin etrafındaki tedavi öncesi ve sonrası kemik rezorbsiyonunu ölçmüşlerdir. Değerlendirmeleri sonucunda 105 hastanın 24'ünde furkasyon defekti saptamışlar, 1.molar dişlerin %19'unda ve 2.molar dişlerin %14'ünde kökler arası kemik kaybı gözlemişlerdir.

Windström ve arkadaşları(140), çalışmalarında, ilerlemiş hastalık prevalansının yaşlı kişilerde(50-59 ve 60 yaş üzeri) gençlere oranla daha fazla olduğunu ve 170 hastadan 58'inde periodontal destek dokuların 1/3'ünden fazlasının kaybedilmiş olduğunu belirtmişlerdir.

Ayrıca Lorato(81), 305 kafatası üzerinde furkasyon bölgesinde kemik yıkımını, lokalizasyonunu, dağılımını ve prevalansını incelemiştir. Yaş arttıkça ve dişler posterior bölgeye doğru konumlandıkça, furkasyon defektlerinin görülme sıklığının azaldığı, kemik yıkımının vestibül yüzlerde daha fazla olduğu bildirilmiştir.

I. Furkasyon Problemlerinin Etyopatogenezi

Furkasyon defektleri çok köklü dişlerin bifurkasyon veya trifurkasyon bölgelerinin periodontal hastalık nedeniyle periodontal ligament ve komşu alveol kemiğinden yoksun kalması ile meydana gelir(22). Furkasyon defekti mikroskobik olarak tek bir patolojik özellik göstermez. Erken safhada enflamatuvar eksuda nedeniyle periodontal aralık genişler. Bu safhayı takiben epitel hücreleri hızla furkasyon bölgesine doğru proliferer olurlar. Bölgede enflamasyona bağlı olarak periodontal ligament ve gingivanın kollajen fibril atışmanlarında lizis meydana gelir. Mikroskobik çalışmalarda furkasyon invazyonu olan bölgenin histolojik kesitleri incelendiğinde, yoğun kronik enflamatuvar hücre infiltrasyonu ve kökler arası bölgede osteoklastik rezorbsiyonun varlığı gözlenmiştir (96,117). Enflamasyonun kemiğe yayılması kemiğin rezorbe olmasına ve kemik yüksekliğinin azalmasına neden olur. Kemik tahribatı yatay veya kemik içi cepler ile beraber görülen açıl kemik defektleri şeklinde olabilir. Periodontal ligament ve komşu alveol kemiğinden yoksun kalan furkasyon bölgesi diştaşı ve bakteri plağı gibi birikintiler tarafından istila edilir(22).

Bifurkasyon veya trifurkasyon defekti, ilerleyen periodontal hastalığın bir safhasıdır ve bu hastalıkla aynı etyolojiye sahiptir. Furkasyon bölgesinde bakteri plağı kontrolünün zor ve bazen imkansız olması bu bölgede geniş lezyonların meydana gelmesine neden olur(22, 57,86,133).

Klinik olarak, furkasyon defekti direkt görülebilir veya iltihaplı periodontal cep duvarı ile örtülmüş ise görülemeyebilir. Furkasyon defektinin

yaygınlığı uygun bir sond ile ve görüş kolaylığı sağlamak için sürekli olarak ılık hava verilmek suretiyle ortaya konulabilir. Diş mobilitesinde artış olabilir veya olmayabilir. Furkasyon bölgesindeki kök çürükleri veya laküner rezorbsiyonların neden olduğu ısı değişimlerine karşı hassasiyet de görülebilir. Periodontal ligamentin akut enflamasyonu dişin perküsyona karşı hassasiyet göstermesine neden olur. Furkasyon defektleri akut periodontal veya periapikal abse oluşumu ile sonuçlanabilir(22,57,86). Furkasyon defektlerinin oluşması ve ilerlemesi için birçok hazırlayıcı anatomik etken bulunabilir. Bunlar;

- * Furkasyon girişinin mine-sement sınırına yakın olması furkasyon defekti oluşması ihtimalini arttırır(22,113).

- * Köklerin birbirine yakın ve dik olması furkasyon bölgesine yaklaşmayı zorlaştırmaktadır(22,113).

- * Furkasyon girişindeki genişliğin az olması periodontal kütetlerin furkasyon bölgesine tam olarak uygulanmasına engel olabilir(17,18,113).

- * Köklerin iç yüzeylerinin konkav olması durumunda periodontal el aletleri ile kök yüzeyindeki birikintiler tam olarak uzaklaştırılmaz (17,18,22,113).

- * Alveol kemiğinin bukkal-lingual yöndeki genişliği ve alveol kemiği üzerindeki dişetin kalınlığı da furkasyon defektinin vertikal ve yatay olarak yaygınlığını etkileyebilir. Kalın bukkal ve lingual kemik kenarlarının ya da torusların bulunması dişetin apikale çekilmesine engel olur. Bu durumda derin vertikal cepler, furkasyon bölgesinin çevresinde kemik içi lezyonlar oluşur.

Alveol kemiğinin bukkio-lingual yönde ince olması genellikle aşırı kök konveksitelerinin bulunduğu durumlarda görülür. Böyle bir olguda alveol kemiği kaybıyla beraber dişeti çekilmeleride görülebilir (22,86,113). Dişeti çekilmesi nedeniyle furkasyon bölgesi açığa çıktıktan sonra bölgede yeterli bir plak kontrolü yapılabilmesi zorlaşır. Böylece periodontal hastalığın ilerlemesini durdurmak daha güçleşir(22).

Furkasyon defektlerinin rastlanma sıklığı, dağılımı ve bireyin yaşıyla olan bağlantısı şu şekildedir:

* Furkasyon defektine rastlanma sıklığı, dişin ağızda kalma süresi ile doğru orantılı olarak artmaktadır.

* Furkasyon defektleri en sık, birinci daimi molarlarda, daha sonra ikinci daimi molarlarda görülmektedir.

* Maksillada molar dişlerin öncelikle vestibül, daha sonra mezial furkasyon bölgeleri etkilenmektedir.

* Mandibular molar dişlerin vestibül furkasyon bölgesi daha çok etkilenmektedir.

* Furkasyon defektine en az maksiller 1. premolarlarda rastlanılmaktadır(55,81).

II. Furkasyon Problemlerini Etkileyen Faktörler

Genelde furkasyon defektlerinin temel etyolojik faktörler ve patogenez açısından diğer periodontal problemlerden hiçbir farkı yoktur. Ancak furkasyon

bölgesinin anatomik ve morfolojik özelliklerine ek olarak komşu yapılarla olan ilişkisi furkasyon problemlerinin teşhis ve tedavisinde daha önemli bir rol oynamaktadır.

Furkasyon problemlerini etkileyen faktörler;

- a) Anatomik faktörler,
- b) Subgingival bakteri plağı,
- c) Okluzal travma,
- d) Pulpa iltihabı ve lateral kanallar,
- e) Mine uzantısı ve mine incisi,
- f) Beslenme faktörü,
- g) Diğer etkenlerdir(4,18,22,86,96,97,113).

a) Anatomik faktörler:

Kökler arası bölge; i) Furkasyon bölgesi, ii)Kök iç yüzü, iii)Fasiyal ve lingual radiküler kemik olmak üzere üç kısma ayrılır.

i) Furkasyon bölgesi:

Çok köklü dişlerin furkasyon bölgesi üç bölümde incelenir:

- 1- Furkasyon yivi
- 2- Furkasyon forniksi(Kök ayırımı veya furkasyon girişi)
- 3- Furkasyon çatısı

Furkasyon yivi kök ayırımının hemen koronalinde yer alan ve genellikle girintili olan bir bölgedir. Furkasyon forniksi furkasyonu oluşturan köklerin birbiri ile temasta olmadığı ve kökler arası alveol kemiği ile ayrıldığı kök parçasıdır.

Furkasyon yivi ve furkasyon forniksi plak tutunma alanlarıdır (133). İlave olarak, bu bölgeler mine projeksiyonlarının sıklıkla bulunduğu bölgelerdir(84,91).

Furkasyon şekli kendisini oluşturan köklerin şekline göre geniş bir çeşitlilik göstermektedir. Genellikle, kökler ne kadar vertikal konumlanmışsa, furkasyon bölgesi o kadar dar ve birleşim açısı da o kadar küçüktür. Bu gibi durumlarda düzenli temizleme işlemlerinin yapılma zorluğunun arttığı ileri sürülmüştür. Furkasyon forniksinin mine-sement birleşimi ile olan konumu da önemlidir; yani, mine-sement bileşimine yakın konumlanmış bir furkasyon periodontal hastalıktan öncelikle etkilenir. Buna karşın daha apikale konumlanmış bir furkasyon periodontal hastalığın ilerlemesinden daha geç etkilenir(113). Çekilmiş molar dişlerde, mine-sement bileşimi ile furkasyon forniksi arasındaki mesafe ölçülmüştür (43). Mandibulada bu mesafe ortalama 4.0 ± 0.7 mm olarak bildirilmiştir. Furkasyon çatısı ile mine-sement bileşimi arası mesafe, mandibular molarlar için ortalama 4.6 ± 0.6 mm. olarak bulunmuştur(43). İlave olarak, furkasyon alanının topografisi üzerine yapılan bir çalışmada, mandibulada lingual furkasyon girişi bukkaldekine oranla daha apikale konumlanmış olarak gözlenmiştir(122).

Daimi molar dişlerin furkasyon girişinin genişliği üzerine yapılan bir incelemede(17), toplam furkasyon girişlerinden %81'inin 1 mm'den az olduğu ve bu durumdaki furkasyon girişlerinin de %58'inin genişliklerinin 0.75 mm'den az olduğu bulunmuştur.

Furkasyon bölgesinin üçüncü bölümü olan furkasyon çatısı, bifurkasyon bölgesini baştan sona geçen ve mezial ve distal kökleri birleştiren furkasyon çıkıntılarını içerir(48).

ii) Kök iç yüzü morfolojisi:

Bower(17),furkasyon forniksini 2 mm. apikalinden yatay olarak kesilmiş molar dişleri incelemiştir. Mandibular molar dişlerin kökler arası bölgeye bakan yüzlerinde mezial köklerin 0.7 mm ve distal köklerin ise 0.5 mm. derinliğinde konkavitelere sahip oldukları bulunmuştur. Furkasyona bakan köklerarası mesafeyi ise, bukkal yarıda 2.4 mm. lingual yarıda 2.5 mm. ve orta bölgede ise 3.6 mm. olarak bildirmiştir.

Furkasyon bölgesini sınırlayan köklerin morfolojisi (birleşik, ayrık ve yapışık olması), şekilleri (düz veya içbükey olmaları ve topografileri furkasyon defekti oluşmasına uygun durumu yaratabilir (55,113). Mandibular molar dişlerde mezial kök hem dik durumda hem de bukkal-lingual yönde geniş olarak bulunmuştur(122). Yine mandibular 1. molar dişlerin toplam kök yüzünün %31'inin kök gövdesi, %37'sini mezial kök ve %32'sini distal kök oluşturmaktadır. En uzun kök temel alındığında, ortalama kök uzunluğu 14.4 mm'dir(4).

iii) Fasiyal ve lingual radiküler kemik:

Alveoler proçesin bukko-lingual boyutu alveol kemikteki defekt morfolojisini ve furkasyon bölgesine yayılmasını etkiler. Kalın bukkal ve lingual kemik yumuşak doku çekilmesini engeller ve furkasyon lezyonlarını saran hem vertikal hem de horizontal yönde yıkımla karakterize kemik içi defektlerin meydana gelmesine sebep olur. Bunun aksine, koronalde dar bir bukko-lingual boyuttaki alveolar kemiğin mevcudiyetinde ise, köklerin çıkıntılı olmasıyla kemik kaybına bağlı olarak dişeti çekilmesi gözlenir(113).

Mandibular molar dişler genellikle birbirine eşit büyüklükte ve uzunlukta iki köke sahiptirler. 1. molarların kök gövdesi, toplam ataşman alanının %31'ni oluşturur. Köklerin her ikisi de konkaviter içerir. Distal kök daha küçük bukko-lingual boyutlara sahiptir. Mesial kök ise distal köke oranla daha geniş bir alana sahiptir.

Mandibular mezial kök: Kök proksimal yüzeylerde konkaviterle uzanır. Sıklıkla apekte distale doğru bir eğim oluşturur ve distal köke oranla daha fazla bir açı meydana getirir.

Mandibular distal kök: Distal kök boyun kısmında nispeten daha yuvarlaktır. Ancak konvekslikte gösterir. Mezial kök çıkarılırsa distal kökün meziale bakan yüzünün konkav olduğu görülür. Kök bukko-lingual yönde mezio-distal yöne göre daha geniştir. Ancak mezial kök kadar geniş değildir. Kök apekse doğru distal eğim alır(55,78,85).

Stres dağılımlarında önemli rol oynayan kök yüzey alanlarını rakamlarla ifade edecek olursak;

* Mezial kök alanı, 212.8mm^2 'den 312.2mm^2 'ye kadar değişir. Ortalama olarak ise 251.9mm^2 dir.

* Distal kök alanı, 181.7mm^2 'den 282.4mm^2 'ye kadar değişir. Ortalama olarak ise 218.6mm^2 'dir.

* Mezial kök / distal kök oranı ise 0.80'den, 0.96'ya değişir. Ortalama olarak ise 0.87'dir.

* Total yüzey alanı 404.7mm^2 'den 594.6 'ya kadar değişir. Ortalama olarak ise 470.5mm^2 'dir(5).

Mandibular molar furkasyon sahası: Kökler arası bölgede birbirine bakan yüzeyler konkavdır. Bu durum furkasyonda mezio-distal yönde furkasyon çemberi denilebilecek bir genişlik yaratır. Ancak bu genişlik bukko-lingual yönde daralma gösterir. Köklerarası boşluk, köklerin 1/2 seviyesinde genişleme gösterir(17,18,55,85). Alt molar dişlerin furkasyon tavanında mezial ve distal kökler arası mesafe en az 2 - 2.4 mm. arasındadır(97).

Mandibular molarların mezial ve distal kökleri, plak akümüasyonu için iyi bir zemin teşkil etmektedirler. Bu konkav bölgeler normal dişe oranla daha fazla sement tabakası içermektedir. Bu durumun; sementin bakteri toksinlerini absorbe etmesi veya bakteri ürünlerini daha iyi tutması özelliği ile ilgili olduğu düşünülmektedir(96,122). Kök ayrılma bölgesi ve koronalindeki vertikal oluk bakteri plağı retansiyonu için uygun yerlerdir. Ayrıca vertikal oluk üzerinde

mine uzantıları da bulunabilir. Furkasyon tavanında ise bazı çıkıntılar mevcuttur. Bunların görülme sıklığının %73 ile %76.8 oranında değiştiği, bu çıkıntıların bazılarının “cul de sac” tarzında olduğu ve bakteriyel birikime zemin sağladığı bildirilmiştir. Bu çıkıntılar sement karakterlidirler ve maksiller molarlarda bukkal-lingual, mandibular molarlarda mezio-distal yönde uzanırlar. Çıkıntılar birden fazla sayıda olabilir ve bakteri plağının uzaklaştırılmasını zorlaştırabilirler (48,57,78,96,113).

b) Subgingival bakteri plağı:

Subgingival bakteri plağı furkasyon defektlerinin oluşmasında en önemli etyolojik faktördür. Çok köklü dişlerde subgingival plak oluştuktan sonra, hasta tarafından uygulanan bakteri plağı kontrol yöntemleri ile subgingival plak ortadan kaldırılamamaktadır. Supragingival bakteri plağı kontrol yöntemleriyle ise bakteri plağı dişeti kenarının en fazla 2.5 mm. altına kadar temizlenebilir. Bu nedenle supragingival bakteri plağı bulunmasa bile periodontal ceplerin 2.5 mm'den daha derin kısımlarında subgingival bakteri plağı varolabilir. Bu durumda, varlığını sürdüren subgingival bakteri plağı klinik olarak belirlenemeyen bir “submarjinal gingivitis” durumuna neden olur(133).

Waerhaug(133)'a göre, dişeti marjininin 2.5 mm. altında kalan subgingival plağa kıyasla kökler arasında kalan rezidüel plak birikimi daha fazla ataşman kaybına sebep olmaktadır.

Furkasyon bölgesinde ataşman kaybı subgingival bakteri plağının apikale doğru yayılmasıyla meydana gelmektedir. Periodontal cep 3 mm. veya daha derin ise furkasyon bölgesinde subgingival bakteri plağı kontrolü başarısız

olacaktır. Bu nedenle molar dişlerin çevresindeki derin ceplerin cerrahi olarak ortadan kaldırılması çok önemlidir. Çok köklü dişler çevresinde ileri derecede ataşman kaybı meydana gelse dahi diş mobilitesinde artış gözlenmeyebilir. Dişler sağlam bir görüntüde olabilir(22,133). Furkasyon defekti bulunan dişlerde mobilitenin de artması durumunda ataşman kaybı, mobilitesi artmamış dişlere göre daha fazla olmaktadır(144).

c) Okluzal travma:

Okluzal travmanın furkasyon bölgesindeki periodontal ataşman kaybına yardımcı bir faktör olarak katkısı halen tartışmalıdır (71,72). Hayvanlar üzerinde yapılan çalışmalar, periodontal iltihap olmadığında veya iltihabın iyileşmesinden sonra, travmatik okluzal kuvvetlerin periodontal ataşman kaybına neden olmadığı ileri sürülmüştür(113).

Lateral çiğneme kuvvetlerinin düzensizliği ve bu kuvvetlerdeki artışın, okluzal travma oluşturduğu, periodontal ligament, alveol kemiği ve sementte limit değişimlere ve enflamasyona neden olduğu bilinmektedir (67,70,86,103,104). Bu kuvvet değişimi sonucu periodontal ligamentte genişleme ve dişde mobilite görülür. Ancak gingival fibriller sağlam kalır ve bağlantı epitelinin apikale göçü söz konusu olmaz. Glickman'ın (22) hipotezine göre, travmatik okluzyon enflamasyon sebebi değildir. Ancak yapılan çalışmalarda enflamasyon ve okluzal travma varlığında ataşman kaybının daha hızlı olduğu gözlenmiştir. Yine aşırı yüklenmelerde furkasyondaki periodontal ligament, sement ve kemik enflamasyona hassas hale gelmektedirler.Kökler

arası bölge ve furkasyon kubbesi arasındaki periodontal ligament lifleri yatay yönde uzandığından, bu sonuç mantıklı kabul edilmektedir(96).

Furkasyon defektinin oluşmasında okluzal travmanın rolü iki düşünce ile ifade edilmektedir.

* Furkasyon bölgeleri aşırı okluzal kuvvetlere karşı çok duyarlıdırlar ve okluzal travma furkasyon defektlerinin başlamasına neden olmaktadır(104).

* Furkasyon bölgesindeki bakteri plağı sebebiyle meydana gelen iltihap ve ödem dişin alveol içinde yükselmesine yol açarak dişin travmaya maruz kalmasına neden olmaktadır(22,113).

Kökler arasındaki alveol kemiği ile furkasyon tavanı arasındaki periodontal ligament yatay bir düzlemde uzanmaktadır. Yatay konumdaki periodontal ligament üzerine sentrik oklüzyon sırasında gelen hafifçe artmış kuvvetler, vertikal konumdaki periodontal ligament üzerine gelen aşırı lateral kuvvetlerle aynı etkiyi yapar. Furkasyon bölgesinin en koronal bölümündeki kemik sınırlı miktarda olduğu için bu bölgeye gelen artmış okluzal kuvvetler, bölgedeki periodontal ataşmanın kendini onarma kapasitelerinin azalmalarına neden olur. Kökler arası alveoler kemiğin okluzal travmaya karşı duyarlılığı, köklerin birbirine karşı olan uzaklığı, furkasyon çıkıntılarının varlığı ve kök konkavitelerinin durumuna göre değişir. Mevcut periodontal iltihabın üzerine okluzal travmanın da eklenmesi kemik kaybını ve dişetin apikale doğru çekilmesini hızlandırmaktadır(22,57,86,133). Krater şeklinde veya açısız kemik deformiteleriyle karakterize furkasyon defekti bulunuyorsa ve kemik tahribatı

özellikle tek bir köke lokalize olmuş ise, yardımcı etyolojik etken olarak öncelikle okluzal travma düşünülmesi gerektiği bildirilmektedir (22,113).

d) Pulpa iltihabı ve lateral kanallar :

Furkasyon bölgesine açılan lateral pulpa kanallarına sık rastlanması, pulpa iltihabının furkasyon defektlerinin patogenezinde yardımcı bir etyolojik etken olabileceği fikrini kuvvetlendirmektedir (60,113).

Furkasyon bölgesine açılan lateral kanallar kökler arası kemik rezorpsiyonuna neden olan pulpa nekrozu ürünlerinin furkasyon bölgesine ulaşmasını sağlayabilir. Pulpa iltihabı lateral kanallar yoluyla periodontal iltihaba yol açabileceği gibi, periodontal iltihap da pulpal iltihapların oluşumuna sebep olabilir(22,57,60,71,86,96).

Pulpa iltihabından kaynaklanan periapikal periodontitis periodontal ligament boyunca koronal yönde yayılarak dişeti oluğuna veya periodontal cebe ulaşabilir. Böylece ağız boşluğu ile periapikal bölge temas haline geçebilir.Bu durumda pulpal patoloji bulunan ve asemptomatik olan çok köklü dişlerin furkasyon bölgelerindeki periodonsiyum, kemik ve ataşman kaybına karşın daha hassas hale gelebilir. Pulpa iltihabının lateral kanallarla furkasyon bölgesinde meydana getirdiği defektler endodontik tedavi uygulamasıyla tekrar rejenere olabilir(88).

Furkasyon defekti bulunan bir dişin mezial veya distal alveol kemiği yüksekliğinde azalma yok ise, defektin pulpa iltihabının lateral kanallar ile

furkasyona ulaşması sonucunda meydana gelmiş olabileceği düşünülmelidir(22,25,57,86).

Vertikal kök kırıkları da, başarılı bir endodontik tedaviye rağmen furkasyon defektlerine yol açabilen periodontal tahribata sebep olabilir(25,57).

e) Mine uzantısı ve mine incisi :

Furkasyon bölgesine uzanan mine uzantılarının mevcudiyeti ve furkasyon bölgesinin mine-sement bileşimine yakınlığı da furkasyon defektlerinin oluşmasına yardımcıdır(12,113). Leib(84)'e göre mandibular molarlarda mine uzantılarının görülme sıklığı %25 oranındadır. Furkasyon girişinde mine uzantısı veya mine incisi bulunması halinde, bu bölgede normal bağ dokusu ataşmanı yerine bir bağlantı epiteli adezyonu olduğu görülür. Çünkü bağ dokusunun mine yüzeyine tutunması mümkün olmamaktadır. Ancak bağlantı epitelinin de iltihaba karşı bağ dokusu ataşmanı kadar dirençli olduğu gösterilmiştir(72,96). Mine uzantılarıyla furkasyon defektleri arasında sadece sınırlı bir bağlantı bulunduğu bildirilmektedir ve bu konuda tam bir fikir birliği bulunmamaktadır(59,68,113,117).

f) Beslenme faktörü :

Araştırmacıların çoğu, beslenme şeklinin periodontal hastalığın etyolojisinde ya da başlangıcında rolü olmadığını savunur. Ancak yine beslenme faktörü canlının, periodontal hastalıklara direncini ve doku tamirini belirleyen önemli faktörlerdendir(96).

g) Diğer etkenler :

Furkasyon bölgesi yakınında bir çürük lezyonunun veya iyi yapılmamış bir restorasyonun bulunması bakteri plağı birikimini artırarak periodontal ataşman kaybına neden olabilir(22,86,113). Dişeti sağlığı açısından, restorasyon kenarlarının dişeti kenarı seviyesinde sonlanması ve restorasyon konturlarının normalden fazla olmaması gerektiği de ileri sürülmektedir. Restorasyon kenarlarının koleyi tam örtmemesi veya dişeti oluğu içerisine fazla girmesi periodontal iltihabın ilerlemesine ve furkasyon bölgesine ulaşmasına katkıda bulunur(113,117).

III. Furkasyon Defektlerinin Teşhisi

Her periodontal hastalıkta olduğu gibi furkasyon defektlerinin tedavisi de etyolojisinin doğru teşhis edilebilmesi ile gerçekleştirilebilir. Furkasyon defekti bulunan dişler defektin derecesine ve dişlerin periodontal tedavi planındaki stratejik durumuna göre değerlendirilmelidir. Bu nedenle doğru bir değerlendirme yapmak çok önemlidir. Bu amaçla alınan radyograflar kemik kaybının derecesini ölçmek için gereklidir, ancak kesin bir bilgi vermeyebilirler. Doğru olmayan bir açıdan alınan radyograflar furkasyon defektinin teşhis edilememesine neden olabilir. Furkasyon bölgesindeki kemik kaybının genişliği sadece radyograf ile saptanmaz. Ancak değişik açılardan alınan birkaç radyograf ile köklerin birbiriyle yakınlığı ve uzaklığı, köklerin şekli ve furkasyondaki alveol kemiğinin durumu gözlenebilir(22,113).

Ucu düz olan periodontal sondlarla furkasyon defektinin yüksekliği ve genişliği belirlenebilirse de yatay boyut anlaşılamayabilir(22,148). Sond

furkasyon bölgesine tatbik edildikten sonra radyograf alınması defektin yaygınlığının daha doğru belirlenmesini sağlayabilir(22). Furkasyon defektlerini klinik olarak belirleyebilmek için, kıvrık uçlu ve üzerinde kalibrasyonu olmayan “Nabers” sondları veya bu sondun modifiye tipleri olan 2mm kalibrasyonlu ZA-2 ve 3 sondları kullanılabilir(148). Ayrıca gerektiğinde periodontal küretlerden de faydalanılabilir(113).

Cerrahi müdahale öncesinde ise flap kaldırılarak furkasyon defektinin doğrudan gözlenmesi ile kesin bir teşhise varılabilir(22). Flap kaldırıldıktan sonra defektin yaygınlığını anlayabilmek için iki yöntem kullanılabilir. İlk yöntemde 1mm kalibrasyonlu ucu düz bir periodontal sond dikdörtgen şeklinde bir plastik parça içerisinden geçirilir ve sondun ileri geri rahatça hareket etmesi sağlanır. Plastik parça furkasyonu oluşturan köklerin konveksitelerine dayanarak sond furkasyon içerisine yatay olarak itilir ve furkasyona ne kadar girdiği ölçülür.

İkinci yöntemde ise yine flap kaldırıldıktan sonra plastik esaslı bir ölçü maddesi şırınga ile furkasyon bölgesine yerleştirilir. Daha sonra ölçü maddesi çıkartılarak, furkasyonu dolduran ölçü maddesinin uzunluğu gridli ölçek ile stereomikroskop altında incelenir(148).

Furkasyon defekti teşhis edildikten sonra defektin sınıflandırması yapılır ve defektin etyolojisi de teşhis edilerek bir tedavi planı oluşturulur. Bu esnada furkasyon defekti bulunan dişin, hastanın tüm dişsel durumu içerisindeki önemi değerlendirilir(72).

Furkasyon defektinin pulpa iltihabından kaynaklanması olasılığı göz önünde bulundurularak vitalite testi ile pulpanın canlılığında kontrol edilir. Ayrıca olası bir kök kırığının da araştırılması gereklidir(113).

Furkasyon defektinin oluşumundan pulpa iltihabı veya kök kırığının sorumlu olmadığı anlaşıldığında defektin periodontal iltihaptan kaynaklandığına karar verilebilir(71,72).

IV. Furkasyon Defektlerinin Sınıflandırılması:

Periodontal hastalığın sonucu olarak furkasyon bölgesi açığa çıkar ve ağız ortamına açılır. Böylece kolaylıkla temizlenmesi mümkün olmayan plak retansiyon bölgeleri açığa çıkmış olur. Bu durum her zaman kolaylıkla belirgin olarak görülmez ancak furkasyon sondlanabilir hale geldiğinde farkedilir. Küçük bir furkasyon açıklığının problem oluşturmayacağı düşünülse de bu bölge bakteriyel invazyon için bir giriş yolu oluşturur(85).

Orta seviyeli furkasyon harabiyetinde, furkasyondaki hastalık öncelikle bölgedeki yumuşak dokuyu içine alır, küçük kemik doku kayıpları görülür ya da kemik dokuda herhangi bir kayıp oluşmayabilir. Ciddi ya da ilerlemiş tip furkasyon defektlerinde, hastalık kökler arasında derin bir şekilde ilerlemiştir. Kökler arasındaki kemik dokunun büyük kısmı yok olmuştur. Bu durum dişin kaybına sebep olur(13,111).

Bu iki defekt tipi arasında değişik seviyelerde pekçok furkasyon defekti tipi meydana gelebilir. Bu defekt tipleri, lokalizasyonlarına, doku kaybı

miktarlarına, furkasyonda meydana gelen yatay ve vertikal yöndeki tahribatın yaygınlığına göre sınıflandırılırlar(1,13,111,113).

Periodontal literatürde pek çok sınıflandırma sistemi mevcuttur. Klinik olarak furkasyon bölgesinin periodontal hastalıktan etkilenmesine göre 4 sınıftan oluşan ilk sınıflandırma sistemi, 1958'de Glickman tarafından yapılmış ve bu sistem Carranza tarafından modifiye edilmiştir(113).

Glickman(22), tarafından yapılan ilk sınıflandırmaya göre:

Sınıf I, Başlangıç : Kemik içi defekt ve furkasyon bölgesinde horizontal bölümü olmayan, furkasyon girişine kadar uzanan cep oluşumu veya yumuşak doku lezyonu ile orta derecede veya düzenli horizontal kemik kaybı ile karakterizedir. Kemik kaybının radyografik bulgusu yoktur.

Sınıf II, Orta Derece : Dişin herhangi bir yüzünde olan ama başka yüzlerindeki defektler ile ilişkide olmayacak şekilde yaygın lezyon, belirgin ölçüde cep derinliği ve hem horizontal hem de vertikal yönde kökler arası kemik kaybı mevcuttur. Radyografilerde, furkasyon bölgesinde küçük bir radyolüsentlik gözlenir.

Sınıf III, Boydan boya geçen : Kökler arası kemik, periodontal sondun dişin bir yüzünden diğerine geçişine izin verecek şekilde kaybolmuştur. Radyograflarda, furkasyon bölgesinde belirgin bir radyolüsentlik mevcuttur. Furkasyon bölgesi klinik olarak da gözlenebilir.

Carranza(22), ise ilk 2 sınıfı kemik kaybının derinliğine bağlı olarak "hafif", "orta" ve "şiddetli" olmak üzere alt gruplara ayırmıştır.

Sınıf IV, Açık, boydan boya geçen : Ataşman kaybı ve dişeti çekilmesi klinik gözlemlerde furkasyon bölgesini açık bir şekilde gözlenebilir hale getirmiştir.

Ramfjord ve Ash(102), Furkasyon defektlerini horizontal yöndeki yıkımların miktarına göre 3 sınıfa ayırmışlardır. Bunlar:

Sınıf I : Furkasyon içerisine doğru horizontal yönde 2 mm'den fazla olmayan başlangıç lezyonu.

Sınıf II : Furkasyon bölgesini baştan sona geçmeyen, fakat horizontal yönde 2 mm'den fazla olan defektler.

Sınıf III : Periodontal sondun tüm furkasyon bölgesini baştan sona geçtiği defektler(113).

Daha sonra yüz lokalizasyonuna, kemik duvarlarının sayısına, kemik konfigürasyonuna ve furkasyon açıklığının derecesine göre ilk önce Heins ve Carter sözlü ifade sistemi ile ve daha sonra Easley ve Drenman sayısal sistemle furkasyon problemlerini sınıflandırmışlardır. Easley ve Drenman sayısal sisteminde Glickman'ın ilk 3 sınıfına benzer 3 sınıf varken, ilave olarak Sınıf II ve III'de furka girişindeki kemik morfolojisine göre alt gruplar olarak 2 tipe ayrılmışlardır. Tip I : Kemik kaybı horizontal yöndedir, ve Tip II : Kemik kaybı hem horizontal hem de vertikal yöndedir(113).

Staffileno(120), daha sonra sınıf IV defektlerin dahil edilmediği 3 sınıflı bir sistem önermiştir. Basaraba ise Glickman'ın sınıflandırmasına yakın bir sistemle Furkasyon defektlerini 3 sınıfa ayırmıştır(113).

Kökler arası bölgedeki yıkımın horizontal yöndeki yaygınlığına göre Hamp ve Nyman(62), furkasyon problemlerini aşağıdaki 3 şekilde sınıflandırmışlardır:

I.Derece (Başlangıç) : Dişin 1/3 bukko-lingual kalınlığını geçmeyecek şekilde, horizontal yöndeki destek periodontal doku kaybı.

II.Derece (Kısmi) : Dişin 1/3 bukko-lingual kalınlığını geçen, horizontal yöndeki destek periodontal doku kaybı

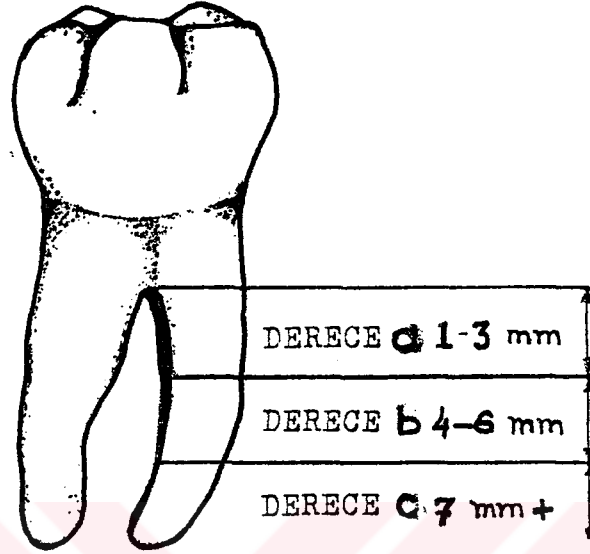
III.Derece (Tamamen) : Furkasyon bölgesini baştan sona geçen, destek periodontal doku kaybı.

Tarnow ve Fletcher(125), furka çatısından apikal yönde sondlanabilen, vertikal derinliği ölçen bir alt sınıflandırma sistemi yapmışlardır. Buna göre :

Altsınıf Derece a : Furkasyon tavanından apikale doğru vertikal kemik kaybı 1-3 mm dir.

Altsınıf Derece b : Furkasyon tavanından apikale doğru vertikal kemik kaybı 4-6 mm dir.

Altsınıf Derece c : Furkasyon tavanından apikale doğru vertikal kemik kaybı 7 mm. veya daha fazladır.(Şekil-1)(125).



Şekil 1: Furkasyon defektlerinin vertikal sınıflandırılması (125).

V. Furkasyon Defektlerinin Tedavisi:

Derin furkasyon defektlerinin tedavisi ve sağlıklı yapının idame ettirilmesi esas klinik problemdir. Bu nedenle atake olmuş bir furkasyonun tedavisinde ilk yapılacak olan, furkasyondaki giriş yolunu elimine etmektir (86). Bu amaçla çok değişik tedavi yöntemleri uygulanmaktadır. Yakın bir geçmişte furkasyon defektinin var olması diş çekiminin bir endikasyonu olarak düşünülmekteyse de, geliştirilen tekniklerle günümüzde bu lezyonlar genel olarak iyi bir şekilde tedavi edilebilmektedir. Bu defektlerin tedavisinde ilk olarak köklerin servikal bölgelerinin düzeltilmesi, bölgedeki yumuşak dokunun cerrahi olarak şekillendirilmesi ve hastaya iyi bir oral hijyen eğitimi verilmesi gereklidir(1,13,96,111).

Furkasyon defektlerinin tedavisi için defektin yaygınlığına ve yıkımın şekline göre “scaling” ve küretaj, gingivektomi, flap operasyonu düşünülebilir. Daha radikal olarak ise rezektif işlemler ve rejeneratif tedavi yöntemleriyle tedavi edilebilir. Ancak bunlar endodontik ve protetik yaklaşımları da beraberinde getirebilir ve komplikasyon riskini artırabilirler(63). Kemik deformitelerinin bulunmadığı kemik üstü cepler “scaling” ve küretaj veya gingivektomi ile, kemik içi cepler ve kemik defektlerinde bulunduğu furkasyon lezyonları ise flap operasyonu, rezektif işlemler veya rejeneratif tedavi yöntemleriyle tedavi edilebilirler (22,57,72,86,113).

Bütün bu tedaviler sırasında, hastanın yaşı, cinsiyeti, tedavinin süresi, tedaviden sonra kalan dişlerin sayısı, kökler arasında tedavi öncesi ve tedavi sonrası kemik miktarı, alveol destekteki değişimler ve dişlere endodontik tedavi yapıp yapılmadığı gibi faktörler göz önüne alınmalıdır. Çünkü her hastanın tedavisi kişiden kişiye tespit edilen ihtiyaçlara göre farklılıklar gösterir(111).

a) Sınıf I furkasyon defektlerinin tedavisi :

Sınıf I. furkasyon defektinde genellikle minimal kemik kaybı ve kemik üstü cepler görülür. Bu defektler cep derinliği ve cep duvarlarının fibrotik özeliğine göre”scaling” ve küretaj veya gingivektomi ile tedavi edilebilir. Furkasyondaki harabiyet başlangıç safhasında olduğu için furkasyona girilmesine sebep yoktur. Cebin ortadan kaldırılmasından sonra iltihap geriler, periodontal ligament ve komşu kemik kenarı onarımı başlar. Erken safhadaki furkasyon defektinin tedavisinde odontoplasti de uygulanabilir. Odontoplasti

dişin yeniden şekillendirilmesidir. Furkasyon bölgesindeki vertikal oluk, tedavi sonrası plak birikimini azaltmak için odontoplasti yapılarak ortadan kaldırılır(22,57).

b) Sınıf II furkasyon defektlerinin tedavisi :

Yatay planda dişin furkasyonundan 3 mm. ve daha fazla içeri girmiş lezyonlar tedavide sorunlar oluşturabilirler. Hastanın ekonomik ve genel sağlık durumuna göre açık veya kapalı küretaj tedavileri düşünülebilir. Fırça temizliği için tünel operasyonu düşünülse de, yeterli kemik desteğinin olması gereklidir.

Burada ideal tedavi tam rejenerasyon sağlamaktır. Ancak bu tip defektlerde tam rejenerasyon oluşma şansı çok azdır. Yapılan çalışmalar histolojik yöntemlerle desteklenememektedir (96).

Sınıf II. furkasyon defektinin tedavisine başlamadan önce her diş yüzeyi lokal anestezi altında sondlanarak periodontal tahribatın şekli belirlenir. Sınıf II. furkasyon defektlerinde tahribatın olduğu tarafta bir mukoperiosteal flap kaldırılarak tedavi yapılır. Sınıf II. furkasyon defektlerinin tedavisi için greft materyalleri ve yönlendirilmiş doku rejenerasyonu yöntemi, birlikte veya ayrı ayrı kullanılabilir (83,134,146). Bunun yanısıra bağ dokusu greftleri(16), ve koronale yönlendirilen flap(5,53,54), teknikleri de uygulanabilmektedir.

c) Sınıf III-IV furkasyon defektlerinin tedavisi :

Sınıf III ve IV furkasyon defektlerinin tedavisinde greft materyalleri ve yönlendirilmiş doku rejenerasyonu yönteminin kullanımı oldukça sınırlıdır. Yönlendirilmiş doku rejenerasyonu yönteminden iyi sonuç alınan vakalar flap

kaldırılınca kadar sınıf III. furkasyon defekti teşhisi konulamayan ancak flap kaldırıldıktan sonra defektin sınıf III olduğunun anlaşıldığı vakalardır(3,22,98).

Eğer yeterli kemik desteği varsa ve mobilité çok fazla değilse, bu defektlerin tünel oluşturma tedavisi II. dereceden furkasyon lezyonlarına göre daha pratiktir. Bu defektlerde kök rezeksiyonu ya da hemiseksiyon sıklıkla uygulanmakta olan bir tedavi şeklidir(96).

Furkasyon defektleri periodontal cerrahi yöntemleriyle tedavi edilirken, varsa mine uzantıları veya mine incileri kaldırılarak dentin yüzeyi açığa çıkartılmalıdır. Böylece yeni bağ dokusu ataşmanı oluşmasına zemin hazırlanır. Aksi takdirde furkasyon bölgesindeki mine yüzeyleriyle dişeti dokusu arasında epitelyal ataşman meydana gelebilir(55).

Furkasyon defektinin çeşitli yöntemlerle tedavisi yapıldıktan sonra gerektiği takdirde okluzal aşındırma da yapılmalıdır(22).

d) Kök amputasyonu, hemiseksiyon, triseksiyon :

İlerlemiş sınıf II, sınıf III ve sınıf IV furkasyon defektleri kök amputasyonu, hemiseksiyon ve triseksiyon gibi rezektif işlemler uygulanarak tedavi edilebilir.

Kök amputasyonu; furkasyonun apikalindeki kök parçasının dişin kron bölümüne dokunulmadan alınmasıdır.

Hemiseksiyon; çok köklü bir dişin bir veya iki kökünün üzerindeki kron bölümüyle birlikte çıkartılmasıdır.

Triseksiyon; maksiller bir dişin köklerinin 'e ayrılmasıdır. Ancak bu yöntemde, gerektiğinde herhangi bir kök, üzerindeki kron bölümüyle beraber çıkartılabilir(22,57,86,113).

e) Periodontal-endodontal kombine tedavi :

Apeks veya lateral kanallar yoluyla, pulpa enfeksiyonu periodontal dokulara yayılmış ve furkasyon bölgesinde kemik kaybına neden olmuş ise nekrotik pulpa dokuları uzaklaştırılarak tedaviye başlanır. Kök kanal tedavisinin tamamlanmasından sonra ve periodontal tedaviye geçilmeden önce endodontik lezyondan etkilenmiş dokuların iyileşmesi için birkaç ay beklenmesi gerekir(22,113).

f) Diğeri tedavi yöntemleri :

İlerlemiş sınıf II ve sınıf III furkasyon defektlerinin tedavisinde kök separasyonu (kök biseksiyonu), tünel hazırlama ve en son olarak diş çekimi uygulanabilir(22,57,86,113). Diş ekimi, periodonsiyumun hiçbir kökün korunamayacağı seviyeye kadar tahrip olması halinde endikedir. Furkasyon defekti bulunan dişin korunması tüm tedavi planını iyi yönde etkilemeyecek ise, veya furkasyon defekti tedavisi sonrasında hastanın kendisi plak kontrolü uygulayamayacaksa yine diş çekimi yapılabilir(113).

VI.Furkasyon Defektlerinin Prognozu:

Kuvvetlerin dağılımı ve desteklik yönünden kökleri birbirinden açık (diverjant) ve açılı olan çok köklü dişler, tek köklü veya kökleri birbirine bitişik çok köklü dişlere oranla daha dirençlidir(32).

Diş, üzerine kompleks kuvvetler gelen ya da bu kuvvetleri karşılayan ağız içi anatomik yapıdır. Eğer diş, ağız içinde stabil bir pozisyonda ise; kaslar ve okluzal kuvvetler nedeniyle oluşan kuvvetler fiziki olarak bir denge içinde olmalıdırlar. Uzun süreli dengeli kuvvetler dişlere uygulandığında, bir dizi rezorbsiyon ve apozisyon hadisesini takiben diş pozisyon değiştirebilir. Basınç olan yerde resorbsiyon, çekme ya da gerilme olan yerde apozisyon oluşur. Dişlere gelen kuvvetlerin etkilerini analiz edebilmek için, periodontal membranın davranışını iyi gözlemlemek gereklidir. Çünkü ağız içindeki biyolojik değişimlerin başlangıç faktörü periodontal ligamente gelen gerilimlerdir(35,119,124).

Gerilime bağlı artmış kemik büyümesiyle ilgili çeşitli teoriler ileri sürülmüştür(106).

Değişken gerilimler, hidroksiapatit kristallerinde ilave kalsiyum iyonlarının oluşumuna sebep olmaktadır. Kemik hücreleri ise bu değişime rezorbsiyon ya da apozisyon şeklinde reaksiyon verebilirler. Kemiğin piezoelektrik oluşumları, kemiğin remodelasyonundaki gerilim etkilerini de açıklayıcı olabilir. Kemik gerilim yönü tarafında belirlenen bir polarite (kutuplaşma) ile uygulanan gerilimin büyüklüğüyle doğru orantılı elektrik akımı ve potansiyeller üretir. Apozisyonun negatif (-) yüklü kemik bölgesinde oluştuğu düşünülür. Gerilim bağlantılı feedback (geri besleme) mekanizması, biyokimyasal ve elektriksel aktivitelerin kombinasyonudur (106,107,129).

Sınıf I ve orta derecede sınıf II furkasyon defektlerinin prognozu genellikle çok iyidir. Ancak ileri derecede sınıf II ve sınıf III furkasyon

defektlerinin prognozu iyi olmayabilir. Ayrıca furkasyon defekti tedavi edilmiş olsa bile ataşman kaybı devam edebilir(23,66,80). Bununla birlikte tedavinin ve tedavi sonrası ağız bakımının iyi olduğu durumlarda ileri derecede sınıf II ve sınıf III furkasyon defekti bulunan dişlerin %88'i ağızda kalabilmektedir. Fakat total diş kayıplarının %85'inin furkasyon defektleri nedeniyle molar dişlerde meydana gelmesi dikkat çekicidir(23,83,94,134). Mc Fall(92), yaptığı 5 yıllık takip çalışmasında; furkasyon invazyonu olan dişlerde %56.9 oranında diş kayıplarının olduğunu ortaya koymuştur. Hasta ve hekim işbirliği, hastanın iyi bir ağız bakımı uygulaması, dokunun iyileşme kapasitesinin yüksek olması ve hastanın 3 aylık kontrol seanslarını takip etmesi ile prognoz iyi olmaktadır. Bu nedenle hastanın tedavi sonrası ağız bakımı konusunda bilinçlendirilmesi ve kontrol muayenelerinin öneminin anlatılması ile prognozun iyi olması sağlanabilir(23,115,135).

* Kuvvet uygulanan dişlerin periodonsiyumunda meydana gelen sıkışma ve genişleme bölgeleri :

Okluzal travmaların furkasyon bölgesindeki periodontal ataşmanın kaybına neden olan yardımcı bir faktör olduğu bilinmektedir(86,104). Konunun daha iyi anlaşılabilmesi açısından; periodonsiyumda gerilimlere bağlı olarak ortaya çıkan değişikliklerin incelenmesinde yarar vardır.

Dişlerin fonksiyonel hareketleri esnasında dişe gelen kuvvetlerin yönüne göre periodontal dokularda sıkışmaya (-) ya da gerilmeye (+) maruz kalan bölgeler oluşur. Bu durumda periodontal liflerin gerilmiş olduğu tarafta

periodontal aralık genişler, buna karşılık, periodontal liflerin sıkıştığı tarafta ise periodontal aralık daralır ve bu bölgede alveol kemiği bir basınç altındadır.

Şiddeti az olan kuvvetlerle bile kemik rezorbsiyonu oluşmaktadır. Bu tip doku değişiklikleri dişlerin üzerine gelen basınç kuvveti ile olur. Kuvvet etkisi ile dişin harekete zorlandığı yöndeki periodontal lifler ve hücreler, alveol kemiği (lamina dura) ile sement arasında, basınç etkisi ile sıkışarak periodontal aralığı daraltır. Karşı taraftaki periodontal aralık ise genişleyerek periodontal lifleri gerdirir. Periodontal liflerin sıkıştığı taraftaki alveol kemiğinde erime (rezorbsiyon), gerilmeye tarafında ise yeni kemik oluşumu (apozisyon) görülür.

Basınç etkisiyle oluşan şekil değiştirme (deformation) sonucu kristallerde meydana gelen elektrik akımına "piezoelektrik" (mekanik enerjinin elektrik enerjisine dönüşümü) denilmektedir. Dişe gelen kuvvetlerin kemikte oluşturduğu rezorbsiyon ve apozisyon hadiselerinde piezoelektrik olayının rol oynadığı bildirilmiştir. Kuvvet etkisi ile sıkışma ve gerilmeye maruz kalan alveol kemiğinin, konkav yüzeyinde negatif elektrik yükü, konveks yüzeyinde ise pozitif elektrik yükü oluşmaktadır. Kuvvet etkisiyle kemikte meydana gelen deformasyon sonucu, negatif elektrik yükünün olduğu yüzeyde kemik apozisyonu, pozitif elektrik yükünün olduğu yüzeyde ise kemik rezorbsiyonu meydana geldiği belirtilmektedir(129).

Stres Analiz Yöntemleri :

Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri görmek ve o cismin daha dayanıklı veya daha güçlü olabilmesi için ideal şeklini saptayabilmek amacıyla çeşitli bilim dallarında stres analizleri kullanılır.

Günümüzde, diş hekimliğinde gerek biyolojik malzeme, gerekse tedavi malzemelerinde fonksiyonel gerilimlerin analizini sağlayan yöntemler aşağıdaki gibi sıralanabilir :

1- Kırılabilir Vernik Kaplama Tekniği (Brittle lacquer coating) ile Kuvvet Analizi: Vernik kuvvet dağılımı incelenecek cisim üzerine homojen şekilde püskürtülür. Cisme kuvvet tatbik edildiğinde, vernik üzerinde bu kuvvete dik yönde,uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan bir takım çatlaklar meydana gelir. Çatlakların sık olduğu bölgeler,kuvvetin etkisine en çok maruz kalan bölgelerdir(128).

2- Fotoelastik Kuvvet Yöntemi(Photoelastic stress analysis): Geometrik şekilde olmayan cisimlerde kuvvetin akışını gözlemek için bu yöntemden yararlanılır. İncelenecek cisim fotoelastik materyalden hazırlanan modelin,stres bölgeleri, polariskop cihazı ile tespit edilir.Yaygın olarak kullanılan bu yöntemde; iki ve üç boyutlu model tekniği ,üzerinde çalışılan model yüzeyine çift kırıcı plastik yapıştırma tekniği gibi üç esas teknik vardır(128).

3- Gerilme Ölçer(Strain gauge) Kullanılarak Kuvvet Analizi: Gerilme ölçerler, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan araçlardır. Mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik olabilirler(128).

4- Laser Işınlarıyla Kuvvet Analizi (Halografik interferometri): Bu yöntemde girişim ölçer (interferometre) isimli aletten faydalanılır. Alet ışık girişim saçaklarını uzaktan ölçer. Bu saçakların değerlendirilmesi ile sonuca

varılır. Değişik doku yapılar arasındaki karmaşık basınç etkileşimlerini ölçmede laser girişim ölçer görüntü teknikleri çok yönlü bir araştırma metodudur(128).

5- Termografik stres analiz yöntemi(Thermographic stress analysis): Bu metod genelde Lord Kelvin'in çalışmalarına dayanır. Bir kuvvet karşısında materyalin içerisinde oluşan moleküler düzeydeki ısı değişikliklerinin ölçülmesi olarak tanımlanabilir. Bu yöntemle göre homojen ve izotropik materyallere uygulanan kuvvet yüklemelerinde oluşan streslerin toplamıyla orantılı olarak ortaya çıkan ısı değişiklikleri materyal üzerindeki belirli noktalarda incelenir(130).

6- Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SESA) veya "Finite element stress analysis method"(FEM): Sonlu elemanlar "finite elements" yaklaşımı temelde sürekli ortamların daha küçük parçalara veya elemanlara ayrılmış analitik şekilde modelinin elde edilerek, her bir kısmında sınır koşullarını da dikkate alarak çözmeyi sağlar.

Çözömlenen değişken basınç, sıcaklık, yer değıştirme, gerilme veya benzeri bir fiziksel olay olabilir(11,79).

Dişhekimliğinde canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak güç, bazı durumlarda olanaksızdır. Bundan ötürü bu tip çalışmalar canlı dokunun bir modeli üzerinde yapılır. Ancak bu durumda analizin başarısı elde edilen modelin canlı dokuya olan benzerliği ile doğru orantılıdır.

Araştırmada uyguladığımız metod "SESA" yöntemidir. Yöntemin ilk uygulamaları uçak gövde ve kanatlarının aerodinamiğinde olmasına karşılık

günümüzde sürekli ortam mekaniğinin bütün alanlarında, uygulamalı matematikte ve biyolojik bilimlerde kullanılır hale gelmiştir. Araştırmadaki analizlere ışık tutabilmesi amacıyla bu metodun uygulanmasına ait bazı bilgiler verilecektir.

Sonlu Elemanlar Yöntemi :

Basit olarak tanımlanacak olursa yöntem şöyle bir uygulamaya sahiptir:

SAP 90 Programı :

Araştırmada kullanılan SAP 90 kompleks yapıların lineer statik ve dinamik analizlerinde etkili, genel amaçlı bir stres analizi programı olup pek çok araştırmaların ve deneylerin sonucunda ortaya çıkmıştır. İlk olarak 1970 de Wilson tarafından SAP "Genel Yapı Analizi Programı" adı altında yayınlanan program 1972 yılında daha da geliştirilerek SAP II ya da SOLID SAP ve SAP III olarak yayınlanmış, 1974 yılında ise ilave edilen yeni eleman tipleri ile program daha etkin bir hale getirilmiş ve SAP IV adı ile araştırmacıların kullanımına sunulmuştur(79). SAP 90 analiz detayları arttırılmış en gelişmiş versiyondur. ANSI Fortran-77 Subset ile hazırlanan SAP 90 programı, MS-DOS temeline dayanan bilgisayar sistemlerinde kullanılması için düzenlenmiştir. 640 K memory (hafıza) ve 30 MB hard diske sahip bilgisayarlarda yaklaşık 4000 nokta veya 8000 denklemlili problemlerin çözümü gerçekleştirilebilmektedir. Daha büyük çözümler için hafızanın arttırılması gerekmektedir (11,45,46,47).

Diğer genel amaçlı bilgisayar programlarında olduğu gibi SAP 90 stres analizi programı; kullanan tarafından değiştirilebilecek veya geliştirilebilecek bir programdır. İlave şıklar, yeni yapısal elemanlar, yeni kodlama sistemleri geliştirilip eklenebilir(11).

Program çok kapsamlı üç boyutlu sistemleri de analiz edebilmektedir. Ancak daha basit problemlerin çözümünde etkinliğini kaybetmez(45). Ayrıca çözülecek probleme uygun daha küçük programlar programın bütününden, sadece hesaplamalarda kullanılacak alt bölümlerin biraraya getirilmesi ile oluşturulabilir. Bu özellik programın küçük boyutlu ev bilgisayarlarında da kullanılmasına imkan verir.

Bu program ile statik ve dinamik stres analizi yapılabilir. Analizin yapılabilmesi için ilk aşama yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model 2 veya 3 boyutlu oluşturulabilir. Matematiksel model hazırlanırken gerçek boyut ve orantılara bağlı kalmak gereklidir. Matematiksel modelin oluşturulmasında mümkün olduğu kadar boyutları birbirine yakın, geometrik alanlar kullanılır. Bu alanlara eleman adı verilir. Elemanın 3 boyutlu koordinatlar sistemi içerisindeki yerini belirleyecek olan köşelerine ise nokta (joint) denir. Daha sonra her nokta ve elemana bir numara verilir.

Model oluşturulmasından sonra, incelenen dokuların elastiklik modülü ve poisson oranı verilir. Böylece dokuların fiziksel özellikleri tanımlanır. Analiz amacına uygun olarak, yerçekimi, statik ve dinamik yük koşulları ve ısı şartları oluşturulur.

Bütün veriler, serbest formatta bir yazı programında liste şeklinde hazırlanarak analize sunulur.

VII- Sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle ilgili temel kavramlar:

Bu bölümde araştırmada kullanılan bazı temel kavramlar tanımlanacaktır.

GERİLİM (STRESS): Herhangi bir cisme dışardan kuvvet uygulandığında cismin iç yapısında moleküler düzeyde bir kuvvet oluşur. Bir dış kuvvete karşı direnç gösteren kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir. Gerilim kısaca birim alana uygulanan kuvvet demektir (29,42,147). ($S=F / A$)

GERİLME / DEFORMASYON (STRAIN): Bütün cisimler üzerine etki eden kuvvetler altında şekil değiştirmeye (deformasyon) uğrar. Gerilme birim boyut başına uzunluk değişimidir. Gerilme elastik veya plastik şeklinde yada her iki halde birden olabilir. Elastik gerilme reversibldir, yani gerilim ortadan kalkınca cismin şekli eski haline döner. Gerilmenin değeri % olarak ifade edilir(29,101,147).

Eğer gerilim; birim alan başına bileşke kuvvetini aşarsa, enerji veya çekim kuvveti atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Bu durumda kopma ve kırılma meydana gelir.

GERİLİM VE GERİLME TİPLERİ :

Gerilim, yönü ve boyutu cinsinden tanımlanır. Yönü açısından üçe ayrılır(Şekil 2)(147).

Çekme gerilimi (Tensile Stress): Çekme gerilimi kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı çıkan kuvvettir. Çekme gerilmesi ile birlikte oluşur(29,147).

Sıkışma gerilimi (Compressive Stress): Bir kütle kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir yüke maruz kalırsa, bu yüke karşı çıkan iç kuvvetlere sıkışma gerilimi denir. Sıkıştırma gerilmesi ile birlikte görülür(29,147).

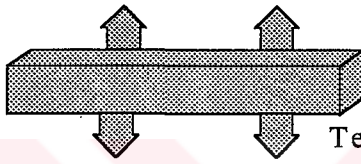
Makaslama gerilimi (Shear Stress): Çevirme hareketine veya bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırma kuvvetine karşı çıkan gerilime makaslama veya kayma gerilimi adı verilir(29,147).

Herhangi bir cisme tek tip bir kuvvet uygulamak son derece zordur. Pratik şartlarda yapıda tek tip gerilim baskın olmasına rağmen diğer iki tip gerilimde görülür. Bunlara kompleks gerilimler denir(147).

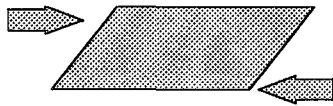
Dik gerilimler çekme (tension) veya sıkışma (compression) niteliğine sahiptirler. Makaslama(shear) gerilimleri ise sonuç itibari ile aynı tesiri gösterdikleri için bunlarda nitelik ayırımı yapılamaz (27,28,29,38,42).



Compression (sıkıştırma),



Tension (çekme)



Shear (makaslama).

Şekil 2: Gerilim ve gerilme tipleri

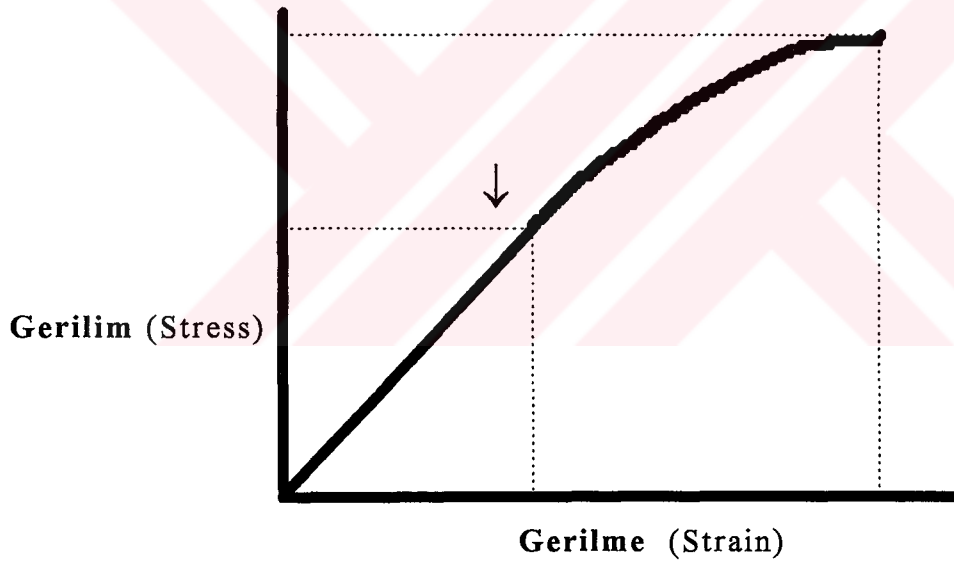
HOOKE KANUNU:

Birim şekil değiştirmeler ile gerilmeler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur(Robert Hook 17.yy).Belirli gerilme

sınırlarını aşmamak kaydı ile cisimlerin davranışını doğru olarak ifade eder. Şekil 3’de okla gösterilen noktaya kadar olan şekil değiştirmeler ve gerilmeler doğrusaldır(29,30,42).

ORANTI SINIRI (Proportional Limit)

Gerilme ve gerilimin orantılı olduğu en yüksek gerilim miktarı orantı sınırı olarak tanımlanır. Şekil 3’de okla gösterilen sınır orantı sınırını göstermektedir(147).



Şekil 3: Gerilim-gerilme eğrisi (Okla işaretlenen orantı sınırıdır).

ELASTİSİTE MODÜLÜ (Modulus of Elasticity)

Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda birim şekil değiştirme ile gerilme arasında doğrusal ilişkinin sabitidir. Cisimlerin şekil değiştirmeye

direncinin bir ölçüsü olup her cins malzeme için ayırıcı özelliktir. Young modülü olarak da bilinir. Elastik modülün matematiksel formülü:

$$\begin{array}{cc} \text{Gerilim} & F/A \\ E = \frac{F}{A \cdot e} & E = \frac{F}{A \cdot e} \\ \text{Gerilme} & e/l \end{array}$$

E = Elastiklik modülü

F = Uygulanan kuvvet veya yük

A = Gerilim altındaki malzemenin kesiti

e = Boyda olan uzama

l = Orijinal boy

Elastik modülün birimi; birim alana kuvvet olup, $N/mm^2 = MPa$ (Megapascal)dır(147).

POISSON ORANI:

Bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan her cisim, diğer yönde de aynı tür bir şekil değiştirme gösterir. Pratikte, gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık alanının daralması olarak tarif edilebilir. Yan yöndeki birim deformasyonun, vertikal yöndeki birim deformasyona olan oranıdır. Bütün malzemeler için “0” ile “0.5” arasında değişen malzemeye bağlı ayırıcı bir

özelliktir. Fransız matematikçisi Poisson teorik olarak bunun “0.25” olması gerektiğini iddia etmiştir(27,29,30,42).

MAKASLAMA MODÜLÜ (Modulus of Shear)

Elastisite modülü gibi, cisimlerin açı değiştirmeye karşı direncinin ölçüsüdür. Elastik sınırlar içinde;

1/2 Elastisite Modülü

Makaslama Modülü = ----- olarak tanımlanabilir(26).

1+Poisson oranı

Dışhekimliğinde 1969’da Ledley ve arkadaşlarıyla(82), bugünkü anlamda sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanıma girmiş, sabit protezlerde, implantolojide, ortodontide, parsiyel protezlerde, restoratif dişhekimliğinde ve total protezlerle yapılan araştırmalarda kullanılmıştır.

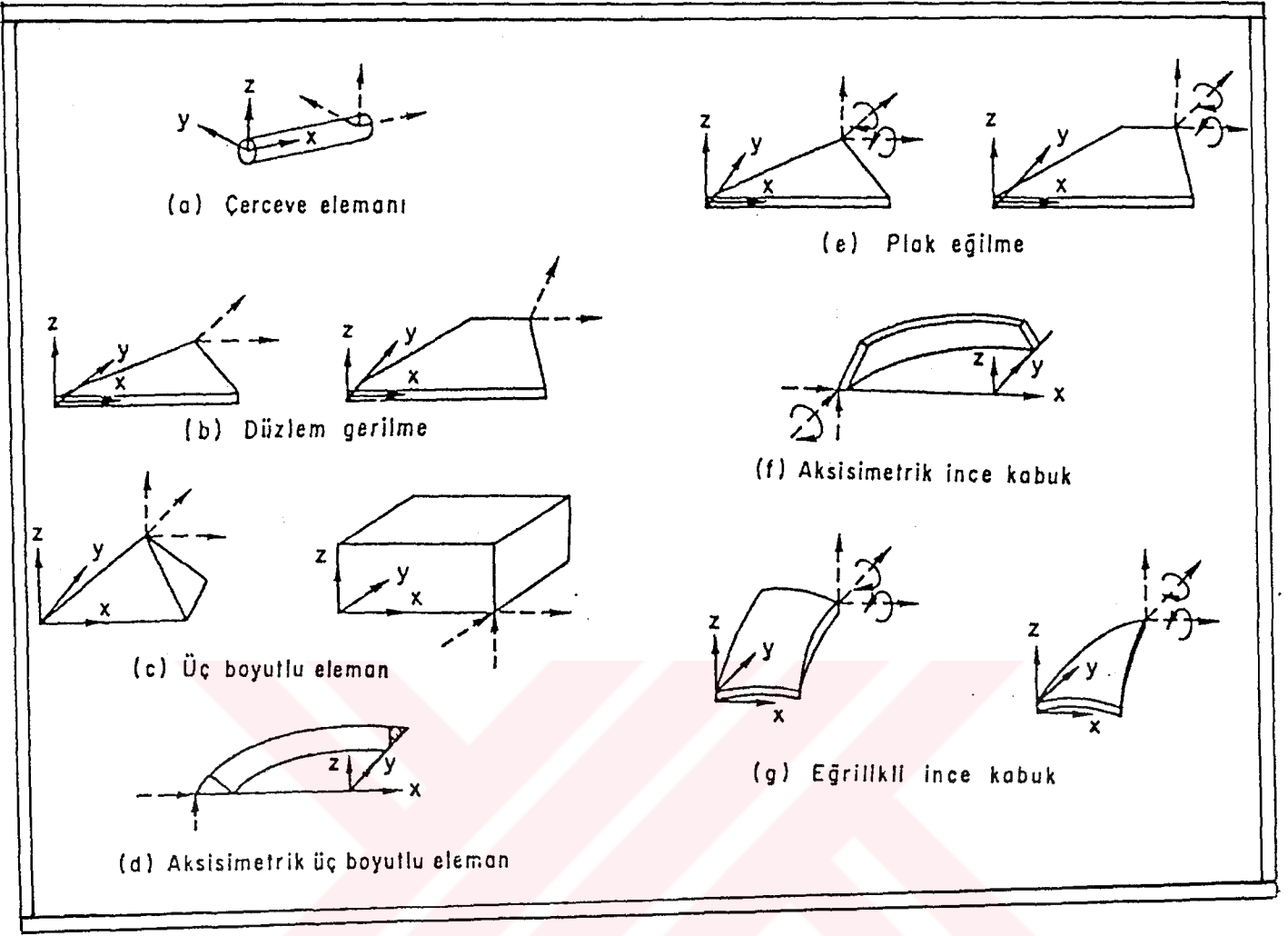
Yapılan literatür taramalarında periodontoloji’de bu yöntemle yapılmış herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

İncelenen yapının, iki veya üç boyutlu olarak analizi yapılabilir. Bu yapı eleman adı verilen belirli sayıda geometrik alanlara bölünür ve bu parçalar birbirine düğüm noktalarından bağlanırlar. Bu yöntem sürekli ortamın (incelenen yapı) küçük parçalara veya alanlara ayrılmış her bir kısmında sınır koşullarını

da dikkate alarak çözmeyi sağlar. Çözömlenen değışken; basınç, sıcaklık, gibi farklı ortamlardaki yer değıştirme, gerilme veya benzeri bir fiziksel olay olabilir(79,139). Yöntem şöyle bir uygulamaya sahiptir;

1- Sürekli Ortamın Ayrışık Parçalara Bölünmesi (Discretisation):

Ele alınan problemi tarif eden değışken, çözüm bölgesinin ufak parçalara ayrılmış temsilinde arandığı için ilk adımda bu parçalar geometrik olarak belirlenir. Başka bir ifade ile, yapının geometrisi tanımlanır. Farklı şekillere sahip aynı tür elemanlar kullanılabileceğı gibi değışik türden elemanlarda kullanılabilir. Bu adımda “eleman” olarak adlandırılan her küçük alan için, diğer elemanlara veya sınırlara bağı olduğu yerlerde düğüm noktaları(“node”, “joint”) tanımlanır ve alan değışkenin bu düğüm noktaları arasındaki değışimi yazılır(11,79). Şekil 4’de mekanik biliminde kullanılan basit eleman türlerinden bazıları gösterilmektedir(11,79).



Şekil 4: Mekanik biliminde kullanılan basit eleman türlerinden örnekler.

2- Eleman Özelliklerinin Tayini:

Bu adım bir önceki aşama ile birlikte düşünülebilir. Her eleman için gerek doğrudan doğruya, gerekse varyasyonel hesap ve başka yöntemlerle çıkartılan eleman özellikleri genelde bir eleman "rijitlik" matrisi şeklinde ifade edilir. Yapıyı oluşturan malzemelerin elastik modülü ve poisson oranları verilerek analizlerde yapının fiziksel tepkileri vermesi sağlanır(11,79).

3- Eleman Özelliklerin Toplanarak Sistem Özelliklerinin Belirlenmesi (Assembly):

Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler bütün sistem için genelleştirilir ve bir denklem dizisi haline getirilir. Bu aşamada sınır şartları da çözüme uyacak şekilde belirlenir ve bütün veriler liste şeklindeki serbest formatta bir yazı programında hazırlanarak analize sunulur(11,79).

4- Denklemlerin Çözümleri:

Alan değişkenin düğüm noktalarındaki değerleri denklem takımının çözülmesi ile elde edilir. Bu aşama özellikle genel amaçlı bilgisayar kodlarında en kısa zamanda çözümü bulmak için optimize edilir(11,79).

5- Sonuçların incelenmesi:

Çıkan sonuçların değerlendirilmesi ve gerekiyorsa ek analizlerin yapılması bu safhada yerine getirilir.

Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Dişhekimliğinde Yapılan Araştırmaların Tarihçesi:

Sonlu elemanlar yöntemi uçak, makina, gemi, inşaat, jeofizik, elektrik ve nükleer mühendislik gibi mühendislik bilimlerindeki geniş kullanımının yanı sıra biomekanik ile uğraşan pek çok araştırmacının ilgisini çekmiş, tıp ve dişhekimliğinde de bu yöntemle pek çok araştırma yapılmıştır.

Ortodontik kuvvetler sonucunda periodonsiyuma gelen kuvvetlerin mühendislik teknikleri ile incelenmesi gerektiği 1917'de Fish(35) adlı araştırmacı tarafından bildirilmiştir.

Yine 1917'de Koch(69), adlı araştırmacı ortopedide kemiğe gelen kuvvetlerin incelenmesinde, mühendislik tekniklerinin kullanılabileceğini belirtmiştir.

1969 yılında Ledley ve Huang(82)'ın matematiksel bir diş modelini geliştirmelerini takiben dişhekimliğinde kullanılmaya başlanan sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile pekçok araştırma yapılmıştır..

1971 yılında Davidian(35), maksiller santral dişin teorik rotasyon merkezini bulmak için gerçekleştirdiği matematiksel diş modeli ile diş uygulanan kuvvetin periodonsiyumdaki mekanik cevabının incelenmesinde "SESA" yöntemini kullanmıştır.

1973 yılında Thresher ve arkadaşları (126), insan dişini "SESA" yöntemi ile incelemişlerdir.

1974 yılında Farah ve Craig(49), birinci molar dişte oluklu basamak, eğimli oluklu basamaklı ve basamaksız preparasyonlarda full kronlarda oluşan stresleri ve 1975 yılında aynı araştırmacılar(50), porselen ve metal destekli jaket kronlardaki stres dağılımını iki boyutta sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemişlerdir.

1976 yılında Yetram ve Wright(144), restore edilmemiş diş ve altın full kron ile restore edilmiş dişlerde tek ve çift noktadan uygulanan kuvvetlerle oluşan gerilimleri “SESA” yöntemi ile araştırmışlardır.

Aydınlık(9), 1977 yılında bölümlü protezlerde silikon ara tabakanın destek dokularda neden olduğu boyutsal değişiklikleri, araştırmak için “SESA” programını kullanmıştır.

1978’de Takahashi ve Kitagami(123), doğal diş ve blade-vent implant destekli sabit köprü protezinde destekleyici dokulardaki streslerin analizini, Wright ve Yetram(141), mandibular ikinci molar dişin amalgam tepilmesi ve ısısız gerilme sırasındaki mekanik davranışını “SESA” yöntemi kullanarak araştırmışlardır.

Yine aynı yılda Craig ve arkadaşları(29), hareketli parsiyel protezlerin distal uzantılarındaki yükleri “SESA” yöntemi ile incelemişlerdir.

1980 yılında Maeda ve arkadaşları(89), hareketli parsiyel protezlerde stres dağılımını incelemek için aynı metodu kullanmışlardır.

1983 yılında Borchers ve arkadaşları(15), implant ve kemik arasında değişik zamanlarda oluşan ilişkilerin üç boyutlu olarak incelenmesinde “SESA” yönteminden yararlanmışlardır.

Yine aynı yıllarda De Vree ve arkadaşları(39), “SESA” yöntemi ile fotoeleatik stres analiz yöntemi arasındaki farkları ortaya koymuşlardır. Moss(95), sonlu elemanlar yönteminin kafa yüz iskelet büyüme ve gelişmesinde etkinliği üzerinde durmuş, kafa iskelet yapısının biçimlenmesi ve biçim

değişikliklerinin dış bir referanstan bağımsız olarak saptanabildiğini, böylece röntgenografik sefalometride yapılan hataların ana kaynağını elimine ettiğini belirtmiştir.

Peters ve Poort(99), aynı dönemde bir maksiller keser dişin, amalgam-diş sınırındaki stres dağılımlarını incelemeye sonlu elemanlar stres analizi programından faydalanmışlardır. Çelik(32), aynı metod ile farklı kök boyut ve şekillerinin sabit protezlerdeki etkisini araştırmıştır.

1984 yılında Reinhart ve arkadaşları(104), okluzal travmanın mekanik açıdan incelenmesinde “SESA” programının uygun bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. De Vree ve arkadaşları(40), molar diş restorasyonunda kullanılan değişik bir kavite tipindeki stres dağılımının incelenmesinde yine aynı yöntemden yararlanmışlardır.

Kavsaoglu(75), 1986 yılında kanin distalizasyonunda kullanılan farklı yöntemlerin karşılaştırmasını “SESA” programı ile yapmıştır.

1987 yılında Fotos ve arkadaşları(52), ark telinin oluşturduğu ortodontik kuvvetleri sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemişlerdir.

Aynı yılda Tanne ve arkadaşları(124), ortodontik kuvvetlerin periodontal dokularda oluşturduğu stresleri, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz metodunu kullanarak incelemişlerdir.

1988’de Rieger(106), kök formundaki implantların stres dağılımını incelemeye “SESA” yönteminden yararlanmıştır.

Aynı yıl Farah ve arkadaşları(51), mandibulanın modelini oluşturarak “SESA” yöntemi ile mandibulayı incelemişlerdir.

1989 yılında Hino ve arkadaşları(65), dökülebilir cam seramik kronların üç boyutta, yine aynı yılda Vandecapelle ve Commans(131), diş modellerinde denenmiş ana komponentlerin analizini iki boyutta sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemişlerdir.

Aynı yıllarda Derand(38), porselen inleylerin simantasyonu veya resinle yapıştırılması sonrası yüklemelerin stres analizini, Vandecapelle ve arkadaşları(132), okluzal kuvvetlerin servikal erozyon ile ilişkisini iki boyutta sonlu elemanlar yöntemi ile araştırmışlardır.

Rieger ve arkadaşları(106), aynı yılda kemiğe adapte ve kemiğe bioaktif kaplamalarla yapışmış endosseous implantları iki boyutta sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile mukayese etmişlerdir.

1990 yılında Middleton ve arkadaşları(93), ortodontik diş hareketlerinin üç boyutlu analizlerini “SESA” programı ile araştırmışlardır.

Yine aynı yılda Williams ve arkadaşları(138), osseointegre implantlara bağlanmış sabit protezlerin iki boyuttaki stres analizinde “SESA” metodundan yararlanmışlardır.

Rieger ve arkadaşları(107,108), altı endosseous implantın, ayrıca onbir endosseous implantın seri halde stres analizini iki boyutlu modellerde sonlu elemanlar stres analiz metodu ile incelemişlerdir.

Clelland ve arkadaşları(26), Screw-Vent implantın üç boyutlu modelinde stres analizini, bir başka çalışmalarında da dört implantın stres analizini mukayeseli olarak sonlu elemanlar stres analiz metodu ile araştırmışlardır.

Yine aynı yılda Cunningham ve arkadaşları(31), mandibular kanin ve IMZ dental implantın iki boyutta mukayeselerini “SESA” metodu ile yapmışlardır.

1990 yılı sonunda Hojjate ve arkadaşları(67), seramik kronlarda stres dağılımlarını, Yuasa ve arkadaşları(145), kroşelerde uzunluk ve esneklik arasındaki ilişkiyi iki boyutta sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemişlerdir.

Aynı yılda Middleton ve arkadaşları(93), ortodontik diş hareketlerini, incelemek için üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yönteminden yararlanmışlardır.

Sakagucci ve arkadaşları(114), tüberkül tepelerinin bağımsız hareketleri konusunda 1991’de aynı yöntemle çalışmışlardır.

Çelik ve arkadaşları(32), aynı yıl kökleri aşırı eğimli veya kıvrık dişlerde stres dağılımının diş ve destek doku üzerindeki dağılımına “SESA” yöntemi ile bakmışlardır.

1991’de Eskitaşçıoğlu(45), sentrik kontak tipinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin incelenmesini yaptığı tezinde 2 boyutta sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanmıştır.

1992’de Darendeliler ve arkadaşları(33), herhangi bir restorasyon yapmadan üst santral diş üzerinde oluşan streslerin dağılımını bu yöntemle incelemişlerdir. Yine aynı yıl Aydın ve Tekkaya(8), zayıf köprü ayaklarında değişik yüklerin oluşturduğu stresleri aynı teknikle incelemişlerdir.

Yine 1992 yılında Cailleteau ve arkadaşları (21), post kullanılarak yapılan kronların kanal içinde oluşturdukları stresleri aynı teknikle incelemişlerdir.

Aynı yıl Awadalla ve arkadaşları(7), parsiyel protezlerin destek dişler üzerindeki stres dağılımının etkilerini “SESA” yöntemi ile incelemişlerdir.

1994 yılında Kamposiora ve arkadaşları(73), komple veneer kronlar altındaki siman mikrofraktürlerini sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemişlerdir.

1995 yılında Ersöz(44), “Farklı laminate veneer yapım tekniklerinin in-vitro olarak mikrosızıntı açısından ve streslerin dağılımı yönünden incelenmesi” adlı doktora tezinde bu yöntemi kullanmıştır.

Yine 1995 yılında Baran(10), iki tip silindirik endosteal implant altyapı üzerine hazırlanmış üç değişik tüberkül eğimli kron tasarımlarına uygulanan vertikal kuvvetlerin oluşturduğu gerilimlerin incelendiği doktora tezinde aynı yöntemi kullanmıştır.

Bu bölümde ele alınan örnekler dişhekimliğinde sonlu elemanlar metodu ile gerçekleştirilen araştırmaları içermektedir. Biomekanikteki sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan araştırmalar çok daha yaygın ve karmaşık yapılara sahiptir.

MATERYAL VE METOD

Bu araştırmada furkasyon defektli mandibular birinci molar dişlere uygulanan fonksiyonel kuvvetlerin neden olduğu stresler incelenmiştir. Bu defektler, periodontal tedavi sonrası iyileşmiş varsayılarak sağlıklı doku elastik özellikleriyle temsil edilmiş ve standardizasyonu sağlamak amacıyla destek kemik yapı için farklı modellere tek bir elastik özellik verilmiştir. Furkasyon defekt seviyelerinin belirlenmesinde Tarnow sınıflaması esas alınmıştır. Fonksiyonel kuvvetler ise, dişe vertikal ve lateral yönde uygulanan ortalama çiğneme kuvvetleri ile temsil edilmiştir.

Araştırmada dişlere uygulanan fonksiyonel kuvvetlerin analizini yapabilmek için SESA analiz yöntemi uygulandı. Bu analizin değerlendirilmesi için bilgisayar vasıtasıyla statik ve dinamik stres analizi yapabilen SAP90 stres analiz programından faydalanıldı

Elde edilen analiz çıktıları SAPLOT çizim programında istenilen koordinat düzleminde farklı açılardan matematiksel değer ve dağılımlar şeklinde alındı.

SAPLOT programının Smax ve Smin çıktılarında, çekme ve sıkıştırma stres dağılımları incelenirken; (-) değerler sıkışma (compressive), (+) değerler çekme (tensile) stresleri ile temsil edilirler.

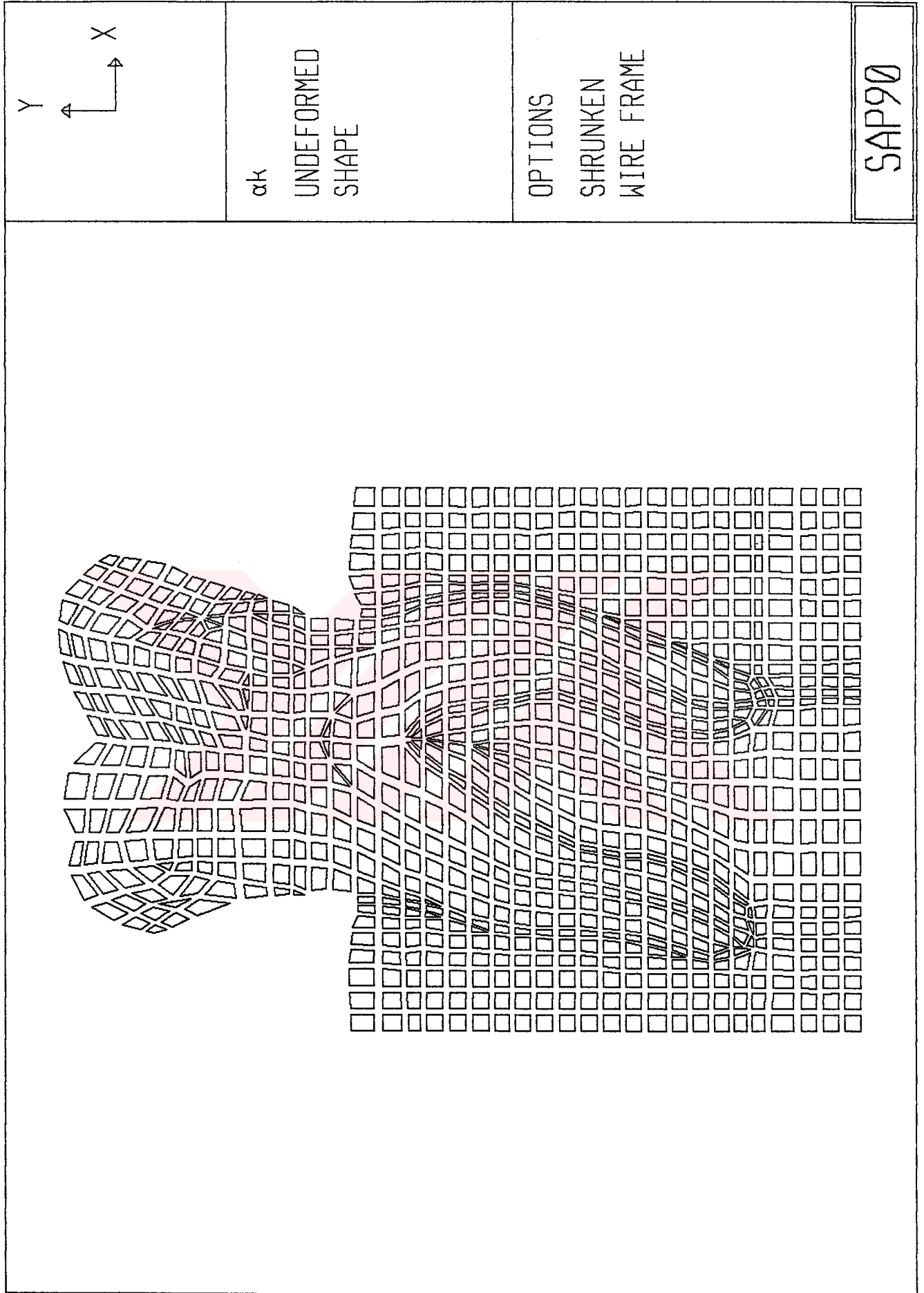
Makaslama (shear) stres dağılım ve miktarları SAPLOT programının Svm çıktılarında matematiksel değer ve dağılımı yalın halde sunuldu.

Bu araştırmada vertikal yönde farklı üç furkasyon defekti üzerindeki kuvvetleri incelemek amacıyla alt mandibular birinci molar diş ve çevresindeki destek doku seçildi. Seçilen kısmın sınırları sağ alt ikinci premolar dişin distal kenarı ile sağ alt ikinci molar dişin mesial kenarı arasındaki bölgeden oluştu. Sonlu elemanlar analizi için bölgenin anteroposterior yönde bir kesiti Wheeler(136,137), tarafından verilen ölçümler esas alınarak hazırlandı.

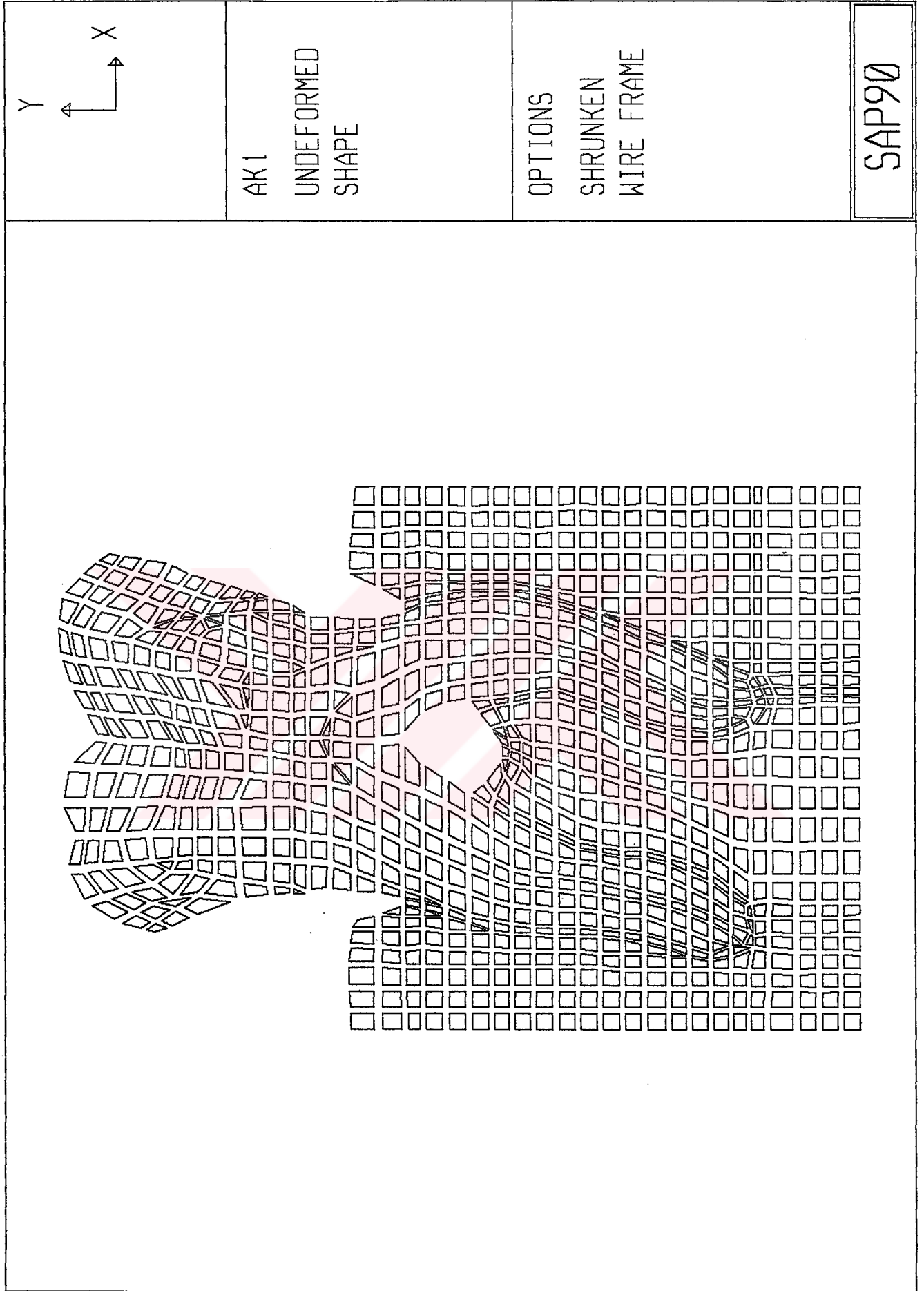
Tarnow sınıflamasına göre oluşturulan modeller shell (kabuk) elemanları yardımıyla eleman ağına dönüştürüldü. Bu ağların nokta ve eleman sayıları Tablo 1’de gösterilmiştir. Analizleri yapılan ve modellerimizi oluşturan “elemanlar”, şekil 5,6,7,8’de, analizleri yapılan ve modellerimizi oluşturan “nokta”lar ise şekil 9,10,11,12’de gösterilmişlerdir. Modellerimizi oluşturan ve bilgisayara yüklenen; sağlam periodonsiyuma sahip mandibular 1.molar diş ve Tarnow altsınıf derece “a”, “b” ve “c” tipi defektleri temsil eden modellere ait nokta ve elemanlar şekillerimizin altında belirtilmiştir

Tablo 1. Matematiksel modellerde her durum için nokta ve eleman sayıları.

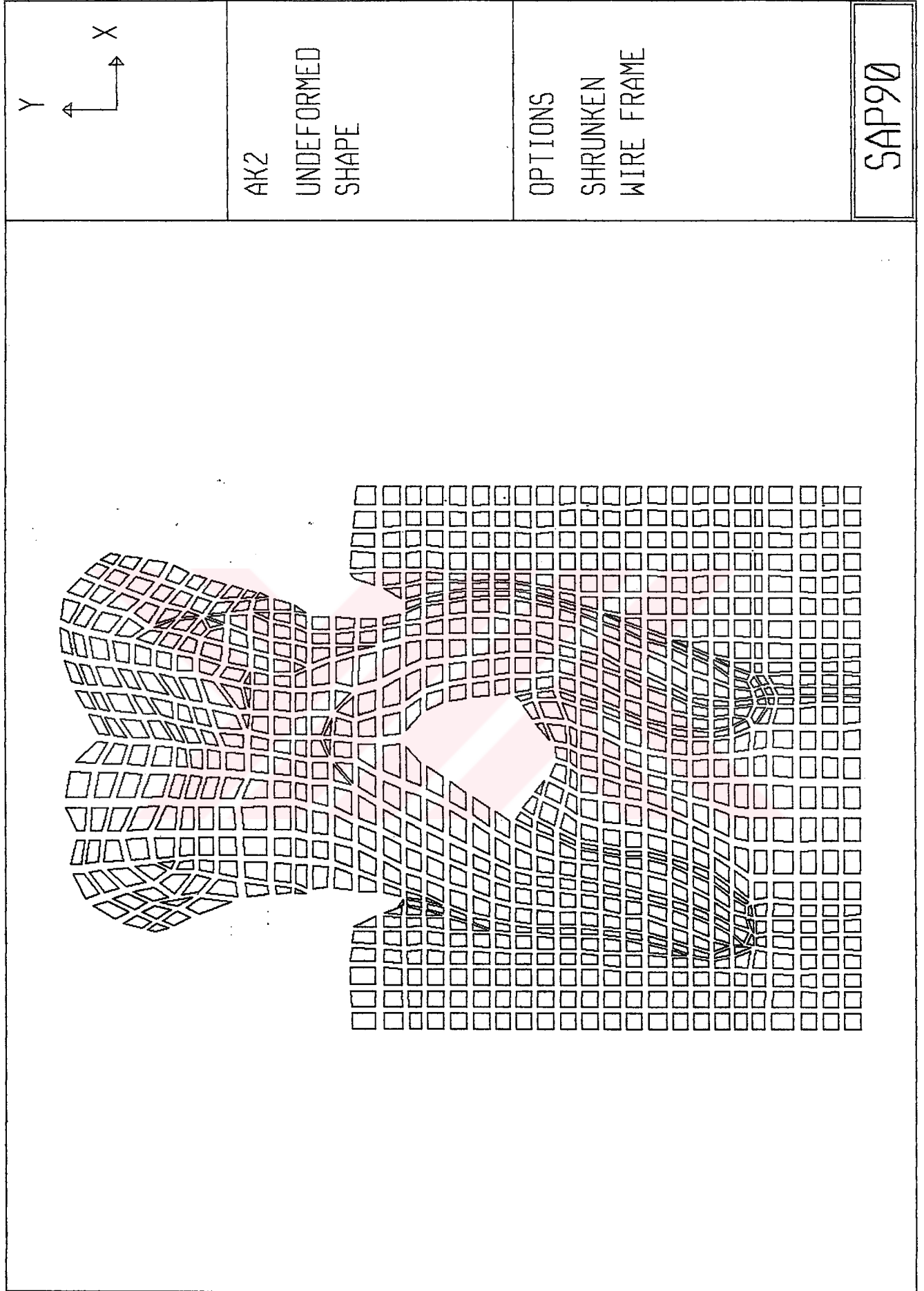
Defekt Tipi	Nokta Sayısı	Eleman Sayısı
Defektsiz sağlam periodonsiyum	942	897
Tarnow altsınıf derece a	928	872
Tarnow altsınıf derece b	914	856
Tarnow altsınıf derece c	882	823



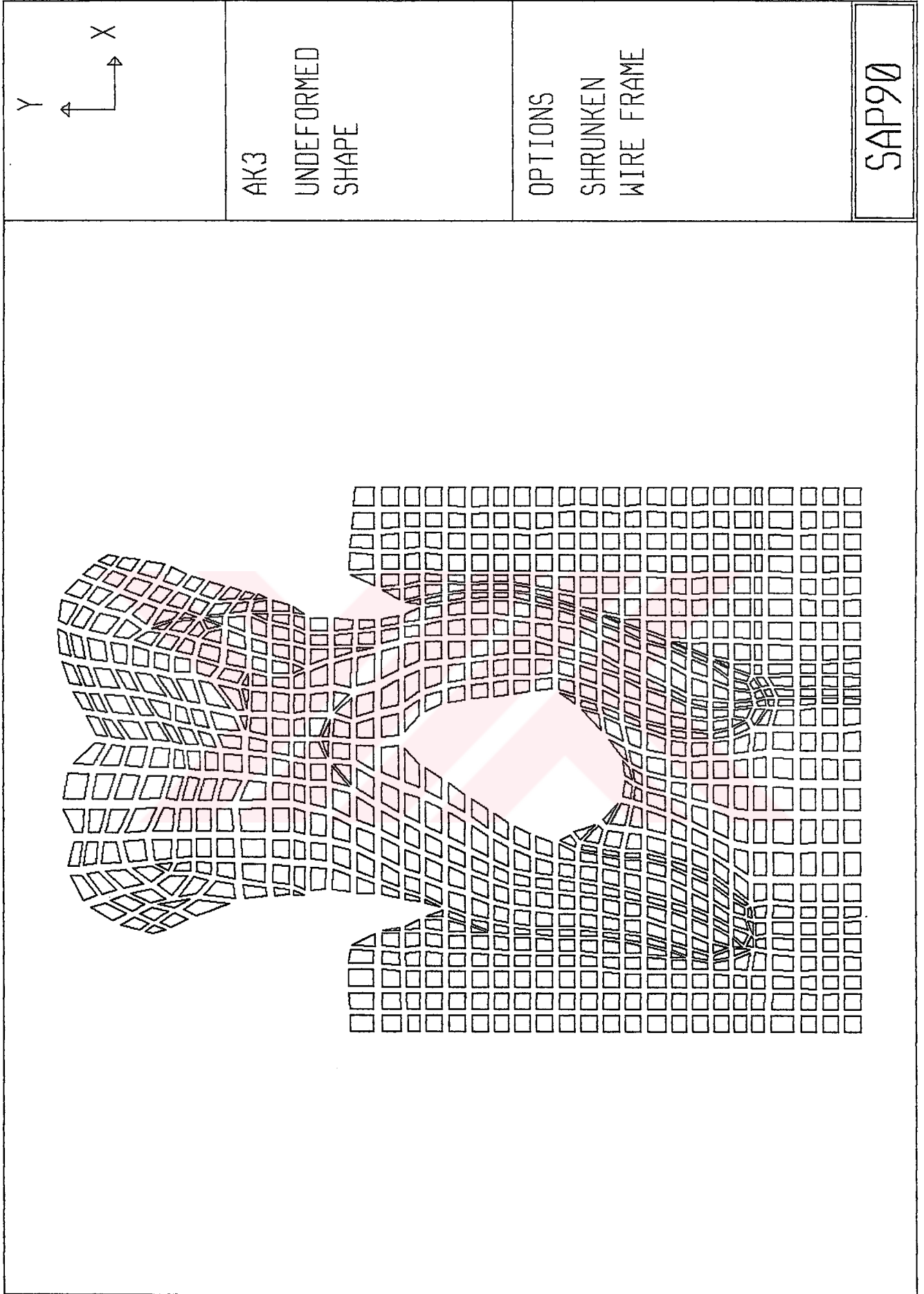
Şekil-5: Sağlam periodonsiyuma sahip diş modelini oluşturan elemanlar



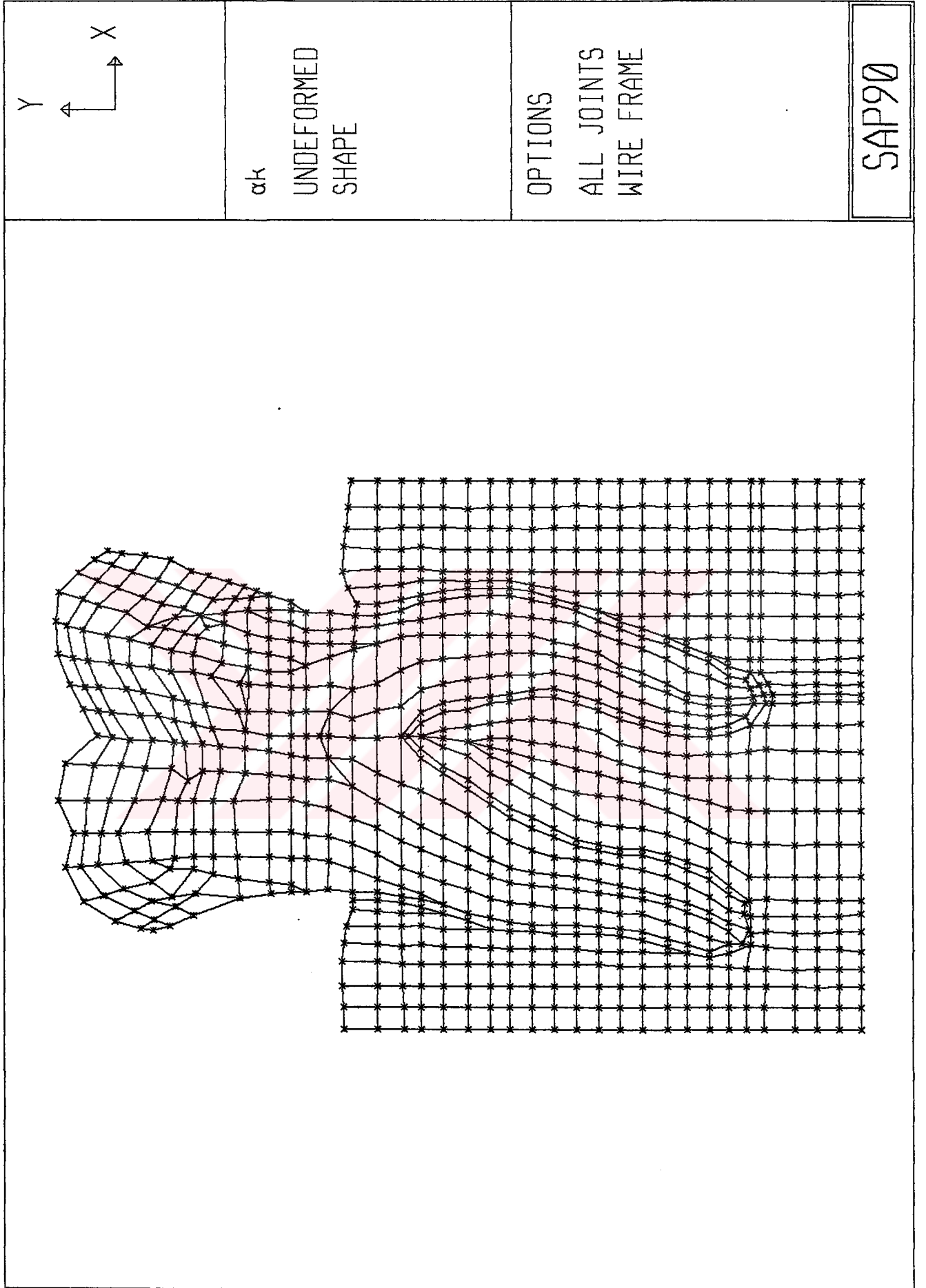
Şekil-6: Tarnow alt sınıf derece "a" tipi defekt modelini oluşturan elemanlar



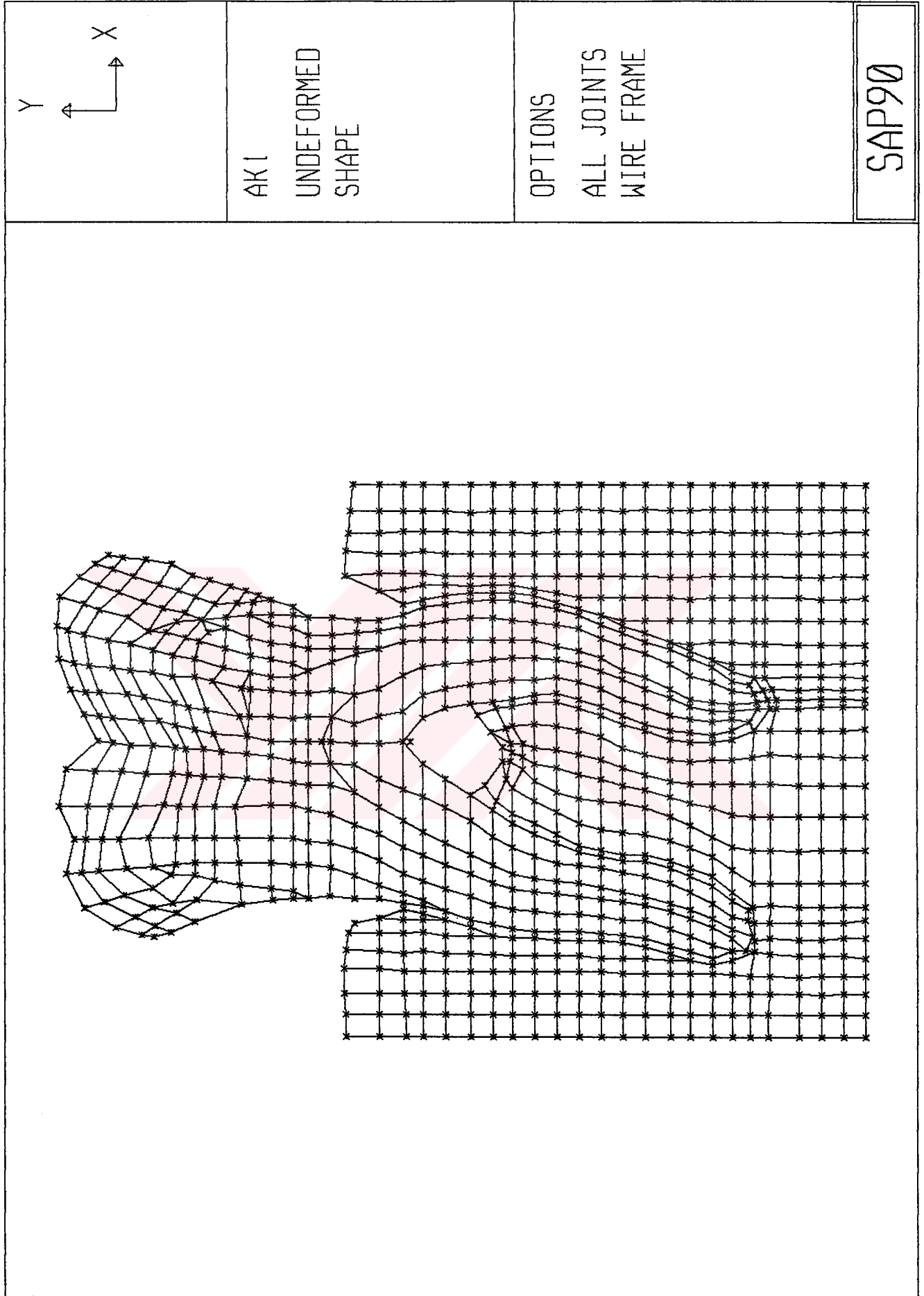
Şekil-7: Tarnow alt sınıf derece "b." tipi defekt modelini oluşturan elemanlar



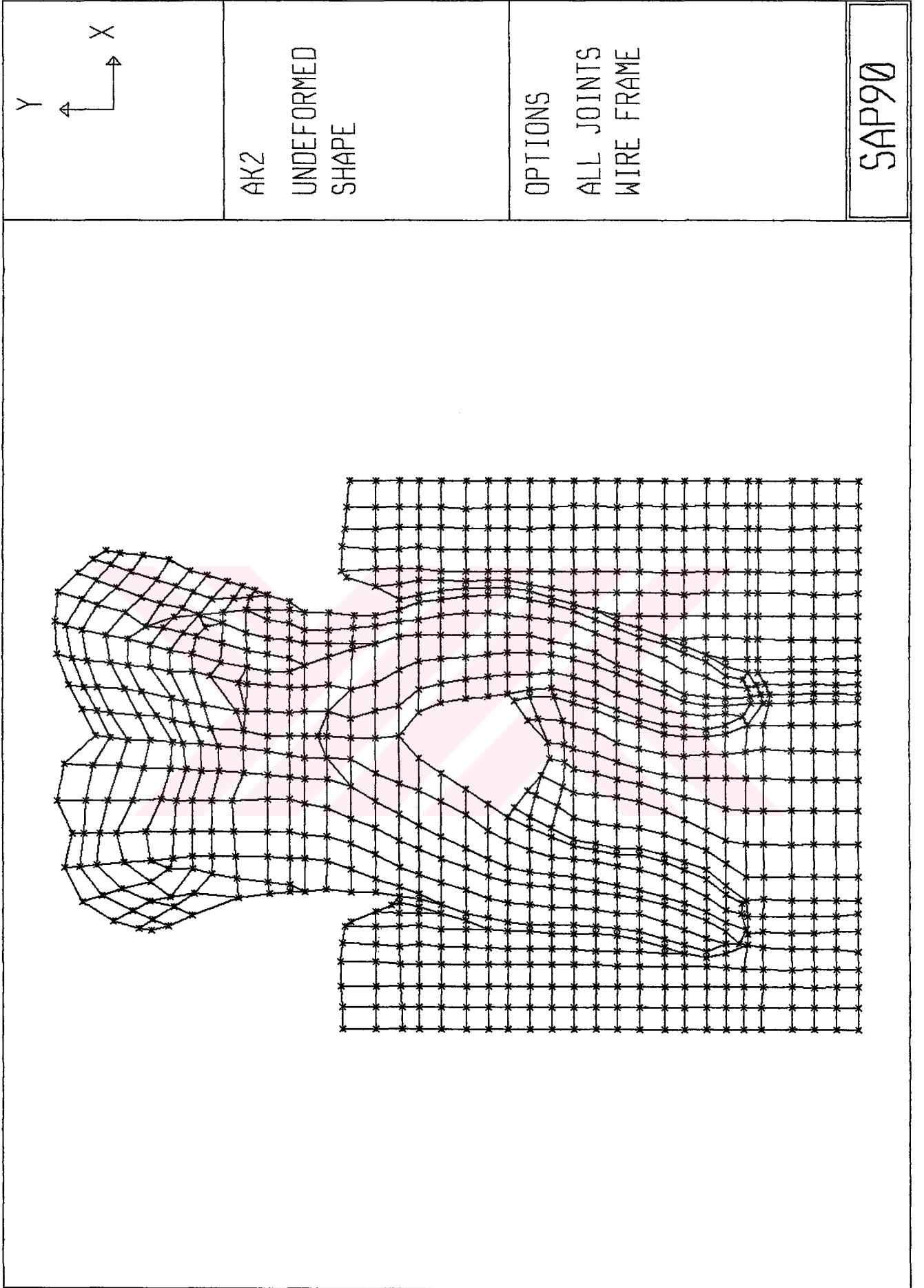
Şekil-8: Tarnow alt sınıf derece "c" tipi defekt modelini oluşturan elemanlar



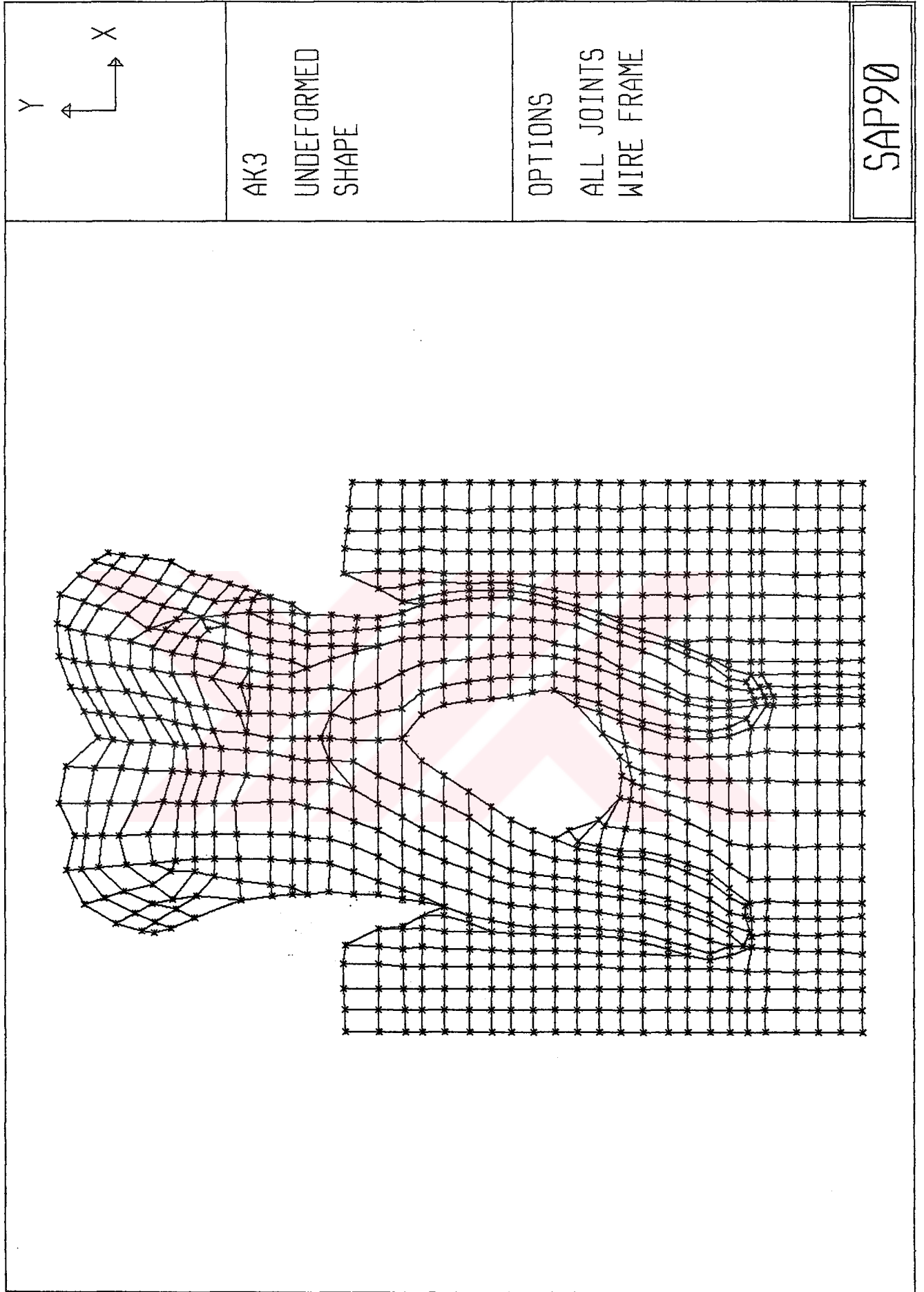
Şekil-9: Sağlam periodonsiyuma sahip diş modelini oluşturan noktalar.



Şekil-10: Tarnow alt sınıf derece "a" tipi defekt modelini oluşturan noktalar



Şekil-11: Tarnow alt sınıf derece "b" tipi defekt modelini oluşturan noktalar



Şekil-12: Tarnow alt sınıf derece "c" tipi defekt modelini oluşturan noktalar

Kullanılan elemanların özelliği paralelinde, gösterilen kesit, mezio-distal yönde, furkasyon defektlerinin olduğu bölgeden geçen 1mm kalınlığında bir cismi temsil etmektedir. Araştırmada ele alınan bölgede gerilmelerin değerlendirilmesinde bu yaklaşım gözönünde bulundurulmalıdır.

Üçüncü boyutu 1 mm. kesitle verdiğimiz modelimizde farklı furkasyon defekti tiplerinde kuvvetlerin lokalizasyonunu belirlerken üçüncü boyuttaki kuvvetler izdüşümler halinde temsil edildi.

Çalışmamızda gerçeğe en yakın sonuçlara ulaşabilmek amacıyla analizler SAP 90 isimli “structural analysis program” kullanılarak yapılmıştır. Analiz çıktıları bilgisayarda SAPLOT programı kullanılarak çizimlere dönüştürüldü. Analizler ve çizimler 4 MB ana bellek kapasiteli, 520 MB hard diskli, IBM uyumlu 66 Mhz hızında TRL 486 DX-2/66 PC’ de gerçekleştirilmişlerdir.

Çalışmamızda orijinal anatomik boyutlarda model ve günümüzde kabul edilen fonksiyonel kuvvet miktarlarını kullanıldı(51,65). Analiz gerçek boyutlar üzerinde yapıldıktan sonra şekillerle gösterimde netlik sağlanması için matematiksel model büyütüldü.

Sınır koşullarında, matematiksel modelin dişlerden en uzakta kalan mezial, apikal ve distal bölgelerdeki kemik sınırların hareket etmeyecekleri varsayılmıştır. Analiz yapılan matematiksel model x-y düzleminde, z yönünde kesit verilmiştir.

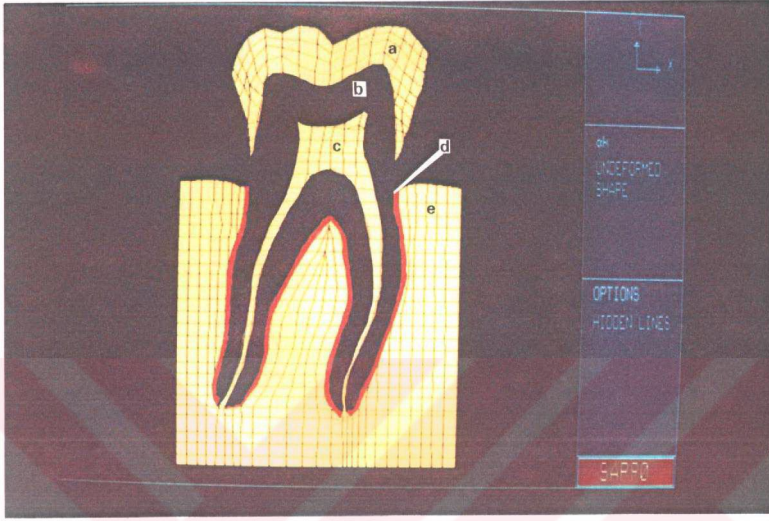
Analizi yapılan bölgedeki farklı biyolojik dokuların elastik özelliklerinin SAP 90 programı tarafından tanınabilmesi amacıyla programa yüklenen Young modülüsleri ve Poisson oranları Tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 2. Analizi yapılacak bölgedeki farklı biyolojik dokuların elastik özellikleri.

Materyal	Young Modülü	Poisson Oranı
Mine	.5000 E + 03	.3000
Dentin	.1800 E + 03	.3000
Pulpa	.2100 E - 1	.4500
Periodontal Membran.	.5000 E - 1	.4500
Alveol Kemiği	.1370 E + 03	.3000

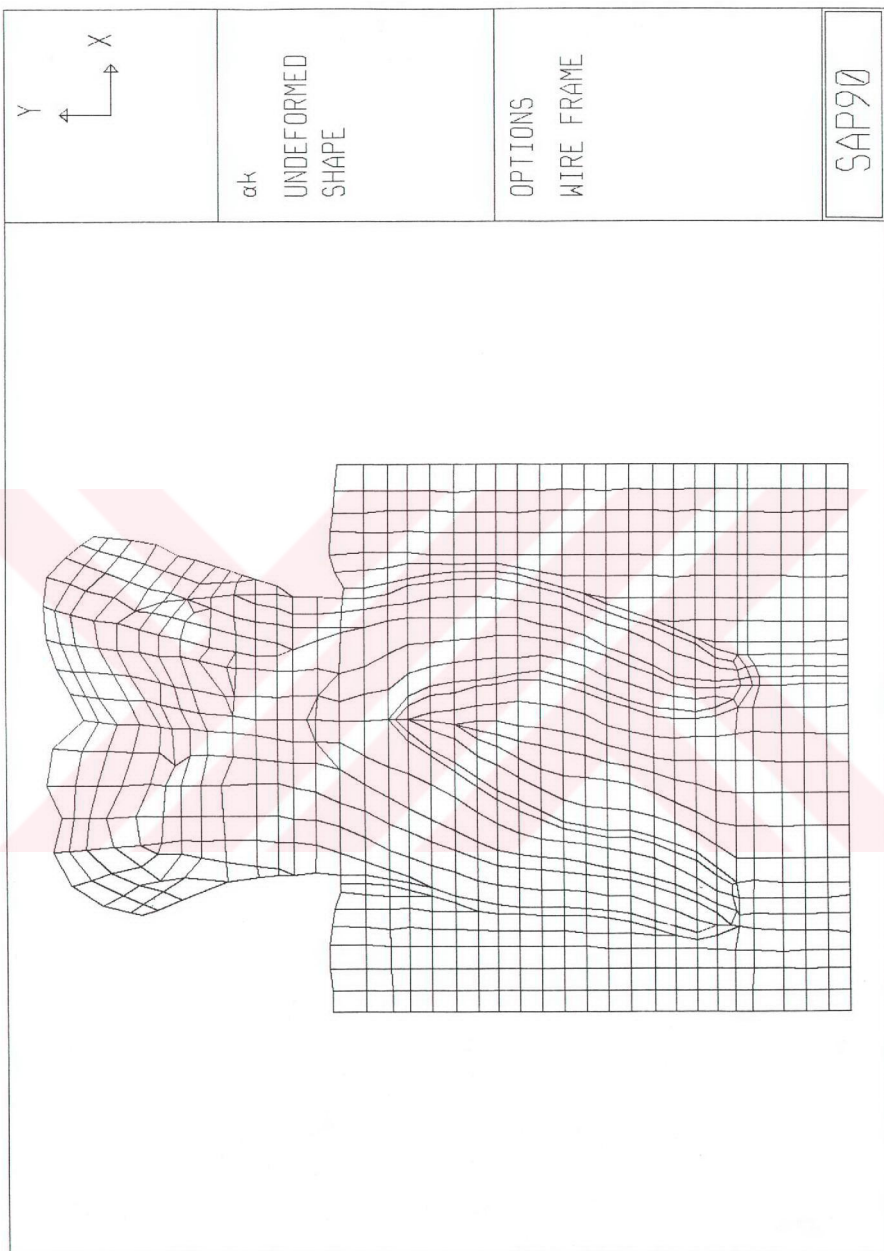
Bu araştırmada furkasyon defekti tipleri dört farklı durumda ele alınmıştır (Şekil 13,14,15,16).

Dört farklı furkasyon tipinde analizi yapılacak modeller ise beş farklı doku gözönüne alınarak araştırılmıştır (Resim 1).

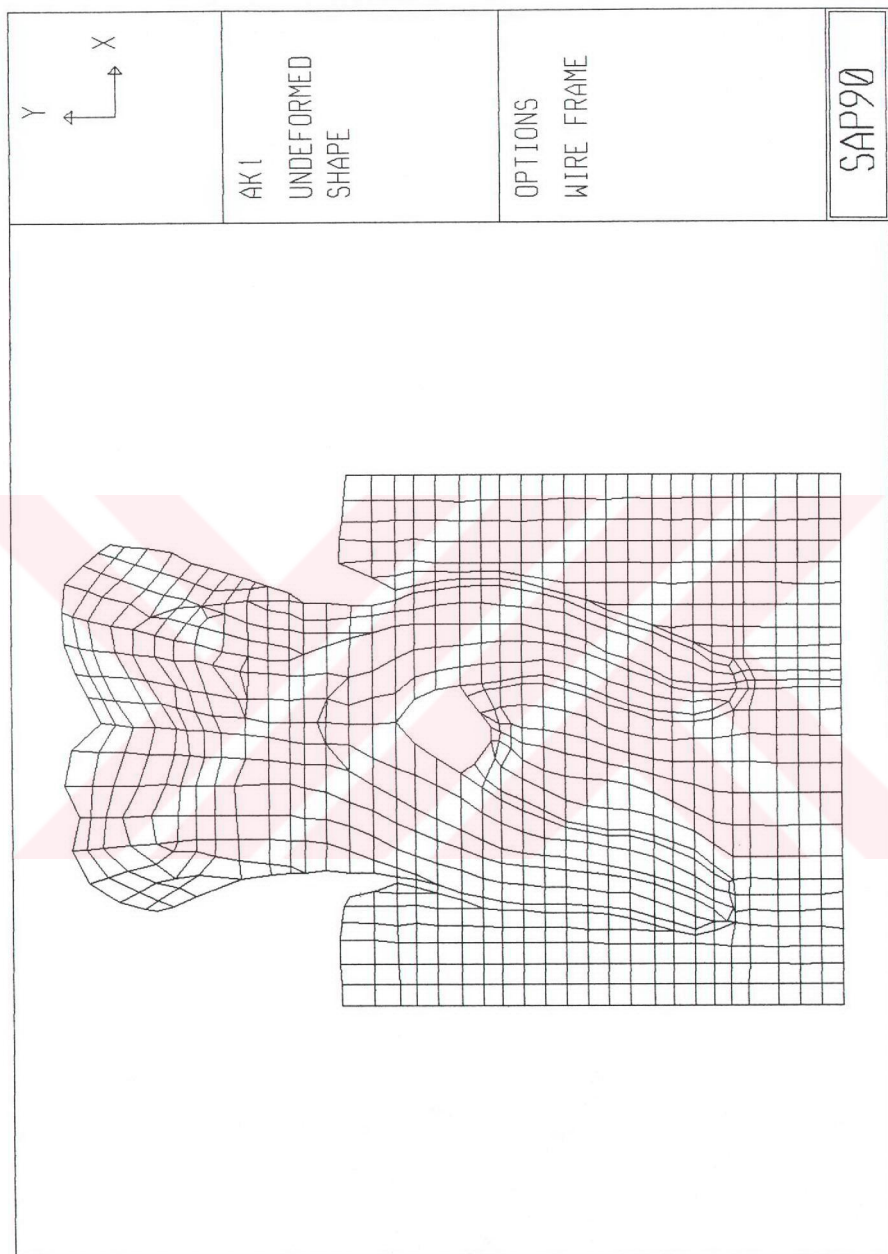


Resim 1: Analizi yapılan beş farklı dokunun bilgisayar modeli.

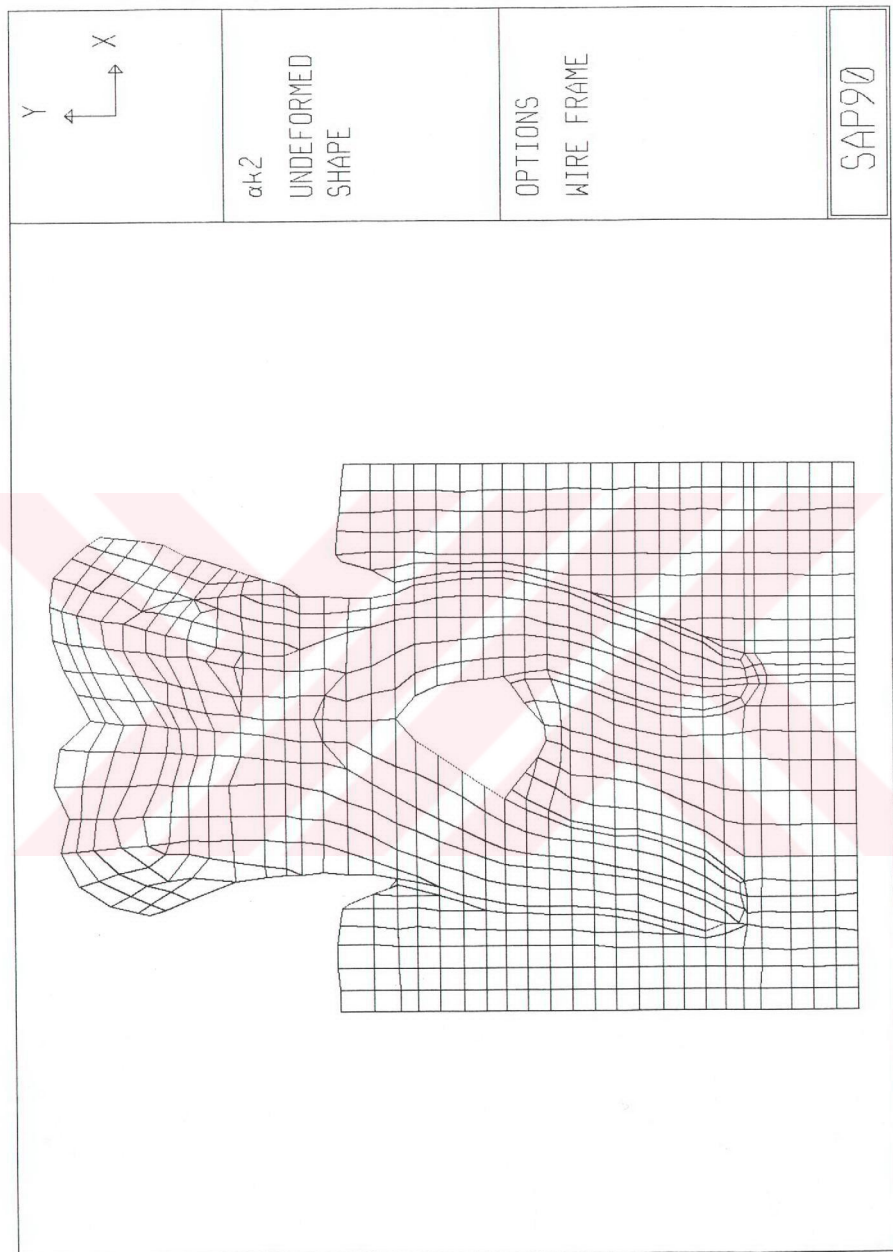
a-Mine, b-Dentin, c-Pulpa, d-Periodontal membran, e-Alveol kemiği



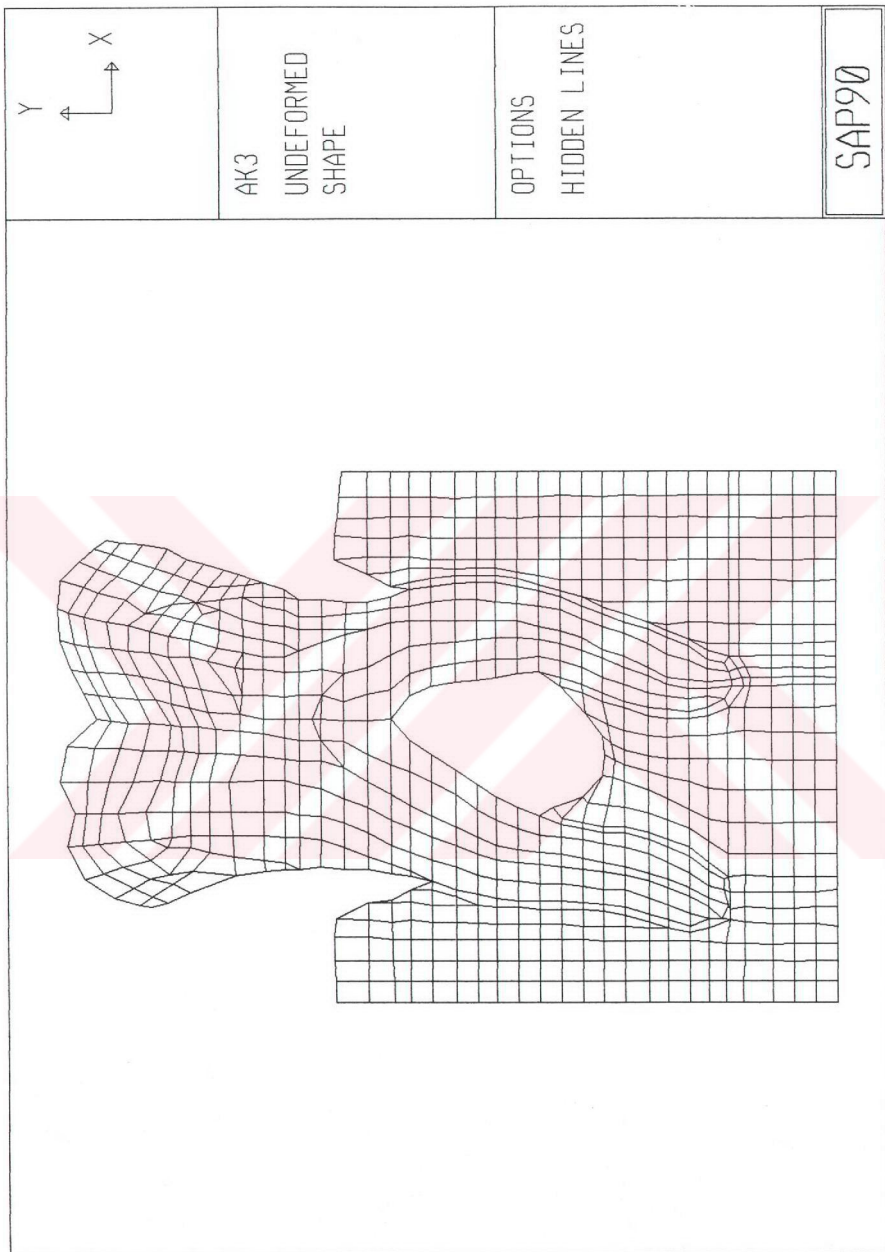
Şekil 13: Sağlam periodonsiyum.



Şekil 14: Tarnow altsınıf derece a



Şekil 15: Tarnow altsınıf derece b



Şekil 16: Tarnow altsınıf derece c

Analizi yapılan farklı furkasyon defekti tiplerinin oluşturulan modellerine uygulanan kuvvetlerin matematiksel modele aktarımı aşağıdaki şekilde yapıldı:

1.Durum: Sağlam periodonsiyuma sahip mandibular 1. molar dişe lateral yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu makaslama stresleri incelendi.

2.Durum: Sağlam periodonsiyuma sahip mandibular 1. molar dişe vertikal yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu makaslama stresleri incelendi.

3.Durum: Tarnow altsınıf derece “a” tipi furkasyon defektli 1. molar dişe lateral yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu makaslama stresleri incelendi.

4.Durum: Tarnow altsınıf derece “a” tipi furkasyon defektli 1. molar dişe vertikal yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu makaslama stresleri incelendi.

5.Durum: Tarnow altsınıf derece “b” tipi furkasyon defektli 1. molar dişe lateral yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu makaslama stresleri incelendi.

6.Durum: Tarnow altsınıf derece “b” tipi furkasyon defektli 1. molar dişe vertikal yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu makaslama stresleri incelendi.

7.Durum: Tarnow altsınıf derece “c” tipi furkasyon defektli 1. molar dişe lateral yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu makaslama stresleri incelendi.

8.Durum: Tarnow altsınıf derece “c” tipi furkasyon defektli 1. molar dişe vertikal yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu makaslama stresleri incelendi.

9.Durum: Sağlıklı periodonsiyuma sahip mandibular 1. molar dişe lateral yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu sıkışma ve çekme stresleri incelendi.

10.Durum: Sağlıklı periodonsiyuma sahip mandibular 1. molar dişe vertikal yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu sıkışma ve çekme stresleri incelendi.

11.Durum: Tarnow altsınıf derece “a” tipi furkasyon defektli 1. molar dişe lateral yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu sıkışma ve çekme stresleri incelendi.

12.Durum: Tarnow altsınıf derece “a” tipi furkasyon defektli 1. molar dişe vertikal yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu sıkışma ve çekme stresleri incelendi.

13.Durum: Tarnow altsınıf derece “b” tipi furkasyon defektli 1. molar dişe lateral yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu sıkışma ve çekme stresleri incelendi.

14.Durum: Tarnow altsınıf derece “b” tipi furkasyon defektli 1. molar dişe vertikal yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu sıkışma ve çekme stresleri incelendi.

15.Durum: Tarnow altsınıf derece “c” tipi furkasyon defektli 1. molar dişe lateral yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu sıkışma ve çekme stresleri incelendi.

16.Durum: Tarnow altsınıf derece “c” tipi furkasyon defektli 1. molar dişe vertikal yönde gelen kuvvetlerin neden olduğu sıkışma ve çekme stresleri incelendi.

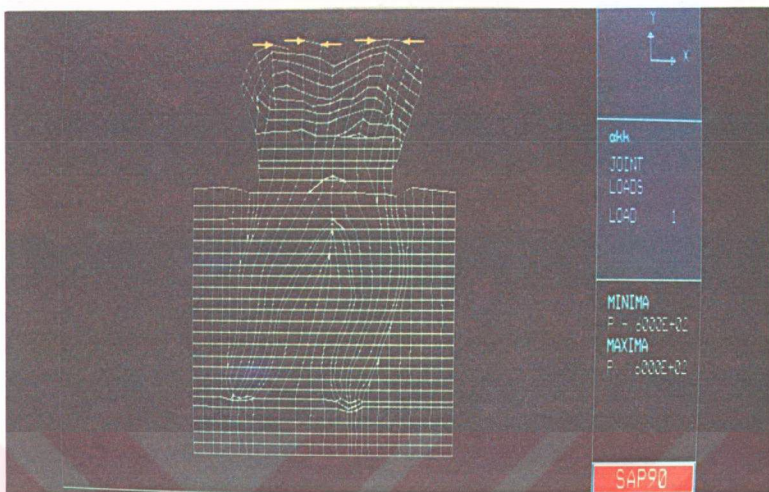
Oluşturduğumuz modellerde kuvvet uyguladığımız noktalar ve bu noktalara gelen ortalama çiğneme kuvvetinin kilogram(Kg) ve Newton(N/mm²) cinsinden miktarı Tablo 3’de gösterilmiştir.

Tablo 3. Ortalama çiğneme kuvveti ve kuvvet uygulanan noktalar.

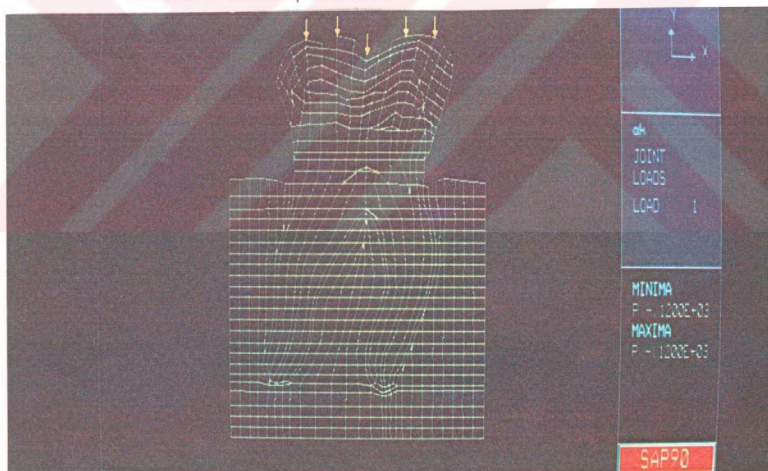
Diş No	Ortalama kuvvet		Kuvvet uygulanan alan	Lokalize kuvvet		Kuvvet uygulanan
	miktarı		sayısı	miktarı		noktalar
	(Kg)	(N)		(Kg)	(N/mm ²)	
36-46	60	588	5	12	117.6	930, 932, 934, 937, 939

Araştırmada uygulanan lateral kuvvet lokalizasyonu ve miktarlarının matematiksel modele aktarılmış verileri, resim 2 ' de gösterilmiştir.

Araştırmada uygulanan vertikal kuvvet lokalizasyonu ve miktarlarının matematiksel modele aktarılmış verileri, resim 3 ' de gösterilmiştir.



Resim 2: Lateral kuvvet lokalizasyon ve miktarının matematiksel modele aktarılmış verileri.



Resim 3: Vertikal kuvvet lokalizasyon ve miktarının matematiksel modele aktarılmış verileri.

BULGULAR

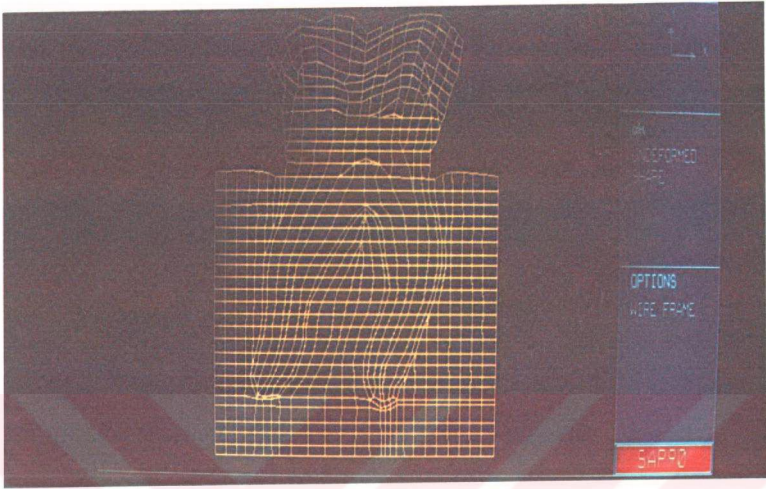
Analizi yapılan onaltı durum için elde edilen bulgular; çekme (tensile), sıkışma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimleri şeklinde incelenmiştir. $N/mm^2 = (Mpa)$ cinsinden bulunan gerilimler her elemanın ortasındaki maksimum stresdir. Bilgisayarın "Smax" çıktılarında; negatif değerler sıkışma (compressive), pozitif değerler çekme (tensile) gerilimlerini, "Svm" ise makaslama streslerini temsil etmektedir.

Bu bölümde çekme, sıkışma ve makaslama streslerine ait bulgular her durum için ayrı ayrı ele alınarak incelenmiştir. Stres bulgularının lokalizasyon ve matematiksel değerleri, renk/değer skalaları ile çizimlere dönüştürülmüştür.

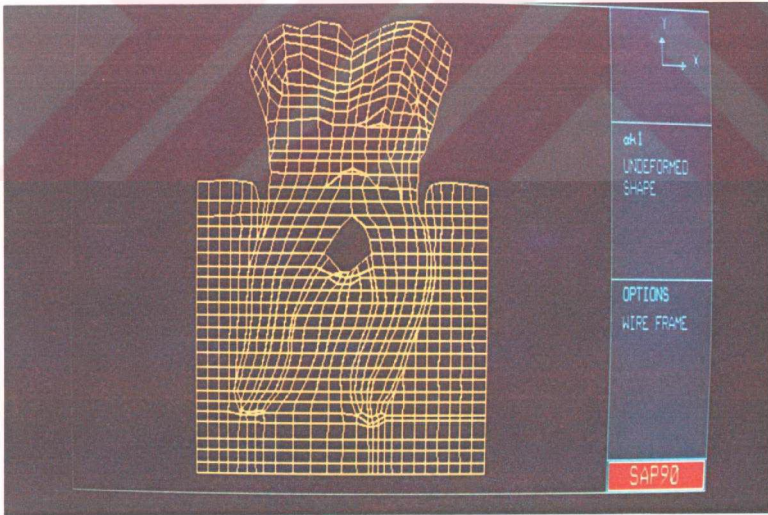
Çizimlere dönüştürülen renk değer skalalarından 1.durum için elde edilen matematiksel model, diğer matematiksel modelleri değerlendirmemizde kontrol grubumuzu oluşturmuştur(Resim 4).

Resim 5,6 ve 7'de ise diğer defektlerimizin matematiksel modelleri gösterilmiştir.

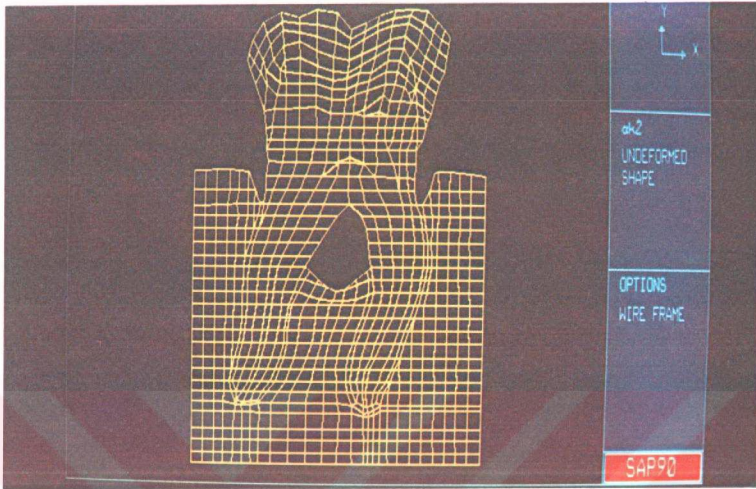
Lateral ve vertikal fonksiyonel kuvvetlerin uygulanması ile ortaya çıkan makaslama, çekme ve sıkıştırma streslerinden elde edilen bulgular resim 8-23'de gösterilmiştir.



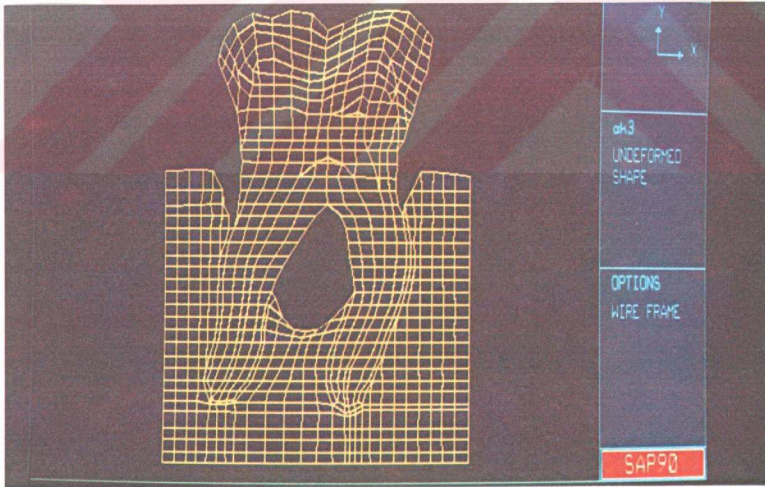
Resim 4: Furkasyon defekti tiplerinde 1.durum için matematiksel model.



Resim 5: Furkasyon defekti tiplerinde 2.durum için matematiksel model.



Resim 6: Furkasyon defekti tiplerinde 3. durum için matematiksel model.

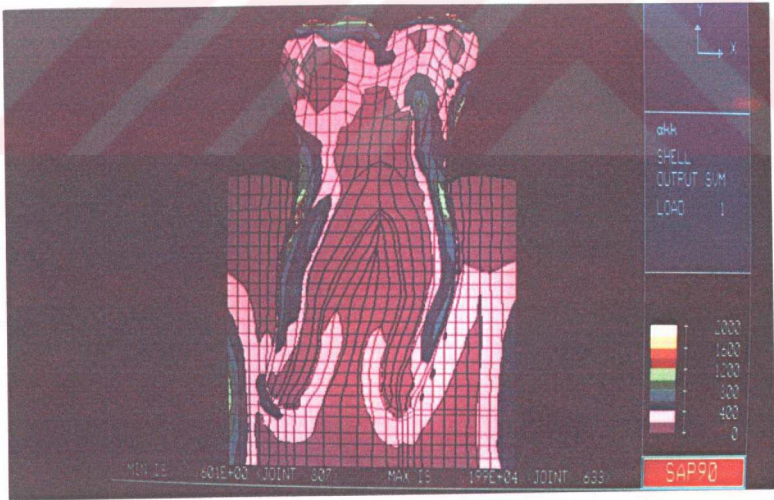


Resim 7: Furkasyon defekti tiplerinde 4. durum için matematiksel model.

1. DURUM :

Sağlıklı periodonsiyuma sahip mandibuler 1.molar dişi temsil eden modelimizde, lateral kuvvetler uygulandıktan sonra ortaya çıkan makaslama streslerinin analizlerinden; genel olarak odaklaşma göstermeyen homojen bir makaslama stres dağılımı gözlenmektedir. Kule bölgesinde, distalde daha fazla olmak üzere mezio-distal alanlarda yoğun makaslama stres birikimleri dikkati çekmektedir. Her iki kökün apikal bölgesine komşu olan destek alveolar yapıda dengeli makaslama stres dağılımları izlenmektedir. Distal kökün apikalinin distalinde makaslama stres artışının odaklaşmış görüntüsü dikkat çekmektedir.

Birinci durumda yüklemelerde makaslama streslerine ait matematiksel değerler; kule bölgesinde maksimum $1.99E+04$ ile pulpa bölgesinde minimum $6.01E+00$ değerleri arasındadır(Resim 8).

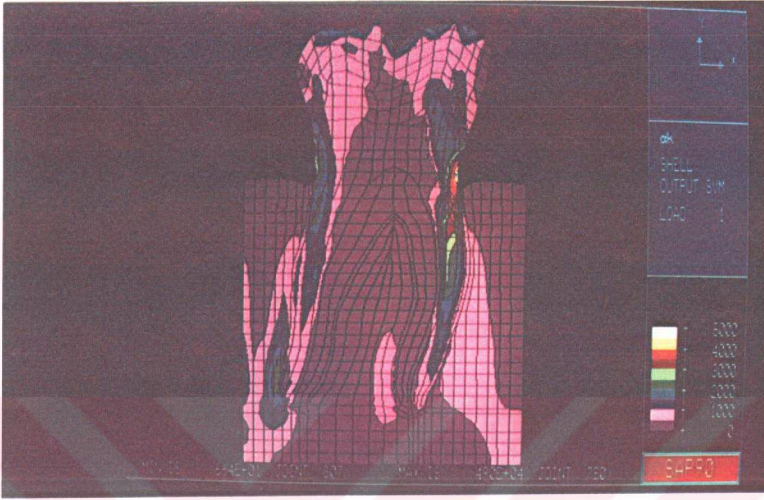


Resim 8: 1. durum için makaslama stres bulguları.

2.DURUM :

Sağlıklı periodonsiyuma sahip mandibuler 1.molar dişi temsil eden modelimizde, vertikal kuvvetler uygulandıktan sonra ortaya çıkan makaslama streslerinin analizlerinden; kole bölgesinde yoğun makaslama stres lokalizasyonlarının olduğu ve bu lokalizasyonlar içerisinde mezial kole bölgesinde modeldeki maksimum değerlerin meydana geldiği tespit edilmiştir. Ayrıca distal kökün apikalinin distalinde lateral yüklemdeki bulgulara paralel şekilde, yoğun stres dağılımı dikkati çekmektedir. Mezial ve distal kökler arasında nispeten dengeli bir makaslama stres dağılımı gözlenmiştir. Kuvvetlerin uygulandığı tüberküllerdeki yoğun stres birikimleri mine seviyesinde lokalize olmaktadır. Bununla beraber periodontal membranın, özellikle mezial kökün mezial bölgesi ile distal kökün distal kole ve apikal bölgesinde yoğun makaslama streslerine maruz kaldığı izlenmektedir.

İkinci durumda vertikal yüklemelerde makaslama streslerine ait matematiksel değerler; mine-sement birleşim bölgesinde maksimum .490E+04 ile pulpa bölgesinde minimum .664E+01 değerleri arasındadır(Resim 9).

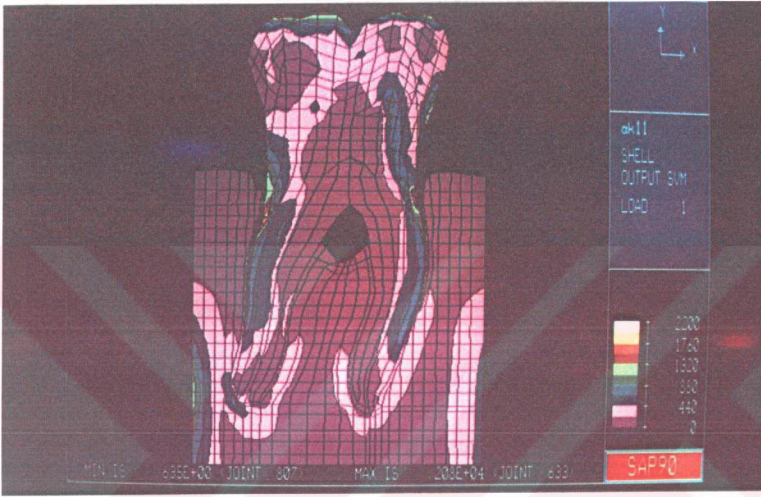


Resim 9: 2. durum için makaslama stres bulguları.

3.DURUM :

Tarnow altsınıf derece “a” tipi defekti temsil eden modelimizde, lateral kuvvetlerin uygulanmasından sonra elde edilen makaslama streslerinin analizlerinden; lokalizasyon olarak 1.durum lateral yükleme bulguları ile büyük bir benzerlik gösterdiği gözlenmektedir. Kole bölgesinde, özellikle distalde makaslama streslerinin matematiksel değerlerinin 1.durum lateral yükleme bulgularına göre daha yüksek olduğu dikkati çekmektedir. Buna karşılık apikal bölgede streslerin matematiksel değerlerinde ve lokalizasyonlarında düşüş görülmektedir. Bu modeldeki en yüksek makaslama stresi distal kole bölgesinde oluşmuştur. Stres yoğunlukları 1. durum lateral yüklemeye benzer şekilde daha çok periodontal membran ve dişin kendi iç yapısında izlenmektedir.

Üçüncü durumda lateral yüklemelerde makaslama streslerine ait matematiksel değerler; kole bölgesinde maksimum $.208E+04$ ile pulpa bölgesinde minimum $.635E+00$ değerleri arasındadır(Resim 10).



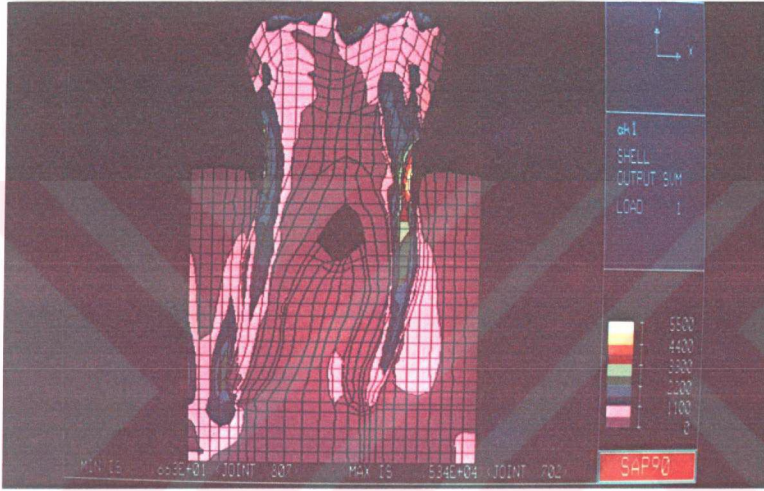
Resim 10: 3. durum için makaslama stres bulguları.

4.DURUM :

Tarnow alt sınıf derece “a” tipi defekti temsil eden modelimizde, vertikal kuvvetlerin uygulanmasından sonra elde edilen makaslama streslerinin analizlerinden; elde edilen bulguların, sağlıklı periodonsiyuma sahip mandibuler

1. molar dişe ait bulgular ile büyük bir benzerlik gösterdiği ancak matematiksel değerlerde bir artma olduğu dikkati çekmektedir.

Dördüncü durumda vertikal yüklemelerde makaslama streslerine ait matematiksel değerler; defektin kök yüzeyi ile sınır oluşturduğu bölgede maksimum $.534E+04$ ile pulpa bölgesinde minimum $.663E+01$ değerleri arasındadır(Resim 11).



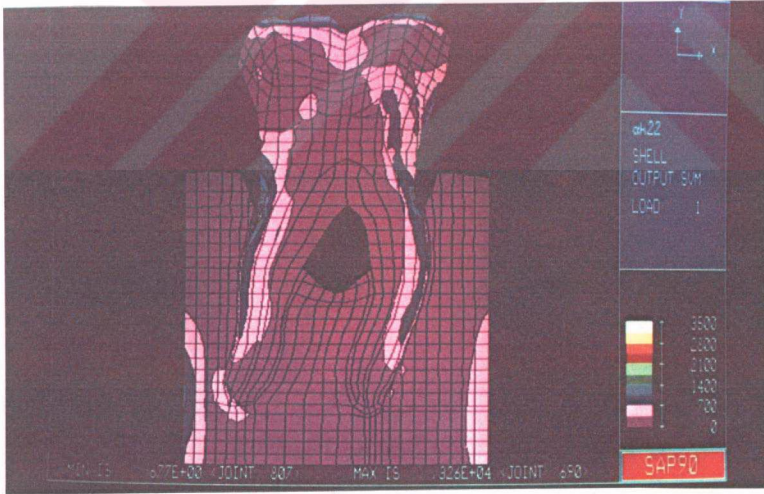
Resim 11: 4. durum için makaslama stres bulguları.

5.DURUM :

Tarnow alt sınıf derece “b” tipi defekti temsil eden modelimizde, lateral yönde kuvvetlerin yüklenmesi sonucunda elde edilen makaslama streslerine ait değerlendirmelerde makaslama streslerindeki lokalizasyonun ve matematiksel değerlerin büyük değişiklikler gösterdiği dikkat çekmektedir. Modelde

streslerin odaklar halinde ve yüksek matematiksel değerler şeklindeki dağılımları gözlenmektedir. Apikal bölgedeki destek kemik yapıda stres lokalizasyonunun azalarak, özellikle distal kole bölgesinde yer alan destek kemik, periodontal membran ve dentin seviyesinde yoğunluk kazanması 1. durumu temsil eden modele göre yaklaşık 2 kat, Tarnow alt sınıf derece “a”ya göre, 0.65 kat daha fazla değerlerde stres miktarı tespit edilmiştir. En yüksek stres değerleri 1. ve 2. durumlar ile benzer noktalarda görülmektedir.

Beşinci durumda lateral yüklemelerde makaslama streslerine ait matematiksel değerler; alveol kemikte ve kole bölgesinde maksimum $.326E+04$ ile pulpa içinde minimum $.677E+00$ değerleri arasındadır(Resim 12).

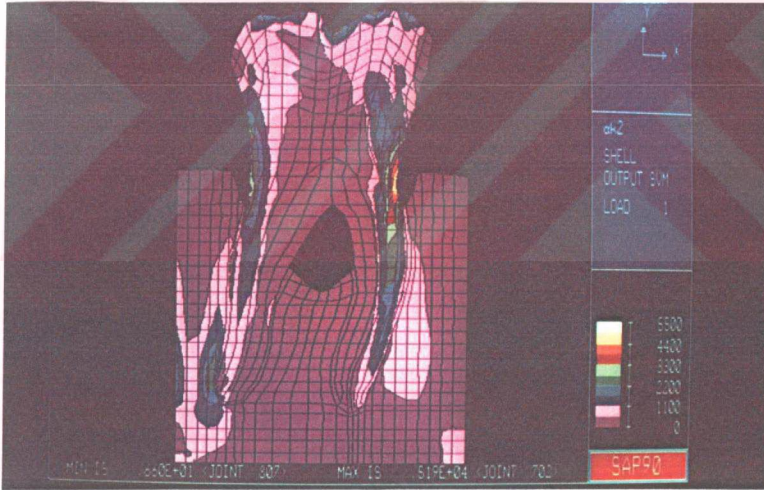


Resim 12: 5. durum için makaslama stres bulguları.

6.DURUM :

Tarnow altsınıf derece “b” tipi defekti temsil eden modelimizde, vertikal kuvvetlerin yüklenmesinden sonra elde edilen makaslama stres analizlerinden; Tarnow altsınıf “a”yı temsil eden modelin bulgularına göre matematiksel değerlerde çok az bir azalma, buna karşılık distal kole bölgesinde, periodontal membranda, kemikte ve dentin yapıda daha lokalize bir görünüm dikkati çekmektedir.

Altıncı durumda vertikal yüklemelerde makaslama streslerine ait matematiksel değerler; kole bölgesinde maksimum $.519E+04$ ile pulpada minimum $.660E+01$ değerleri arasındadır(Resim 13).

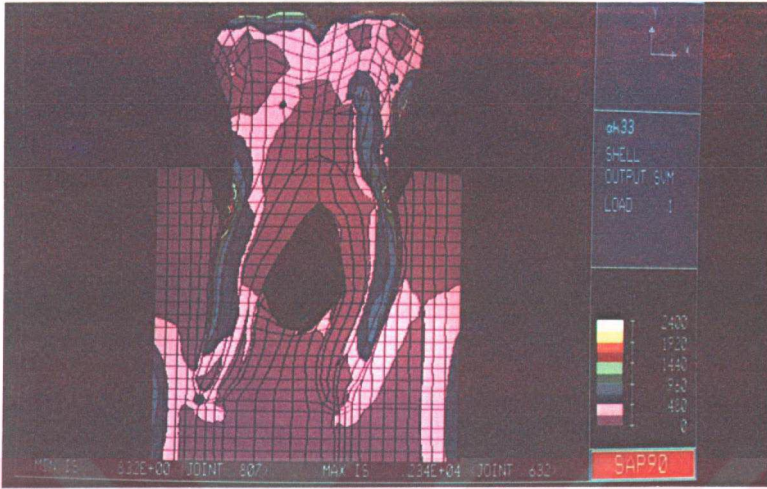


Resim 13: 6. durum için makaslama stres bulguları.

7.DURUM :

Kemik kaybı miktarı maksimum olan Tarnow altsınıf derece “c” tipi defekti temsil eden modelimizde,lateral yüklerin verilmesini takiben elde edilen analizlerden; makaslama streslerinin matematiksel değerlerinin, Tarnow altsınıf derece “b”ye göre büyük oranda azalarak, altsınıf derece “a”ya yakın değerler ortaya koyduğu dikkati çekmektedir. Diğer modellere oranla bu modelin en çok göze çarpan bulgusu, streslerin lokalizasyonlarındaki farklılıklardır. Diğer modellerde destek alveol kemiğindeki defektlerin apikalinde düşük değerlerde gözlenen makaslama streslerinin, bu modelin defekt tabanındaki belirgin artışı dikkat çekicidir. Altsınıf derece “b”deki odaklaşma bu modelimizde yerini daha yaygın ve dengeli bir stres dağılımı görünümüne bırakmıştır.

Yedinci durum lateral yüklemelerde makaslama streslerine ait matematiksel değerler; defektin kök sement yüzeyi ile komşuluk yaptığı bölgede maksimum .234E+04 ile pulpada minimum .823E+00 değerleri arasındadır(Resim 14).

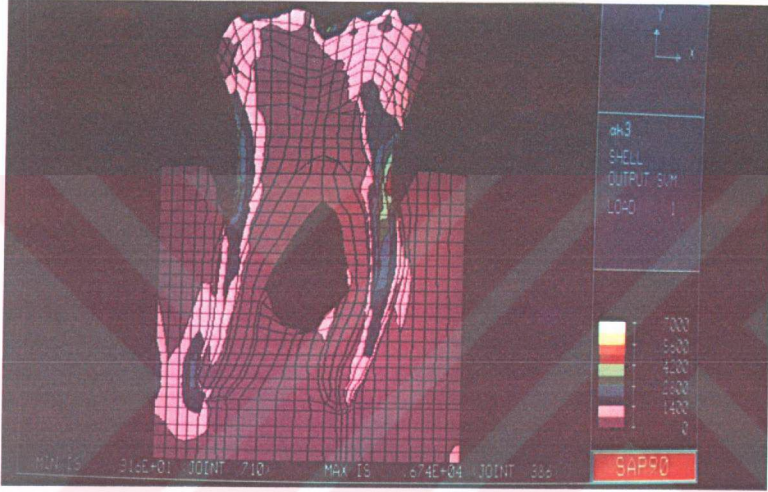


Resim 14: 7. durum için makaslama stres bulguları.

8.DURUM :

Tarnow alt sınıf derece “c”yi temsil eden modelimizde, vertikal yüklemelere bağlı olarak elde edilen makaslama stres analizlerinin sonucunda; stres lokalizasyonları ve matematiksel değerler yönünden bariz farklılıklar göze çarpmaktadır. Matematiksel değerlerde, diğer modellere oranla 1/2 oranında bir artış ve lokalizasyonlarda homojen olmayan odaklar şeklinde bir dağılım gözlenmektedir. Defektin apikalinde, diğer modellere oranla odaklaşmış yoğun makaslama stresleri belirgin şekilde izlenebilmektedir. Makaslama streslerinin yoğunluğu açısından, mesial kökün kole bölgesi ile distal kökü apikalde destekleyen alveol kemiği bölgesi dikkat çekmektedir.

Sekizinci durum vertikal yüklemelerde makaslama streslerine ait matematiksel değerler; kole defektinin apikal bölgesinde maksimum $.674E+04$ ile defekte komşu alveol kemiğin koronal bölgesinde minimum $.316E+01$ değerleri arasındadır(Resim 15).



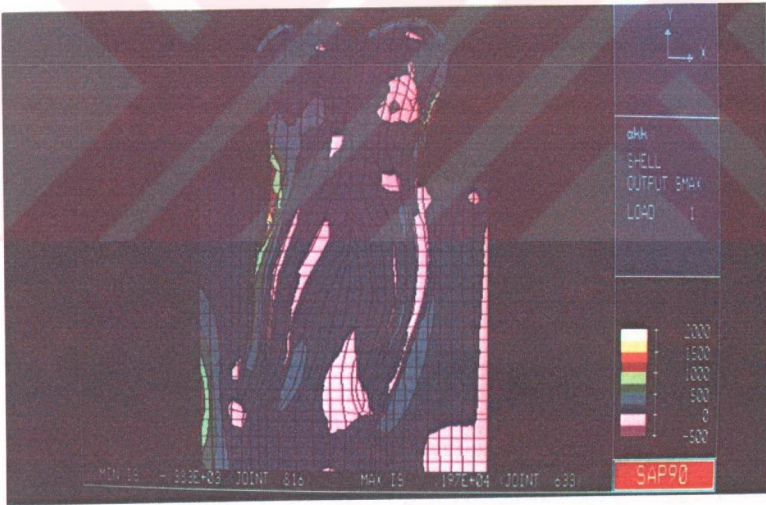
Resim 15: 8. durum için makaslama stres bulguları.

9.DURUM:

Sağlıklı periodonsiyuma sahip mandibular 1. molar dişi temsil eden modelimizde, lateral kuvvetler uygulandıktan sonra ortaya çıkan sıkışma ve çekme streslerini genel olarak değerlendirdiğimizde; mezial kökün mezial yüzeyinde koleden apikale kadar ve yine bu kökün apikalinin distalinde sıkışma

stresleri dikkati çekmektedir. Buna karşın dişin distal kökünün distal yüzeyinde, kolede en yüksek matematiksel değerlere ulaşmak üzere, apikale kadar çekme stresleri görülmektedir. Dişin kron kısmında mezialde çekme stresleri, pulpanın mezial boynuz bölgesinde ise sıkışma stresleri tespit edilmiştir.

Dokuzuncu durumda lateral yüklemelerde çekme ve sıkışma streslerine ait en yüksek matematiksel değerler; distal kole bölgesinde çekme stresleri şeklinde $.179E+04$ ile mezialde mine-dentin birleşim sınırlarında ve mezial pulpa boynuz bölgesinde, sıkışma stresleri şeklinde $-.383E+03$ değerleri arasındadır(Resim 16).



Resim 16: 9. durum için çekme ve sıkışma stres bulguları.

10.DURUM:

Sağlıklı periodonsiyuma sahip mandibular 1. molar dişi temsil eden modelimizde, vertikal kuvvetler uygulandıktan sonra ortaya çıkan sıkışma ve çekme streslerinin analizlerinde; kökler ve destek kemik yapıda matematiksel değerlerin oldukça düşük, homojen bir dağılımda, çekme tarzında stresler gözlenirken, dişin okluzalinde 9. durum'dan farklı olarak kuvvet uygulama alanlarında yüksek matematiksel değerlere ulaşan sıkışma gerilimleri gözlenmiştir.

Onuncu durumda vertikal yüklemelerde çekme ve sıkışma streslerine ait en yüksek matematiksel değerler; distal kökün mezial-apikal 1/3 bölümünde çekme stresleri şeklinde $.179E+04$ ile okluzal yüzeyin ortasında sıkışma stresleri şeklinde $-.102E+04$ değerleri arasındadır(Resim 17).

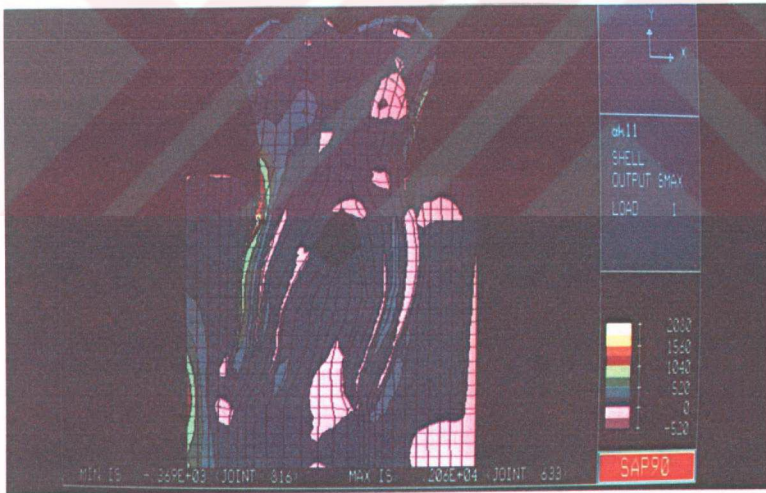


Resim 17: 10. durum için çekme ve sıkışma stres bulguları.

11.DURUM:

Tarnow altsınıf derece “a” tipi furkasyon defektli 1. molar dişi temsil eden modelimizde lateral kuvvetler uygulandıktan sonra elde edilen çekme ve sıkışma streslerinin değeriendirilmesinde; lokalizasyon olarak 9.duruma büyük benzerlik göstermektedir. Ancak çekme streslerinin matematiksel değeriindeki çok az artış dikkat çekmektedir.

Onbirinci durumda lateral yüklemelerde çekme ve sıkışma streslerine ait en yüksek matematiksel değeri; distal kole bölgesinin alt seviyelerinde çekme stresleri şeklinde $.206E+04$ ile pulpanın mezial boynuzunda sıkışma stresleri şeklinde $-.369E+03$ değeri arasında dır(Resim 18).

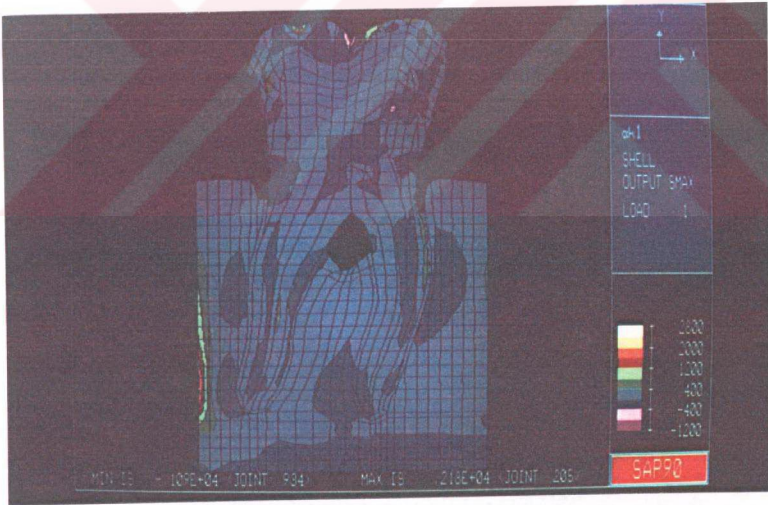


Resim 18: 11. durum için çekme ve sıkışma stres bulguları.

12.DURUM:

Tarnow alt sınıf derece “a” tipi furkasyon defektli 1. molar dişi temsil eden modelimizde vertikal kuvvetler uygulandıktan sonra elde edilen çekme ve sıkışma streslerinin değeriendirilmesinde; lokalizasyon olarak yine 10.duruma benzemekle beraber çekme streslerinin matematiksel değeriinde belirgin bir artış gözlenmektedir.

Onikinci durumda vertikal yüklemelerde çekme ve sıkışma streslerine ait en yüksek matematiksel değeriiler; distal köke komşu destek alveol kemiğinde çekme stresleri şeklinde $.218E+04$ ile okluzal yüzeyin orta kısmında sıkışma stresleri şeklinde $-.109E+04$ değeriileri arasındadır(Resim 19).

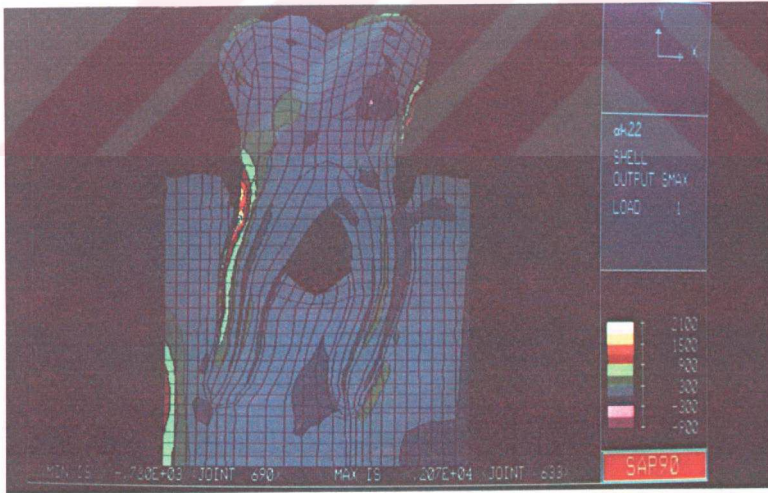


Resim 19: 12. durum için çekme ve sıkışma stres bulguları.

13.DURUM:

Tarnow alt sınıf derece “b” tipi furkasyon defektli 1. molar dişi temsil eden modelimizde lateral kuvvetler uygulandıktan sonra elde edilen çekme ve sıkışma streslerinin değerlendirilmesinde, kron bölgesindeki sıkışma ve çekme streslerinin değerlerindeki azalma, köle ve kök bölgesine doğru oluşan özellikle sıkışma tarzındaki streslerde artma izlenmektedir. Lokalizasyon 9 ve 11.duruma benzemekte olup, büyük farklılık görülmemektedir.

Onüçüncü durumda lateral yüklemelerde çekme ve sıkışma streslerine ait en yüksek matematiksel değerler, vertikal defektin distal kök ile kontakta olduğu bölgede çekme stresleri şeklinde $207E+04$ ile distal alveol kemiği bölgesinde sıkışma stresleri şeklinde $-780E+03$ değerleri arasındadır(Resim 20).



Resim 20: 13. durum için çekme ve sıkışma stres bulguları.

14.DURUM:

Tarnow altsınıf derece “b” tipi furkasyon defektli 1. molar dişi temsil eden modelimizde vertikal kuvvetler uygulandıktan sonra elde edilen çekme ve sıkışma streslerinin değeriendirilmesinde; sıkışma streslerinin matematiksel değerilerinde azalma, çekme streslerinin matematiksel değerilerinde ise durum 10 ve 12.duruma oranla yaklaşık iki misli daha fazla çekme stres değeri dikkati çekmektedir. Onuncu ve onikinci durumda gözlenen odaklaşma tarzındaki sıkışma gerilimleri 14. durumda daha yaygın dağılımları ile farklılık göstermektedir.

Ondördüncü durumda vertikal yüklemelerde çekme ve sıkışma streslerine ait en yüksek matematiksel değeri; distal mine-sement birleşim bölgesinde çekme stresleri şeklinde $.393E+04$ ile köklerin apikal bölgelerinde sıkışma stresleri şeklinde $-.109E+04$ değeri arasındadır(Resim 21).

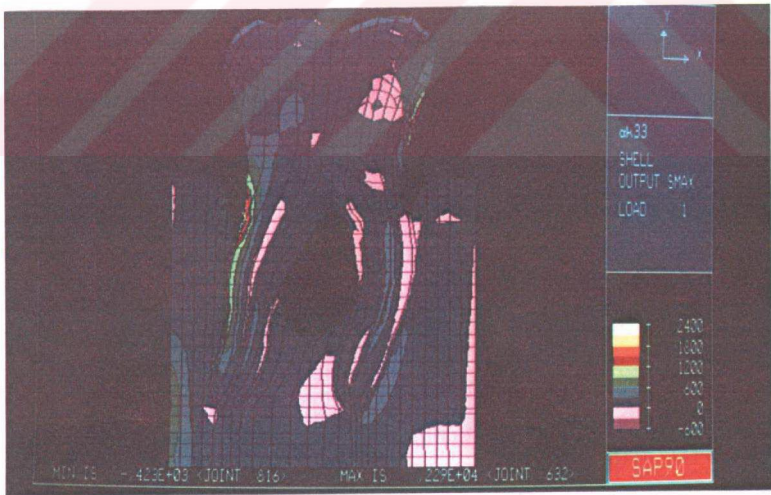


Resim 21: 14. durum için çekme ve sıkışma stres bulguları.

15.DURUM:

Tarnow alt sınıf derece “c” tipi furkasyon defektlı 1. molar dişi temsil eden modelimizde lateral kuvvetler uygulandıktan sonra elde edilen çekme ve sıkışma streslerinin değeriendirilmesinde; lateral kuvvet uygulamalarında elde edilen en yüksek çekme tarzındaki stres değeri bu durumda gözlenmektedir. Sıkışma streslerinde ise 13.duruma göre azalma gözlenmektedir. Lokalizasyonlarda bir farklılık yoktur.

Onbeşinci durumda lateral yüklemelerde çekme ve sıkışma streslerine ait en yüksek matematiksel değeri; defektin distal kök ile komşuluk yaptığı bölgelerde çekme stresleri şeklinde $.229E+04$ ile mezial pulpa boynuzu bölgesinde sıkışma stresleri şeklinde $-.423E+03$ değeri arasındadır (Resim 22).

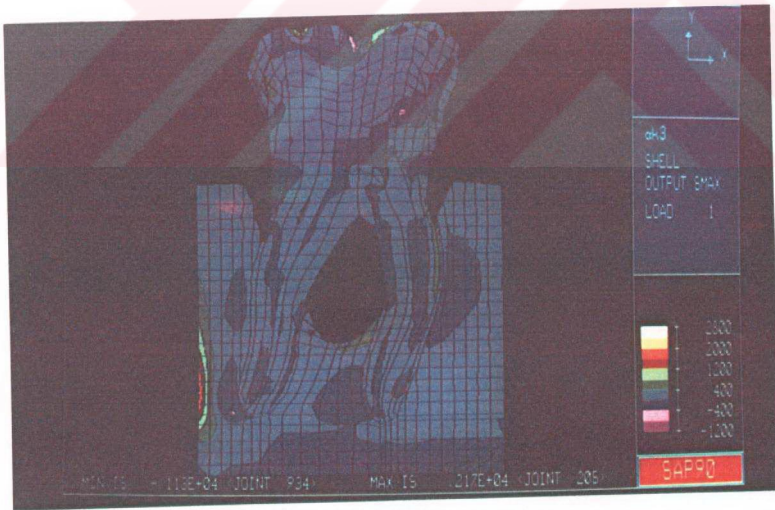


Resim 22: 15. durum için çekme ve sıkışma stres bulguları.

16.DURUM:

Tarnow altsınıf derece “c” tipi furkasyon defektli 1. molar dişi temsil eden modelimizde vertikal kuvvetler uygulandıktan sonra elde edilen çekme ve sıkışma streslerinin değeriendirilmesinde; defektin apikalinde yoğun çekme stresleri izlenmektedir. Bunun ötesinde 11. durum ile aynı matematiksel değerieler dikkati çekmektedir. 13.duruma oranla çekme streslerinin belirgin şekilde azaldığı ve lokalizasyonda ise kolenin apikal bölgesi dışında fazlaca farklılığa rastlanmamaktadır.

Onaltıncı durumda vertikal yüklemelerde çekme ve sıkışma streslerine ait en yüksek matematiksel değerieler; distal köke komşu alveol kemiğı bölgesinde çekme stresleri şeklinde $.217E+04$ ile okluzal yüzeyin orta bölümünde sıkışma stresleri şeklinde $-.113E+04$ değerieleri arasındadır(Resim 23).



Resim 23: 16. durum için çekme ve sıkışma stres bulguları

İncelenen tüm modellerde kemik desteği en dış distal, mezial ve apikalde yer alan elemanlardaki stres özellikleri sınır koşulları gereği değerlendirme dışında tutulmuştur.



TARTIŞMA

Furkasyon defekti, ilerleyen periodontal hastalığın bir safhası olarak karşımıza çıkabilir ve hastalıkla aynı etyolojiye sahiptir. Furkasyon bölgesinde bakteri plağı kontrolünün zor ve bazen imkansız olması bu bölgede geniş lezyonların meydana gelmesine neden olur(22,57,86,133). Mikroskopik çalışmalarda furkasyon invazyonu olan bölgenin histolojik kesitleri incelendiğinde, yoğun kronik enflamatuar hücre infiltrasyonu ve kökler arası bölgede osteoklastik rezorbsiyon varlığı gözlenmiştir(96). Bu rezorbsiyon sonucu, kemik tahribatı yatay veya kemik içi ceplerle beraber görülen açısız kemik defektleri şeklinde olabilir(22).

Yakın geçmişte furkasyon defekti görülen dişlerin tedavisinin mümkün olmayacağı ve genellikle çekilmesi gerektiğine inanılırdı. Ancak teşhis ve tedavide önemli aşamaların katedilmesiyle, furkasyon defektlerinin tedavisinde olumlu sonuçlar alınmaya başlanmıştır (22,71,72,86).

Okluzal travmanın furkasyon bölgesindeki ataşman kaybına yardımcı bir faktör olarak katkısı halen tartışmalı olmakla birlikte(71,72), furkasyon defektlerinin hem etyolojisinde hem de prognozunda, defektli dişe uygulanan okluzal kuvvetlerin yönü ve sürekliliği önemlidir. Glickman(22), travmatik okluzyonun tek başına enflamasyon için yeterli olmadığını ancak mevcut bir enflamasyon durumuna ilave olan okluzal travmanın ataşman kaybını arttırdığını ifade etmektedir. Newell(96), ise düzensiz ve aşırı lateral çiğneme kuvvetlerinin neden olduğu okluzal travmanın periodontal ligament, alveol

kemiği ve sementte bir takım dejenersyonlara ve enflamasyonlara neden olduğunu bildirmektedir.

Saadoun(113) ve Carranza(22)'da hem okluzal travmanın furkasyon defektlerinin başlamasına neden olabileceğini, hem de iltihap ve ödeme birlikte gelişen enflamasyonun dişin alveol boşluğu içerisinde yükselmesine neden olarak okluzal travma oluşabileceğini ileri sürmektedirler.

Görülüyor ki; furkasyon defektlerinin etyolojik nedenleri arasında okluzal travmanın düşünülmesi için pek çok kanıt vardır.

Bu bilimsel verilere dayanarak çalışmamızda, okluzal travmanın sadece etyolojik bir neden olarak geçerliliğini ispatlamayı değil, aynı zamanda furkasyon defektli dişlere gelen kuvvetlerin yönü ve şiddetinin etkisi, önemi ve değerlerini ortaya koymak açısından, tedavi sonrası destek doku kayıpları ile uzun dönemde başarı için önemli olabilecek stres tip, miktar ve lokalizasyonu hakkında gerek nitelik gerekse nicelik olarak daha tanımlayıcı bilgiler vermeyi amaçladık.

Yapılan araştırmalarda, her iki cinsiyette de yaşla birlikte, en çok diş kayıplarının santral ve özellikle mandibular molar dişlerde görüldüğü ortaya konulmuştur(13,61,67,133).

Periodontal kemik yüksekliğinin radyografik olarak belirlendiği çalışmalarda, en yüksek oranda alveol kemik kaybının; molar dişler arasında, mandibular molar dişlerde bulunduğu gözlenmiştir(13,61).

Mandibular 1. molar dişler, ağız içindeki en geniş okluzal yüzeye sahip dişlerdir(143). Bu nedenle çiğneme esnasında birim yüzeye gelen yükler yönünden en fazla strese maruz kalan dişler olduklarını düşünmek yanlış olmayacaktır. Ayrıca klinikte furkasyon defektlerinin en fazla görüldüğü dişler olması da önemlidir.

Periodontal hastalıkların daha ziyade çok köklü dişler ve etrafında gözlenmesinden dolayı(13,18,22,86,133), dişi çevreleyen periodontal destek hakkında bilgi sahibi olmak ve gelen streslerin etkilerini inceleyebilmek büyük önem taşımaktadır.

Bu nedenlerle; çalışmamızda mandibular 1. molar dişlere gelen stresleri incelemeyi amaçladık.

Ross ve Björn(111), tarafından orta seviyeli olarak nitelendirilen furkasyon bölgesi harabiyetlerinin başlangıcında öncelikle yumuşak dokuda başlayan bir enflamasyonun ilerleyerek kemik doku kayıplarına yol açabileceği bildirilmiştir. Ciddi ya da ilerlemiş tip furkasyon defektlerinde ise; hastalığın kökler arasında derin bir şekilde ilerlediği, kökler arasındaki kemik dokunun büyük kısmının yok olduğu görülür. Kısaca genel hatlarıyla verilen bu iki defekt tipi arasında ise, değişik seviyelerde pek çok furkasyon defekti tipi görülebilir. Ancak herhangi bir klinik durumun basit ve esas olarak ortaya konulabilmesi, aynı zamanda gerektiğinde iletişimi kolaylaştırması bakımından bir takım sınıflamalara ihtiyaç duyulmaktadır. Yapılacak olan sınıflamaların;

* mevcut klinik durumun hemen göz önünde canlandırılabilmesi,

* yapılacak olan tedaviye rehber olabilmesi ve,

* evrensel bir nitelik taşıması da esastır(8,128).

Periodontal literatürde furkasyon defektleriyle ilgili pek çok sınıflandırma sistemi mevcuttur(22,86,103,125).

Yukarıdaki bilgilerin ışığında, furkasyon çatısından apikal yönde kemik doku kaybının miktarını vertikal olarak ölçen bir alt sınıflandırma sistemine sahip Tarnow ve Flethcer(125)'in sınıflaması; basit, kolay anlaşılabilir ve kökler arası destek kemik kaybını dikey yönde gösteren tek sınıflama sistemi olması açısından çalışmamızda esas almayı uygun gördüğümüz bir sınıflamaadır.

Canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak zor, bazen imkansızdır. Bu nedenle stres analiz çalışmaları canlı yapının bir modeli üzerinde yapılır. Ancak tüm stres analiz metodlarında, modelin canlı yapıya benzerliği oranında doğru sonuçlar alınabilir.

Genel bilgiler bölümünde belirttiğimiz gibi değişik kuvvet analiz yöntemleri tanımlanmıştır(128,130). Bu yöntemlerden fotoelastik yöntem ve son yıllarda özellikle sonlu elemanlar stres analizi yöntemi yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Fotoelastik kuvvet analiz yönteminin diğer yöntemlere nazaran modelin tümündeki iç baskıların doğrudan gözlenmesine imkan vermesi ve geometrik olmayan cisimlerde stres analizinin yapılabilmesi nedeniyle tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir(6,45,46,47)

Sonlu elemanlar yöntemi ise bir çok araştırmacı tarafından kullanılarak, fotoelastik ve diğer yöntemlere göre daha avantajlı olduğu

bildirilmiştir(30,37,47,51,123,144). Kullandığımız stres analiz yöntemi genel bilgiler kısmında anlatılan diğer yöntemlere göre bazı üstünlükler taşımaktadır. Diğer yöntemlere kıyasla;

- Modelin ana yapıya yakın bir şekilde oluşturulabilmesi,
- Kullanılan malzeme sayısının sınırlandırılmaması, bunun yanısıra araya yapay bir model materyali girmemesi,
- Modelin, mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi,
- Sadece stres dağılımının değil, stres tipinin ve deplasmanların çok ayrıntılı olarak elde edilebilmesi,
- Her tür cisme (geometrik olsun veya olmasın) ve karmaşık yapılara kolayca uygulanabilirliği,
- Modelin üç boyutlu koordinatlar sistemi içerisinde, yerinin ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi, gibi avantajlara sahiptir(29,30,34, 76,77,90,108,112,118).

Bilinen bu üstünlükleri nedeniyle araştırmamızda sonlu elemanlar stres analiz yöntemini seçtik.

Çalışmamızda alt birinci molar dişin matematiksel modeline ısırma kuvvetlerini taklit eden vertikal kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetler karşısındaki makaslama, çekme ve sıkışma stresleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile SAP 90 analiz programı kullanılarak izlenilmiştir(79,139).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin, elastik bir stres analiz yöntemi olması, plastik deformasyonları göstermemesi, ilk anda bir dezavantaj olarak görülebilir. Bunun sebebi, bütün cisimlerin belli bir kuvvet sınırından sonra elastik deformasyondan, plastik deformasyona geçerek şekil değiştirmeleridir. Ancak proprioseptif refleks, diş ve çevre dokuları plastik deformasyona sokabilecek kuvvetlerin bir defada oluşmasını, diş ve alveol kemiği fraktürlerini, periodontal membranda oluşabilecek hasarları engeller(45,46). Bununla birlikte dişhekimliğinde yapılan araştırmalarda kullanılan kuvvetler, genelde elastik deformasyon sınırları içerisindedir. Araştırmamızda mandibular 1. molar diş ile destek dokuları temsil eden matematiksel modelimize uyguladığımız fonksiyonel kuvvet miktarları gerçek uygulamada da ancak elastik deformasyon oluşturacak limitler içerisindedir. Bunu bulgularımızda, en yaygın streslerin periodontal membran üzerinde gerçekleşmesi ile gözlemledik.

Yaptığımız çalışmada tüm vital dokular elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir. Esasen doğada bulunan gerçek cisimler asla %100 homojen olamazlar. Bu cisimler sayısız etkenin etkisi altında, homojenitelerini sürekli değiştirirler. Aynı cinsten iki organizmaya ait dokunun homojen ve izotrop olması bir yana, bir organizmaya ait her hangi bir dokunun iç yapısı ve izotropik özelliği dahi belirli sınırlar içinde pek çok etkenle sürekli değişebilmektedir(11,79,139). Bu sebepten dolayı ortalama bir değer olarak, çalıştığımız ortamı homojen saymak yerinde olacak ve sonuçların gerçeğe yakın olmasına engel olmayacaktır. Ancak yine de bu teknikte ve diğer stres analiz tekniklerinde sonuçlar gerçek değerlere sadece bir yaklaşım olarak kabul edilmelidirler.

Sonlu elemanlar yönteminde gerçeğe yakın bir çalışma yapmanın ilk şartı, doğru bir matematiksel model elde etmektir. Çalışmamızda gerçeğe en yakın matematiksel modeli elde edebilmek için ideal bir mandibular birinci molar dişin boyutları esas alınmış, bu dişin dış boyutları ve pulpa boşluğu için Wheeler'in(136,137), mine ve dentin oranı için Shillingburg ve arkadaşlarının(116), bildirdikleri ölçülerden yararlanılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile stres analizi yaptıkları çalışmalarında, matematiksel modeli oluşturmak için Anusavice (6), Aydın ve Tekkaya(8), Cailletau ve arkadaşları(21), Eskitaşcıoğlu(45), Yuasa ve arkadaşları(145), bizim çalışmamızda olduğu gibi Wheeler'in (136,137), verdiği ölçüleri esas almışlardır.

Teorik modellerde, yükleme durumu ve fiziksel özellikler sabit olduğu için bulgulara herbir eleman için elde edilen değerlerin çıktılarda net olarak yansıtılabilmesi nedeniyle istatistiksel analiz yapılması gerekli değildir(77). Bu nedenle çalışmamızda istatistiksel analiz yapılmamıştır.

2 boyutta gerçek ölçüler, 3. boyutta kesitle temsil edilen 3 boyutlu shell (kabuk) elemanlar ile matematiksel modelin oluşturulmasından sonra, ısırma ve sentrik okluzyona geçiş anını taklit eden kuvvetler altında, stres dağılımının analizini yapmak için kuvvetin dişin hangi bölgesinden ve ne kuvvette uygulanacağına karar vermek gerekir. Fonksiyonel işlevler sırasında bir molar dişe 2 yönde(lateral ve vertikal) kuvvet etki etmektedir. Çalışmamızda ısırma anını taklit eden kuvvet için matematiksel modelin okluzal yüzeyinde yer alan, tüberkül tepesi, santral fossa ve sentrik kontakt tipinde lokalize olan noktalara

ortalama çiğneme kuvvetleri uygulanmıştır. Sentrik kontak lokalizasyonlarını Ramfjord'un(102), çalışmasından alarak, kuvvet uygulamadaki lokalizasyonu bu görüş doğrultusunda belirledik. Yapılan birçok çalışma kuvvet uyguladığımız alanların doğruluğunu desteklemektedir(33,34,45,46,118,127).

Matematiksel model üzerinde kuvvetin uygulanacağı bölge ya da noktalar saptandıktan sonraki aşama, ne büyüklükte kuvvet uygulanacağıdır. Test edilen dokuların, model üzerinde göstereceği stres dağılımının tespit edilmesi için, üzerine gelecek ısırma kuvvetinin büyüklüğünün bilinmesi gerekir. Bu kuvvetler, daha çok gnathodinamometre ile incelenmiş ve kuvvetlerin kişiye göre değişiklik gösterdiği bulunmuştur. Bu ölçümlere göre alt birinci molar dişe gelen ortalama ısırma kuvveti 60 kg yani 588 Newton (N) olarak belirlenmiştir(29,30,49,70,147).

Araştırmada modeller orijinal anatomik boyutlarda hazırlanmıştır. Analiz gerçek boyutlar üzerinde yapıldıktan sonra, şekillerle gösterimde netlik sağlanması amacıyla matematiksel modelin şekilleri büyütülerek verilmiştir.

Henneman ve arkadaşları(64), Reynolds(105), çiğnemenin; dişlerin okluzyona gelmesini takiben okluzyondan uzaklaşması şeklinde gerçekleştiğini ve horizontal düzlemde gezinme formunda değil, vertikal siklus formunda olduğunu belirtmektedir. Alkumru(2)'da bu görüşe katılarak, gıdaların dişler arasında ezilerek ve öğütülerek değil giderek küçülen parçalara bölünerek çiğnendiğini belirtmektedir. Rose(110)'un doğal dişlerde okluzal kontak isimli araştırma sonuçlarında; okluzal kontak noktalarının küçük olması, simetrik

olarak düzenlenmeleri ve kuvvetleri vertikal yönde dışın uzun aksı doğrultusunda yönlendirmesi gerekliliğini bildirmiştir.

Bizde bu görüşler doğrultusunda araştırmamızda fonksiyonel kuvvetleri hem vertikal yönde hemde lateral yönde aktive ederek 16 durumda ayrı ayrı uyguladık.

Dawson(36), Shillinburg ve arkadaşları(116), ve Stuart(121), mandibular molar dişlerin lingual tüberküllerinin gezinme kontaklarının fonksiyon ve stabiliteye en ufak bir katkıda bulunmadıklarını bildirmektedirler. Bu düşünceler doğrultusunda, matematiksel modelimiz üzerindeki analizlerde üçüncü boyutu 1mm lik bir kesit ile oluşturmakla sonuçlar açısından hata payının düşük olduğu kanısındayız.

Literatür taramalarında, yapılan çalışmalarda değişik miktarlardaki kuvvetlerin düğüm noktalarına (joint) statik olarak uygulandığını gözledik. Halbuki çiğneme kuvvetleri daha çok dinamik kuvvetlerin etken olduğu kompleks kuvvetlerdir ve bir çok araştırma ile ortalama değerleri tespit edilmiştir(41,45,46,47). Gerçekte sentrik kontak noktalarının küçük de olsa bir hacime sahip oldukları düşünülerek, çalışmamızda kuvvet uygulamaları; belirlenen elemanlarının üst kenarlarına, boyutlarına orantılı şekilde, kabul edilen ortalama değerlerinde ve dinamik olarak gerçekleştirildi.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile stres analizi yaparken, doğru bir model ve kuvvet büyüklüğü kadar, bilgisayara; kullanılan materyal ve dokuların fiziksel özelliklerinin doğru aktarılmasında önemlidir. Çünkü program, dokuları verdiğimiz Poisson oranı (ν) ve elastiklik modülü (E) değerlerine göre

tanıyacaktır. Çalışmamızda pulpanın elastiklik modülü 2,1 MPa, Poisson oranı 0,45 (20,93), dentinin elastiklik modülü 13.000 MPa, Poisson oranı 0,30 (6,8,21,93,100), minenin elastiklik modülü 50.000 MPa, Poisson oranı 0.30 (8,14,21), periodontal ligamentin elastiklik modülü 5,0 MPa, Poisson oranı 0.45, alveol kemiğinin elastiklik modülü, 14000 MPa, Poisson oranı 0.30dur (6,14,20,93). Verilen literatürler çalışmamızda kullanılan elastiklik modülü ve Poisson oranlarını desteklemektedir. Ayrıca literatür bilgileri doğrultusunda elastiklik modülü ve poisson oranının dentin dokusu ile aynı oluşu ve kalınlığının 20 ile 250µm arasında bir değer taşıması nedeniyle; çalışmamız sonuçlarına belirgin bir etkisi olmayacağı öngörülerek, sement dokusu gözardı edilmiştir(22,51,57,86,112).

Analizi yapılan bölgedeki farklı biyolojik dokuların elastik özelliklerinin değerlerin benzer çalışmalarda daha önce kullanılanlara yakın olmasına dikkat edilmiştir (14,20,24,29,30,37,50,51,56,74, 93,108,123,124,142,143,145).

Gerek sonlu elemanlar, gerekse diğer stres analiz yöntemlerinde bulguların değerlendirilmesi kantitatif değil kalitatif olarak yapılmalıdır. Bu çalışmada elde edilen streslerin klinikte elde edilebilecek streslerden kantitatif olarak farklı olabileceği gözardı edilmemelidir. Bununla beraber yapılan analizlerde, streslerin kalitatif özelliklerinin ve dağılımlarının gerçeğe en yakın şekilde elde edildiğine inanmaktayız.

Tüm standartlara uyulmasına rağmen, üçüncü boyutunu kesit olarak alabildiğimiz modelimiz gerçek üç boyutlu hali ile analiz edilebilseydi, tüm sistemdeki streslerin değerleri daha düşük çıkabilirdi kanısındayız.

Sistem çevresindeki elemanların sabit olduğu varsayıldı. Eğer sistemi gerçekte olduğu gibi, çevresindeki kas ve kemik dokularını içerisine alabilecek şekilde daha büyük ve gerçeğe daha yakın hazırlayıp sabit sınırı, bir çok kemik elemanlarından sonra konulabilseydi, kanımızca stres miktarları gerçeğe çok daha yakın tespit edilebilirlerdi. Ancak incelediğimiz anatomik yapının karmaşık yapısı bizi sınırlamaktadır. Konuyla ilgili yayınlar incelendiğinde furkasyon defektlerinin incelenmesinde sonlu elemanlar stres analiz metodunun kullanıldığı hiç bir araştırmaya rastlanılmamıştır.

Dişlerin ve çevre dokuların streslere dirençleri çeşitli etkenlere bağlı olup değişkenlik göstermektedir. Bu nedenle elde ettiğimiz sonuçlara bakarak; her hangi bir diş ve çevre dokusuna zararlı olabilecek stres değeri sonuçlarını söyleyebilmemiz olanaksızdır. Analizin en zor kısmı şüphesiz ki doğru modeli oluşturmaktır. Ancak, doğru analiz çıktılarının doğru yorumu da iyi bir yapısal modelin hazırlanması kadar önemlidir.

Makaslama streslerinin uygulamalarından elde edilen bulguların değerlendirilmesi:

Sağlıklı periodonsiyuma sahip mandibular 1. molar dişi temsil eden modelde, lateral fonksiyonel kuvvetlerin oluşturduğu streslerin dağılımına bakıldığında, destek alveol kemiğinde kole,1/2 kök boyu ve interradyiküler kemikte stres miktarlarının çok düşük değerlerde olduğu görülmektedir. Ancak aynı bölgelerde periodontal membranın genel olarak yüksek streslere maruz kaldığı izlenmektedir. Bu durumun, daha önceki araştırmacıların(22,45,57,86,

87,124,129) düşüncelerine de paralel olarak periodontal membranın şok absorpsiyon göreviyle bağlantılı olduğunu düşünmekteyiz.

Lateral kuvvetlerin uygulanmasını takiben hem mezial hem distal köklerde kole ve özellikle distal kron-kök birleşim bölgesinde streslerin yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 17).

Vertikal fonksiyonel kuvvetlerin uygulanmasıyla ortaya çıkan stresleri de birlikte ele alacak olursak; streslerin lateral kuvvet uygulamalarındaki bulgulara paralel olarak kolede ve mine sement birleşim hattında yoğunlaştığı dikkat çekmektedir. Benzer yoğunluktaki streslerin mine tabakasında da olduğu gözlenmektedir (Şekil 18).

Her iki kuvvet uygulamasında açığa çıkan streslerin homojen ve birbirine paralel olmalarının kemik desteğinin miktarı ve sağlıklı olması ile ilişkili olduğunu düşünmekteyiz.

Tarnow altsınıf derece “a” tipi defektli modelde hem vertikal, hem de lateral kuvvetlerle elde edilen stresleri incelediğimizde, ortaya çıkan en bariz bulgu, stres lokalizasyonlarının sağlıklı modelle hemen hemen aynı olmakla beraber, stres değerlerindeki belirgin matematiksel artıştır (Şekil 19-20).

Bu artışın, destek kemik miktarındaki azalma ile ters orantılı olduğu ve alveol kemiğin dişi desteklediği yönündeki temel bilgilerimizle uyumlu olduğu görülmektedir(22,57,86).

Tarnow altsınıf derece “b” tipi defektli modelde lateral kuvvetlerin uygulanmasıyla ortaya çıkan stresler hem lokalizasyonda, hem de matematiksel

değerde değişiklikler ve yükselmeler göstermektedir (Şekil 21). Vertikal yüklemelerde ise streslerin, matematiksel değerinde küçük bir azalma olmasına rağmen apekte kök dentin tabakasında ve özellikle kemik defekte komşu kole bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmektedir (Şekil 22). Bu durumun; fulkrum hattının apikale çekilmesini takiben, dişi distorsiyona ya da devrilmeye uğratacak kuvvetlerin etkisiyle ortaya çıktığını düşünmekteyiz. Çünkü bilindiği gibi kemik destek azaldıkça ve dikey boyutta kemik kaybı arttıkça dişin, yıkıcı fonksiyonel kuvvetlere karşı cevabı ile kendi iç doku tabakaları arasında ve desteğin en apikalindeki stresler artmaktadır (8,35,52,56,112,124,).

Tarnow alt sınıf derece “c” tipi defektli modelde her iki yönde kuvvet uygulaması sonucunda diğer defektlerden farklı olarak, defektin apikalinde yoğun makaslama streslerinin şekillendiğini gözlemekteyiz. Lateral yük verildiğinde stres lokalizasyonları daha yaygın ve dengeli bir dağılımdadır (Şekil 23). Vertikal yüklemelerde ise stres lokalizasyonlarında homojen olmayan odaklaşmalar ve matematiksel değerlerde belirgin artışlar dikkat çekicidir. Bu artışlar özellikle mezial kole bölgesinde ve distal kökü çevreleyen alveol kemikte belirgindir (Şekil 24).

Çekme ve sıkışma stresleri uygulamalarından elde edilen bulguların değerlendirilmesi:

Sağlıklı periodonsiyuma sahip mandibular 1. molar dişi temsil eden modelimize lateral ve vertikal kuvvetler uygulandığında ortaya çıkan streslerde, lokalizasyon ve matematiksel değerler yönünden farklılıklar göze çarpmaktadır. Lateral kuvvetlerin uygulanması sonucu ortaya çıkan stresler mezial kök yüzeyi

boyunca ve apeksin distalinde sıkışma stresleri tarzında iken distal kökte ve özellikle mine-sement birleşiminin yer aldığı kole bölgesiyle periodontal ligamentte oldukça yüksek çekme stresleri oluşmuştur. Kron kısmında minede yer yer çekme stresleri meydana gelirken, pulpanın mezial boynuzunda sıkışma streslerinin oluşması ilgi çekicidir (Şekil 25).

Vertikal kuvvetlerin uygulanması sonucunda ise çok düşük ve homojen dağılım gösteren çekme sıkışma stresleri gözlenmiştir. Ancak lateral kuvvet uygulaması sonuçlarından farklı olarak mine tabakasında yüksek matematiksel değerlere ulaşan sıkışma gerilimleri izlenmiştir (Şekil 26).

Tarnow altsınıf derece “a”yı temsil eden modelde lateral ve vertikal kuvvetler uygulandığında ortaya çıkan stresler lokalizasyon ve matematiksel değerler yönünden sağlıklı modelle büyük benzerlikler göstermektedir. Yine de matematiksel değerlerde az bir artış oluşmuştur. Bu farklılığın alveol kemiğin vertikal seviyesindeki azalma ile bağlantılı olduğunu düşünmekteyiz (Şekil 27-28).

Tarnow altsınıf derece “b”yi temsil eden modelde lateral kuvvetlerle oluşan stresler lokalizasyon olarak önceki modellerle hemen hemen aynıdır. Ancak kronda oluşan çekme stresleri azalmış, kolede ise sıkışma stresleri artmıştır (Şekil 29). Vertikal kuvvet uygulamalarında ise sıkışma stresleri azalmış ve daha yaygın hale gelmiştir. Çekme streslerinde ise diğer modellerin bulgularına oranla iki kat fazla matematiksel değerler dikkat çekmektedir (Şekil 30).

En fazla vertikal kemik kaybını temsil eden son modelimizde lateral ve vertikal kuvvetlerle ortaya çıkan stresleri incelediğimizde, çekme streslerinde

büyük artış olduğunu ancak sıkışma streslerinde aynı artışın oluşmadığını ve lokalizasyonda farklılığın meydana gelmediğini görmekteyiz (Şekil 31-32).

Elde edilen bulgular doğrultusunda, destek kemik varlığının ve fonksiyonel kuvvetlerin yönünün çekme, sıkışma ve makaslama stresleri açısından önemli rol oynadıklarını söyleyebiliriz.

Middleton(93), yaptığı çalışmada, ortaya çıkan en şiddetli sıkışma ve çekme streslerinin sırayla kuvvet uygulanan noktaların tam karşısında ve kuvvetin uygulandığı noktada oluştuğunu bildirmiştir. Yine aynı araştırma sonuçlarında; stres lokalizasyonlarının dişin kole bölgesinde yoğunlaştığını ve bunun diş çevreleyen destek kemiğin kalitesine bağlı olabileceği ifade edilmiştir. Bu veriler, çalışmamız sonuçlarını desteklemektedir.

Çalışmamızda dikkati çeken diğer bir bulgu, distal köklerde streslerin oldukça yoğun lokalizasyonlarda olmasıdır. Bu durumun Dunlap(43), Wheler(136) ve Yavuzylmaz(143),’ın belirttiği gibi distal kökün anatomik olarak mezial köke oranla daha dar bir alana sahip olmasına ve konik şekline bağlı olabileceğini düşünmekteyiz.

Yine elde edilen bulgular doğrultusunda Tarnow alt sınıf derece b tipi defektlerde destek kemik ve diş yapısında stres değerlerinin maksimuma çıkması, bu defekt tipinin, hem kemik dokusunun rezorbsiyonu açısından hem de dişin farklı dokularının stres yoğunlukları ile diş dokuları arasındaki bağın zayıflaması açısından en riskli tip olduğunu söyleyebiliriz.

Lateral kuvvetler vertikal olarak gelen kuvvetlerden daha düşük olsa da kemikte ve kole bölgesinde daha büyük stresler yaratırlar(10). Basit lateral streslerde periodontal ligamentte, kole bölgesinde veya kökte yüksek stresler oluşmaktadır. Ağız içi uygulanan kuvvetler, periodonsiyumun yapısal özelliği ve diş-alveol kemik yapı değişikliklerine bağlı olarak, oluşan stresler üzerinde değişiklikler meydana getirebilir(124).

Streslerin alveoler kemik üzerindeki etkileri pek çok araştırmacı tarafından araştırılmıştır(7,9,29,30). Alveol kemiği çok sayıda lokal ve sistemik faktöre bağlı olarak etkilense de, kemik doku ile araştırma yapan araştırmacıların çoğunun, biyomekanik streslerin yaşam boyu kemiğin remodelasyon hadisesini düzenleyen temel faktör olduğunu kabul ettikleri bildirilmiştir(7). Kemik rezorbsiyonu ya da apozisyonunu başlatan streslerin büyüklüğü hakkında kesin bilgi yoktur. Kemik rezorbsiyonu ve deformasyonunda kuvvetin süresi, kuvvetin miktarından daha belirleyicidir(7,30,129).

Çiğnemeye bağlı olarak ortaya çıkan fonksiyonel kuvvetlerin yönü ve şiddeti, periodontal destek ve köklerin şekline göre dağılan çeşitli streslerin oluşması ile ortaya çıkar. Normal şartlar altında periodontal ligament, gelen stresleri dengeleyici rol oynar (8,22,86,103). Ancak bu dengeleme işlevi, dişin çevresindeki destek kemiğin miktarına bağlı olarak değişimler gösterebilir(8). Ağız içindeki biyolojik değişimlerin başlangıç faktörü periodontal ligamente gelen streslerdir(124).

Diş ve alveol kemiği arasında sıkışan ya da gerilen periodontal ligament kemik dokunun davranışlarının değişmesine neden olur. Kemikte rezorbsiyon veya apozisyon hadiseleri meydana gelir(119,129). Rubinve arkadaşları(112)'na göre fonksiyonel kuvvetlerle ortaya çıkan çekme stresleri sonucu kemik doku deforme olur ve kemik doku etrafında elektriksel bir ortam oluşur. Değişik kuvvetlerle oluşan uyarılar kemik dokuyu etkiler. Normal fonksiyon, piezoelektrik ve elektrokinetik etkilerden dolayı kemikte değişik elektrik akımları oluşur. Bu akımlar yüksek osteojenik aktiviteye sahiptir. Bu aktiviteye bağlı olarak periodontal ligamente komşu kemik doku sıkışma ve çekme streslerine uygun şekilde morfolojisini değiştirir(112,119,129).

Normal bir diş, çekme ve sıkışma streslerine karşı büyük değişkenlik göstermektedir. Çünkü mine, dentine göre çekme ve sıkışma streslerine daha fazla direnç gösterebilmektedir(56,76,77).

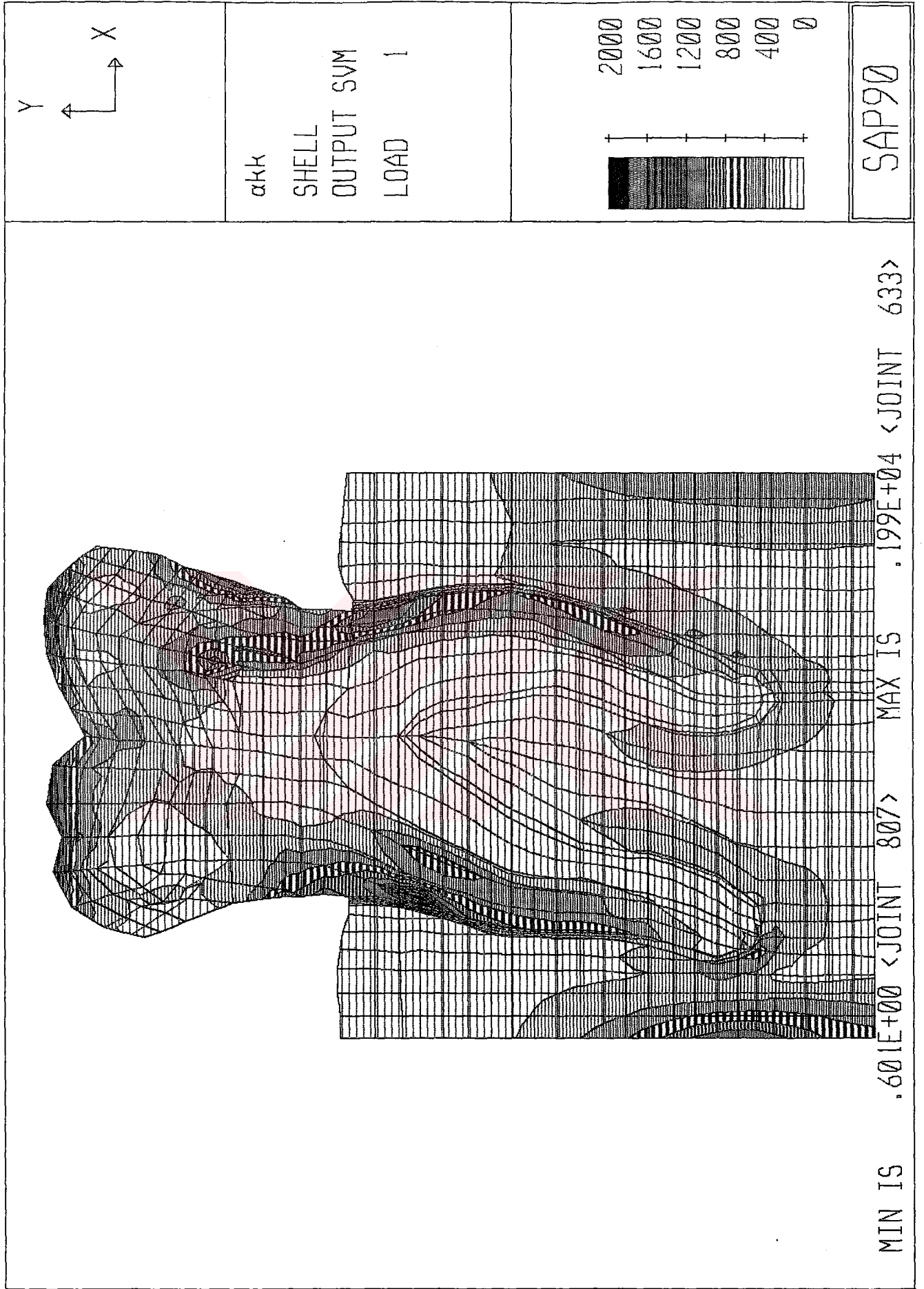
Tanne(124), yaptığı çalışmasında kök yüzeylerinde, alveol kemikte ve kole bölgesinde kuvvetli makaslama streslerini gözlediğini belirtmiştir. Bu bulgular, bizim bulgularımızla paralellik göstermektedir. Makaslama streslerinin dişin mine sement hattında ve mine tabakasında yoğunlaşmasına bağlı olarak, hidroksiapatit kristallerinin yer değiştirmesine neden olduğunu, mineyi zayıflattığını ve mine tabakası ile kole bölgesinde çürüklere zemin hazırlayan biyomekanik bir mekanizma meydana getirerek, diğer kimyasal ve mekanik etkilere yardımcı faktör oluşturduğu da bildirilmiştir(19).

Bu bilgilerin ışığı altında, çalışma modellerimizde periodontal ligamente gelen yoğun streslere bağlı olarak, kronik travmaların yukarıda söz edilen

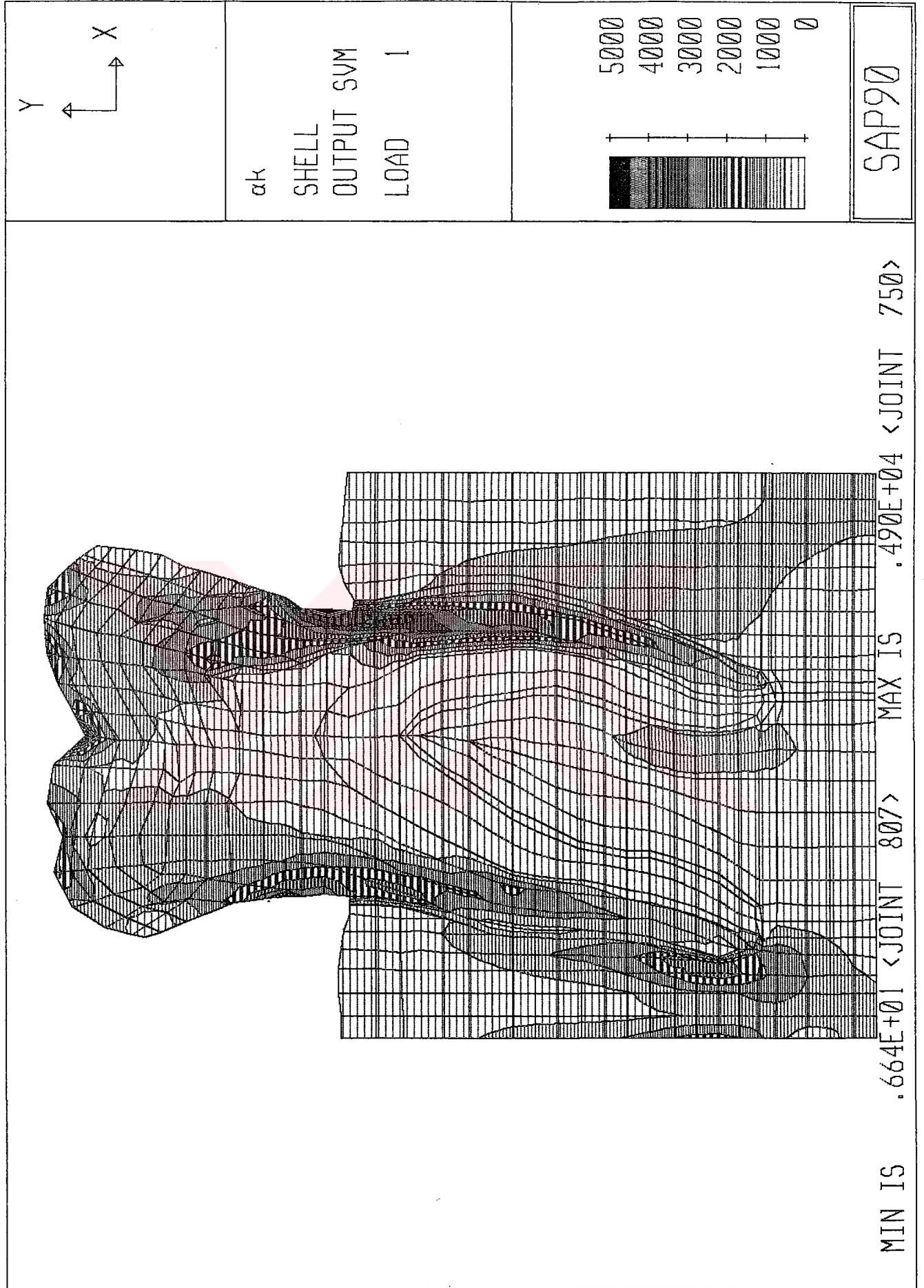
mekanizmayı harekete geçirdiğini ve kronik okluzal travmanın furkasyon defektlerinin prognozuna, en az bakteri plağının varlığı kadar olumsuz etkileri olduğunu dűşűnmek yanlış olmayacağı kanısındayız

Elde ettiğimiz bilgisayar bulgularımızı gűrsel olarak tartışabilmek amacıyla bulgularımıza ait bilgisayar ıktıları şekil 17-32 de sunulmuştur.

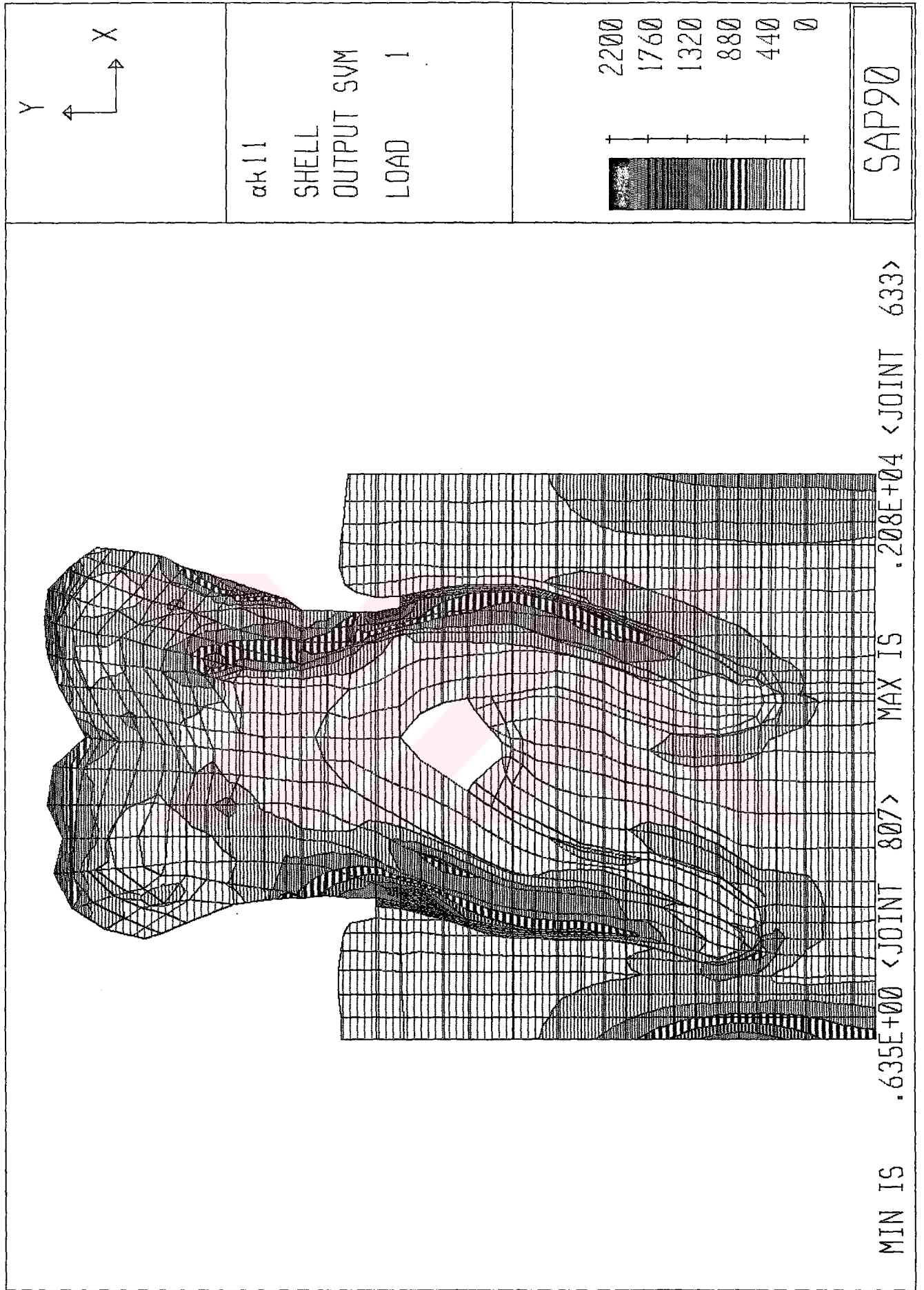




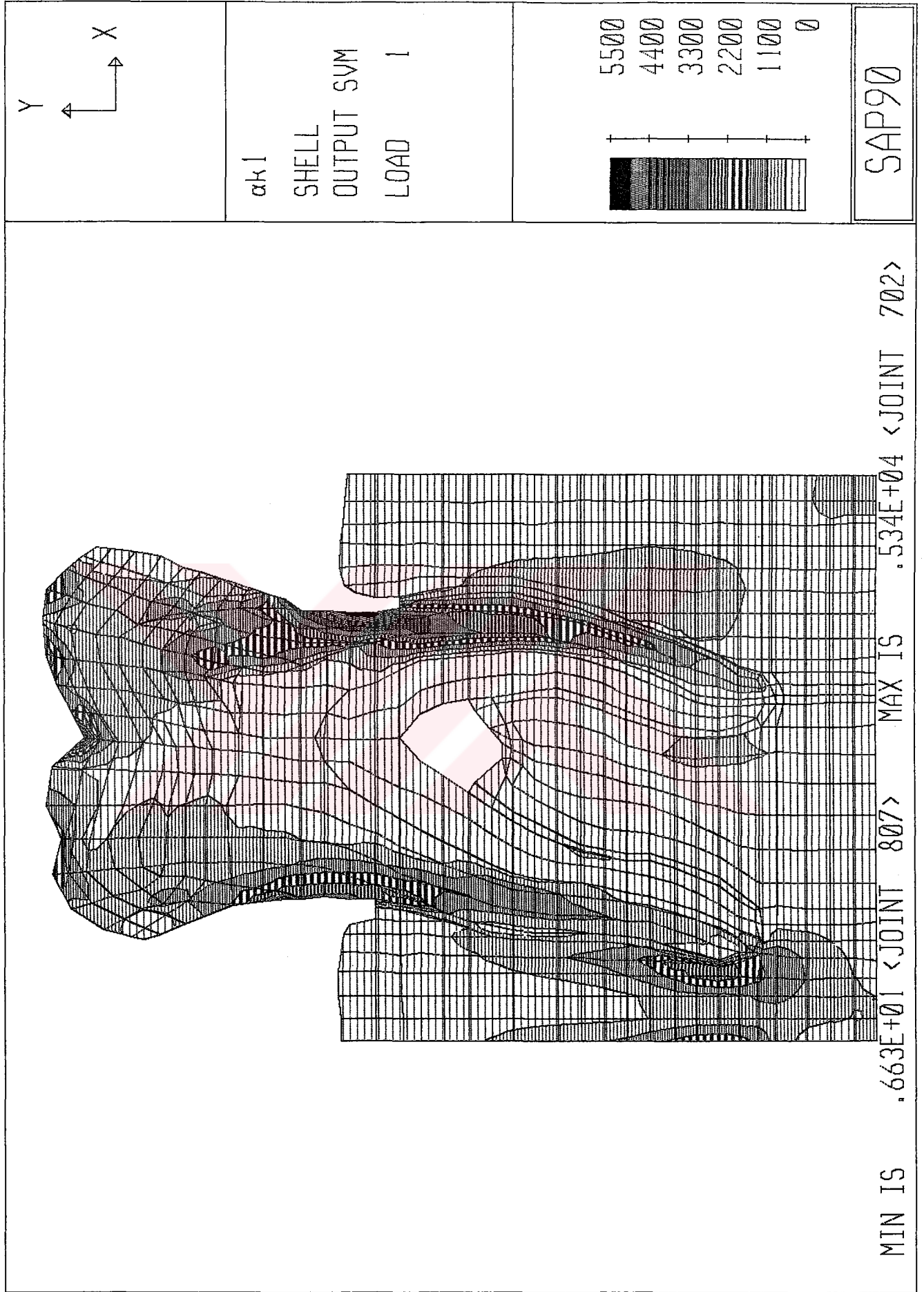
Şekil 17: 1. durumda makaslama streslerine ait bilgisayar çıktıları.



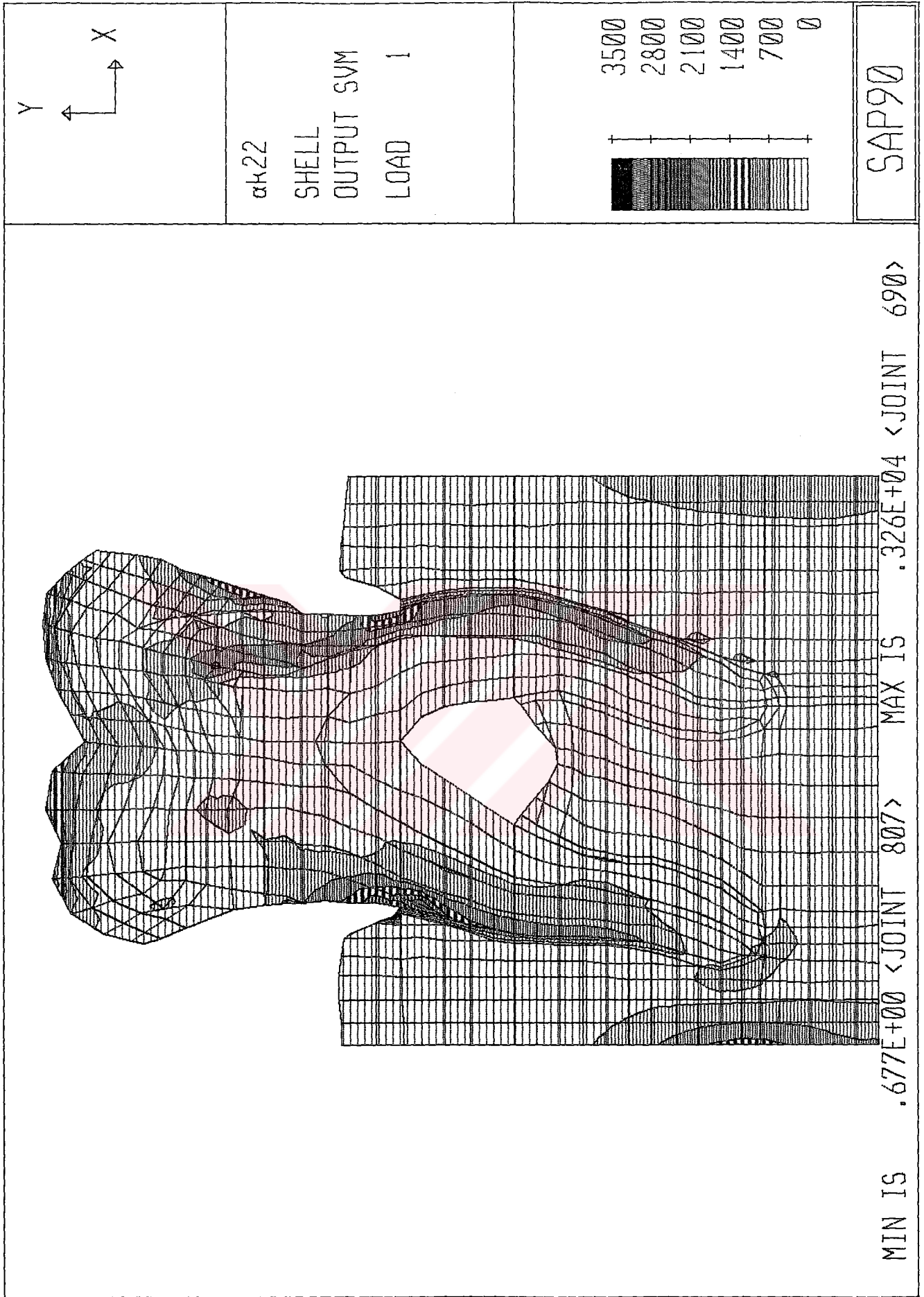
Şekil 18: 2. durumda makaslama streslerine ait bilgisayar çıktıları.



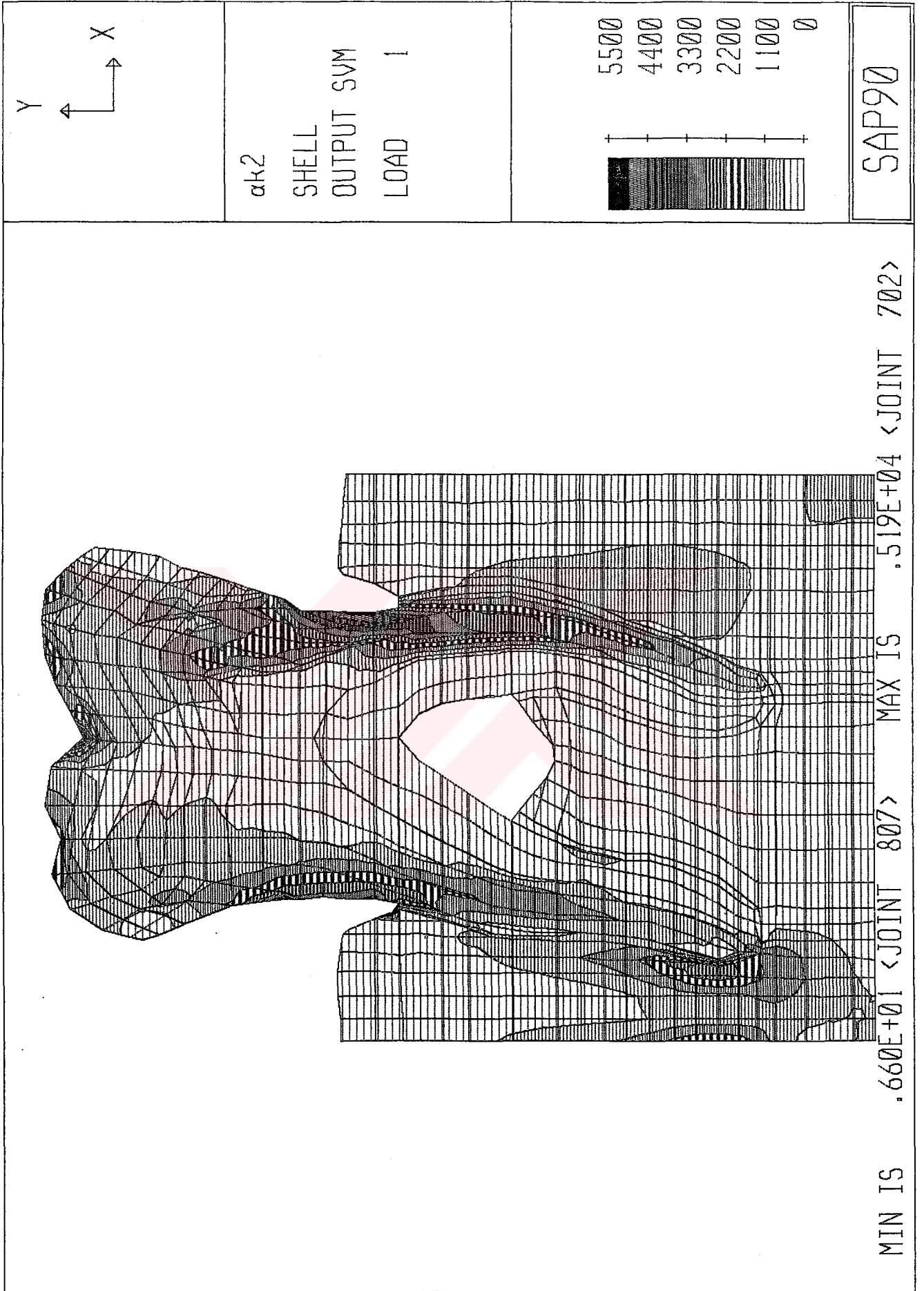
Şekil 19: 3. durumda makaslama streslerine ait bilgisayar çıktıları.

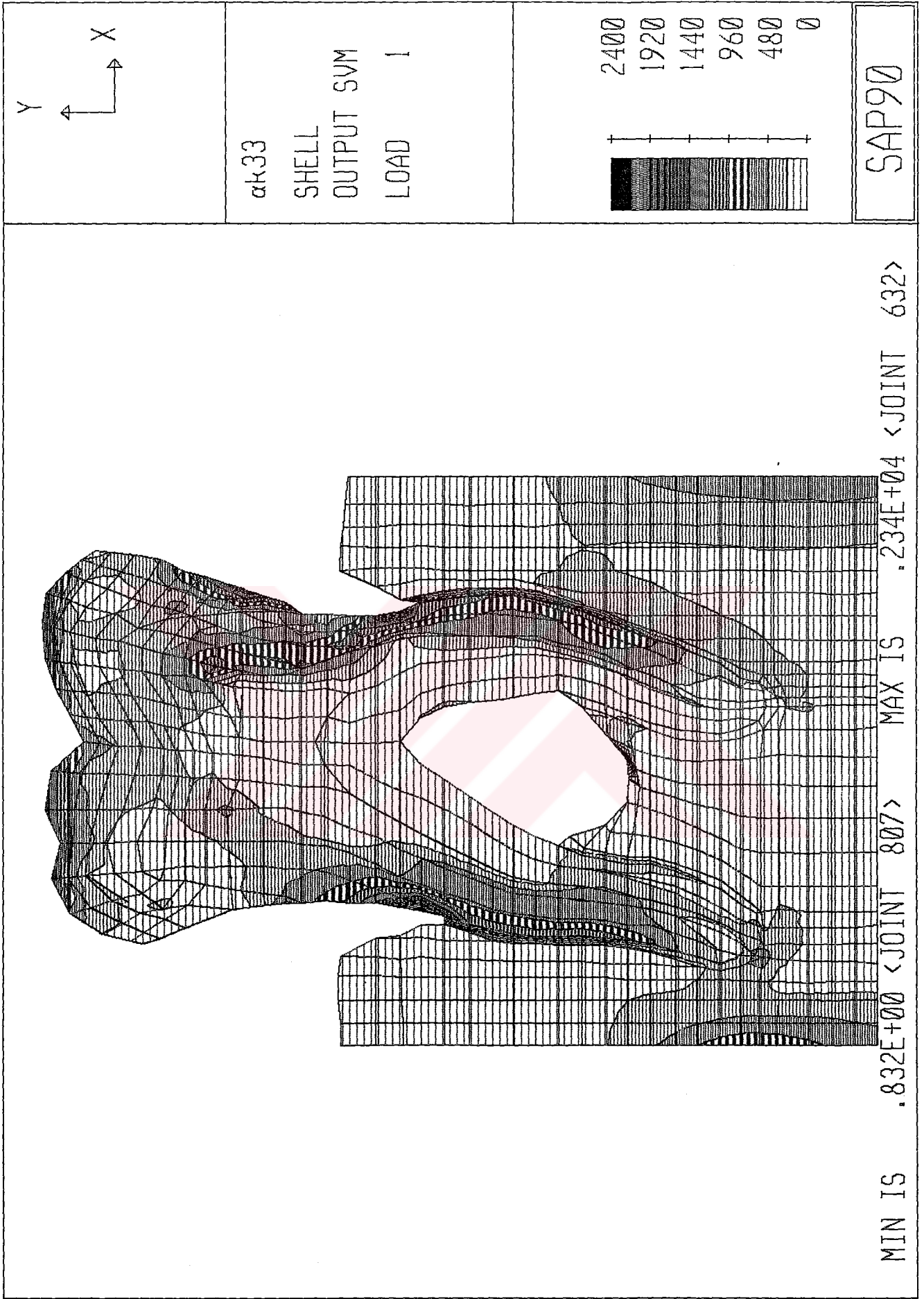


Şekil 20: 4. durumda makaslama streslerine ait bilgisayar çıktıları.

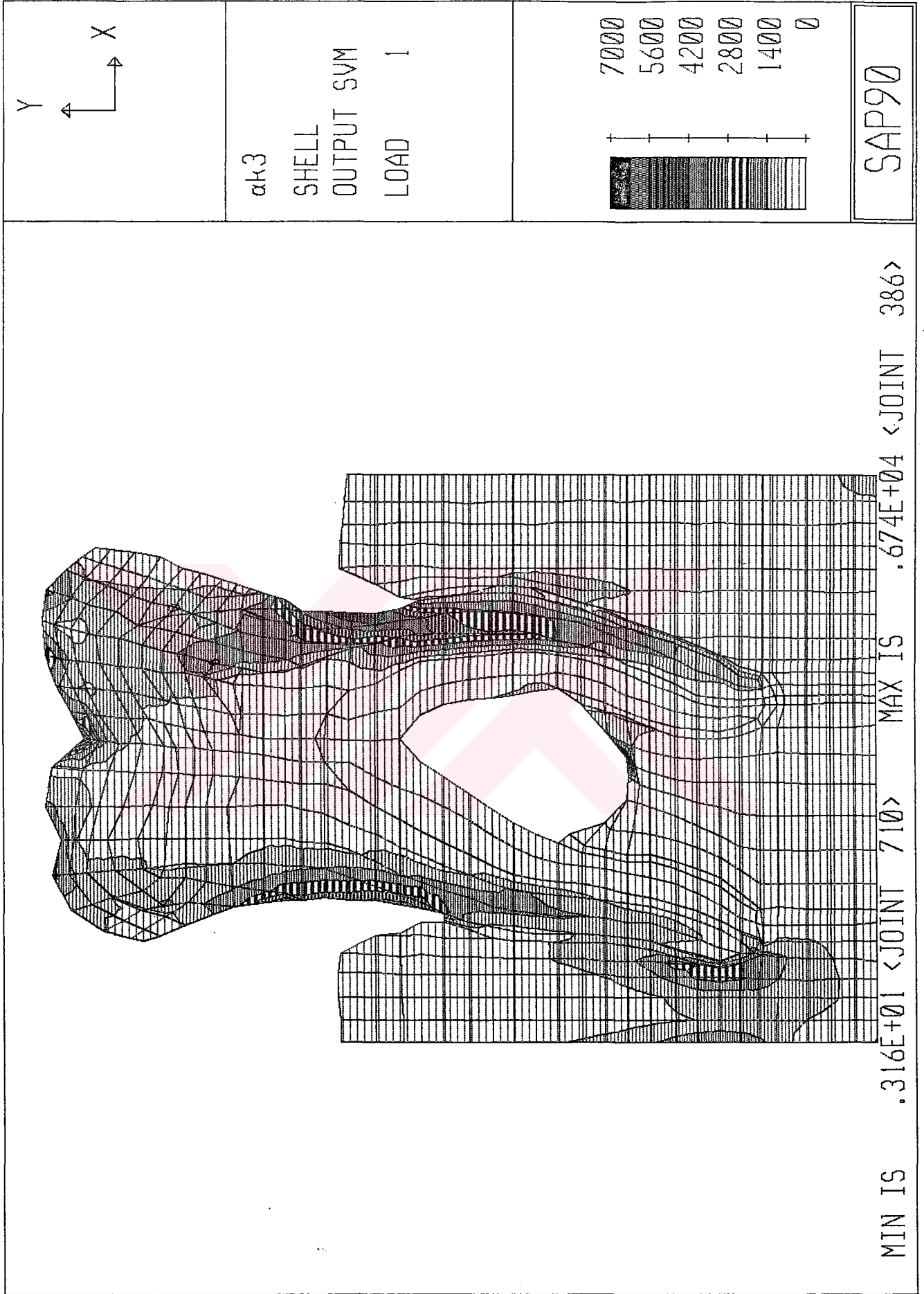


Şekil 21: 5. durumda makaslama streslerine ait bilgisayar çıktıları.

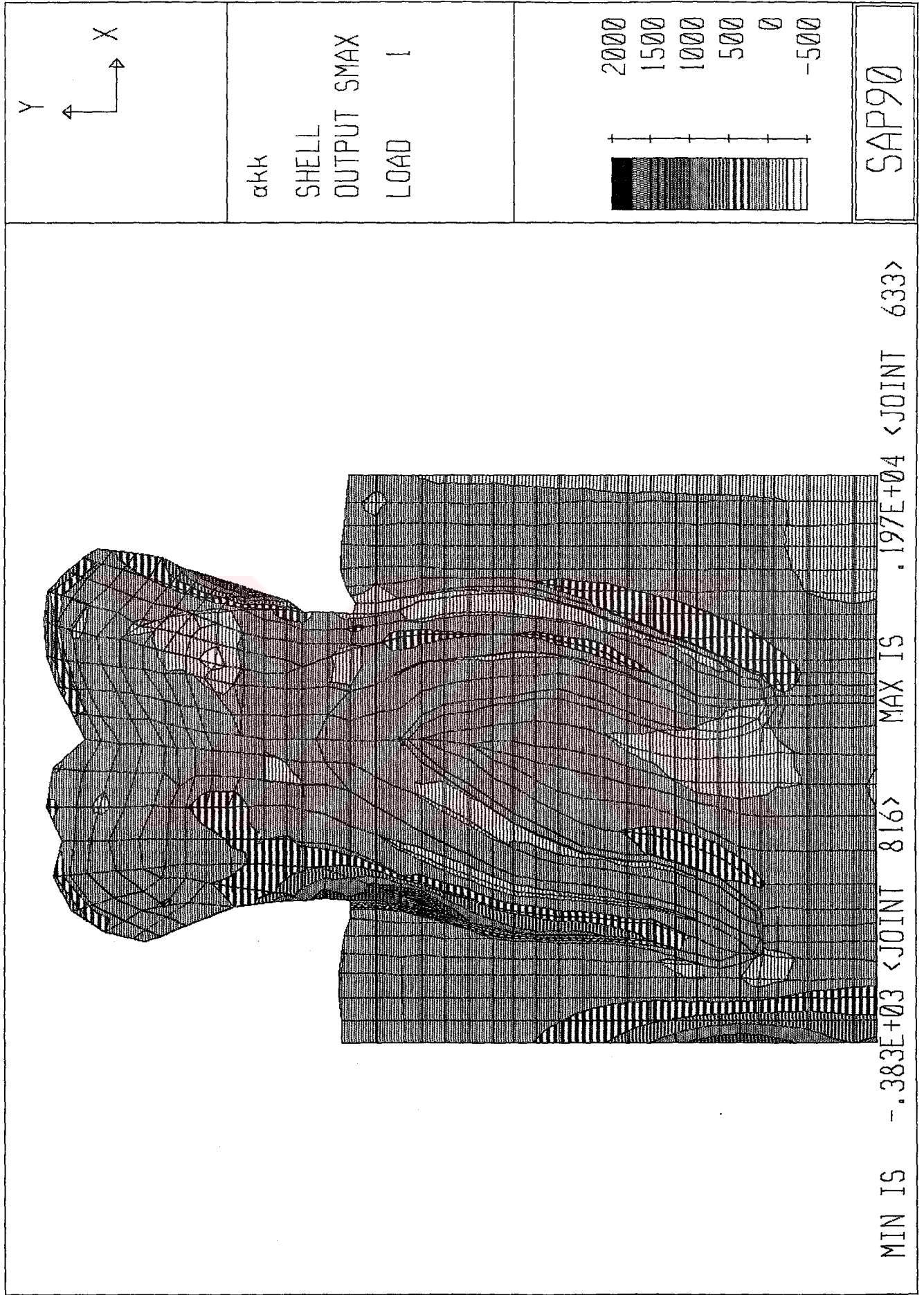




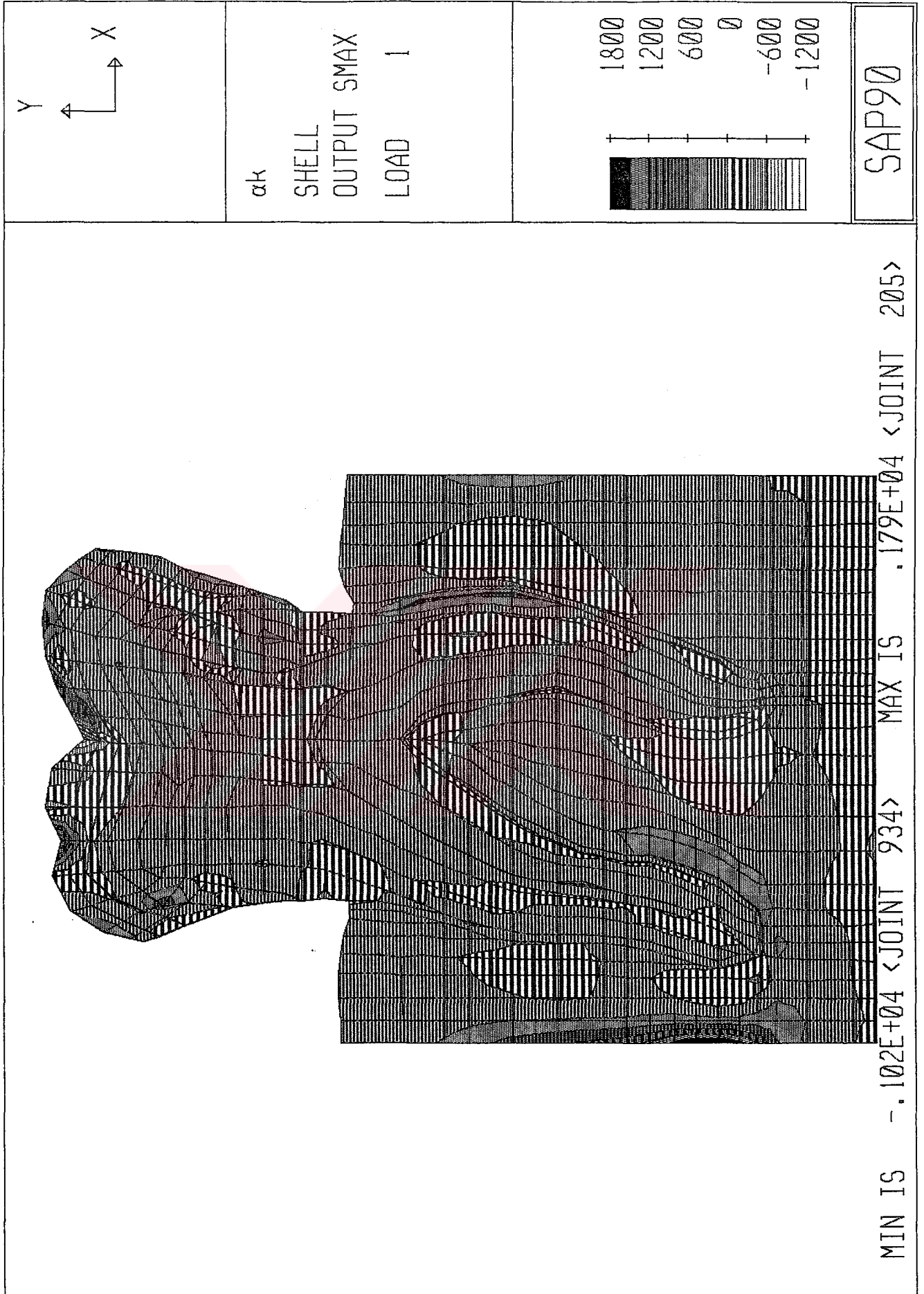
Şekil 23: 7. durumda makaslama streslerine ait bilgisayar çıktıları.



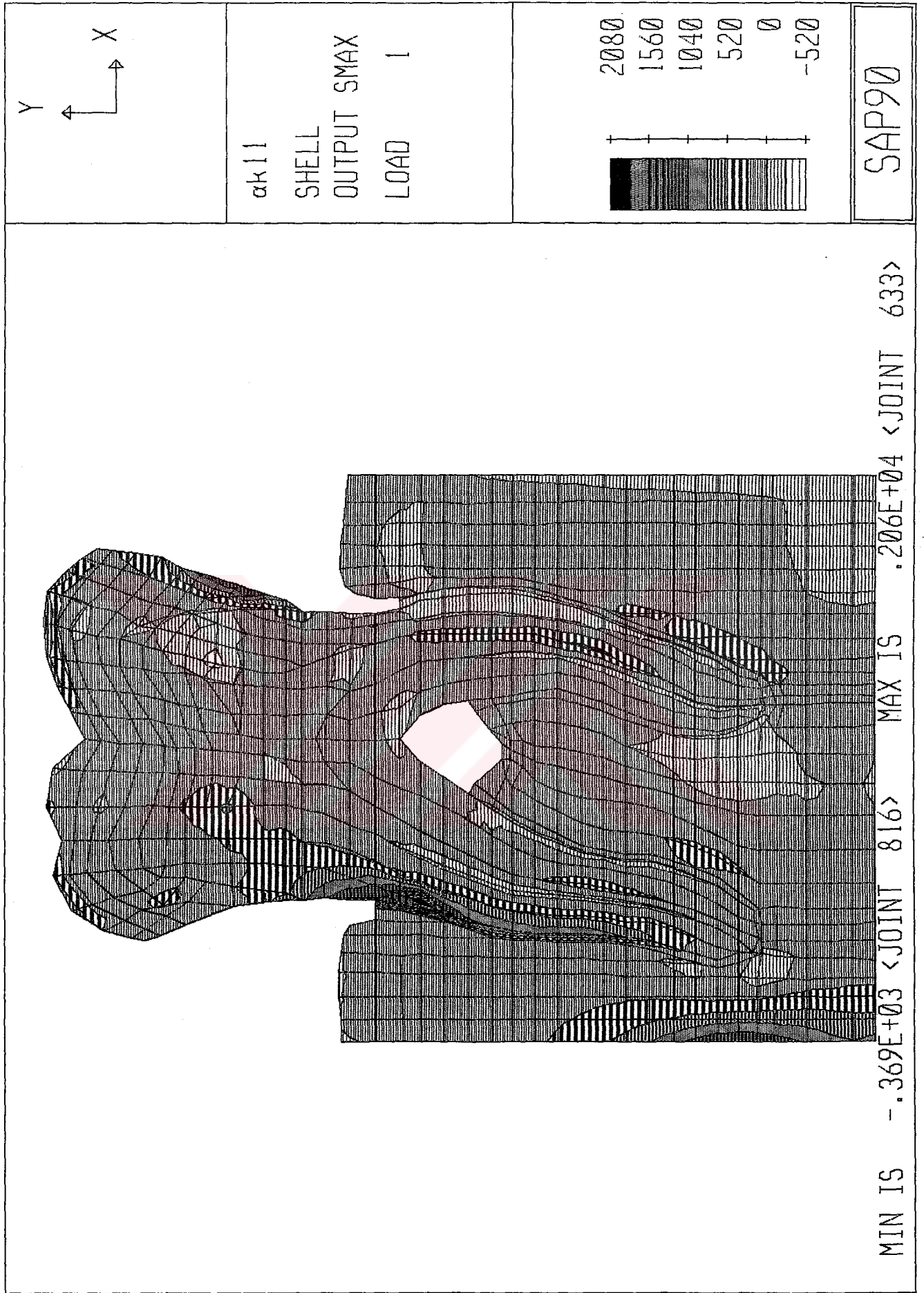
Şekil 24: 8. durumda makaslama streslerine ait bilgisayar çıktıları.



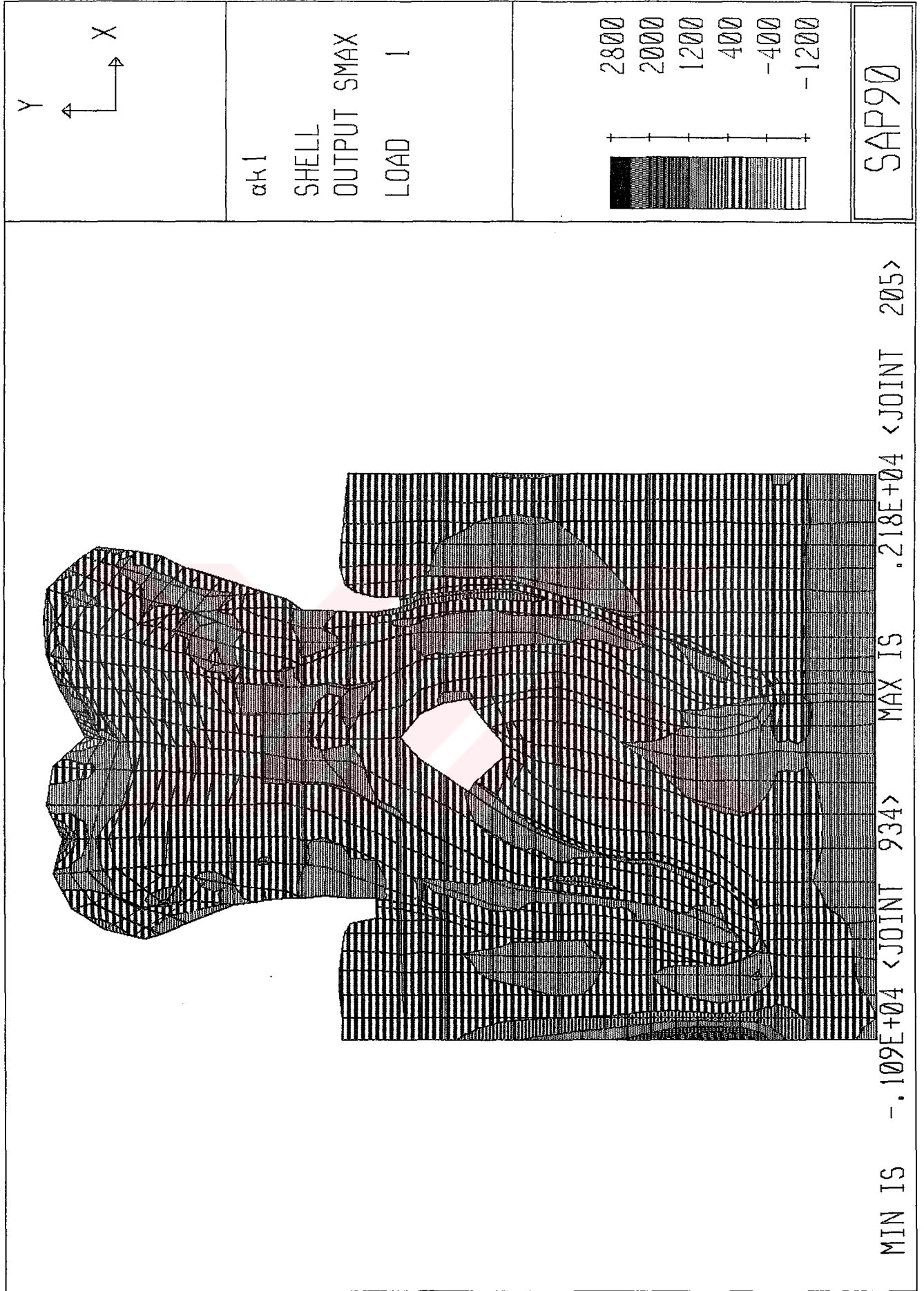
Şekil 25: 9. durumda çekme ve sıkışma streslerine ait bilgisayar çıktıları.



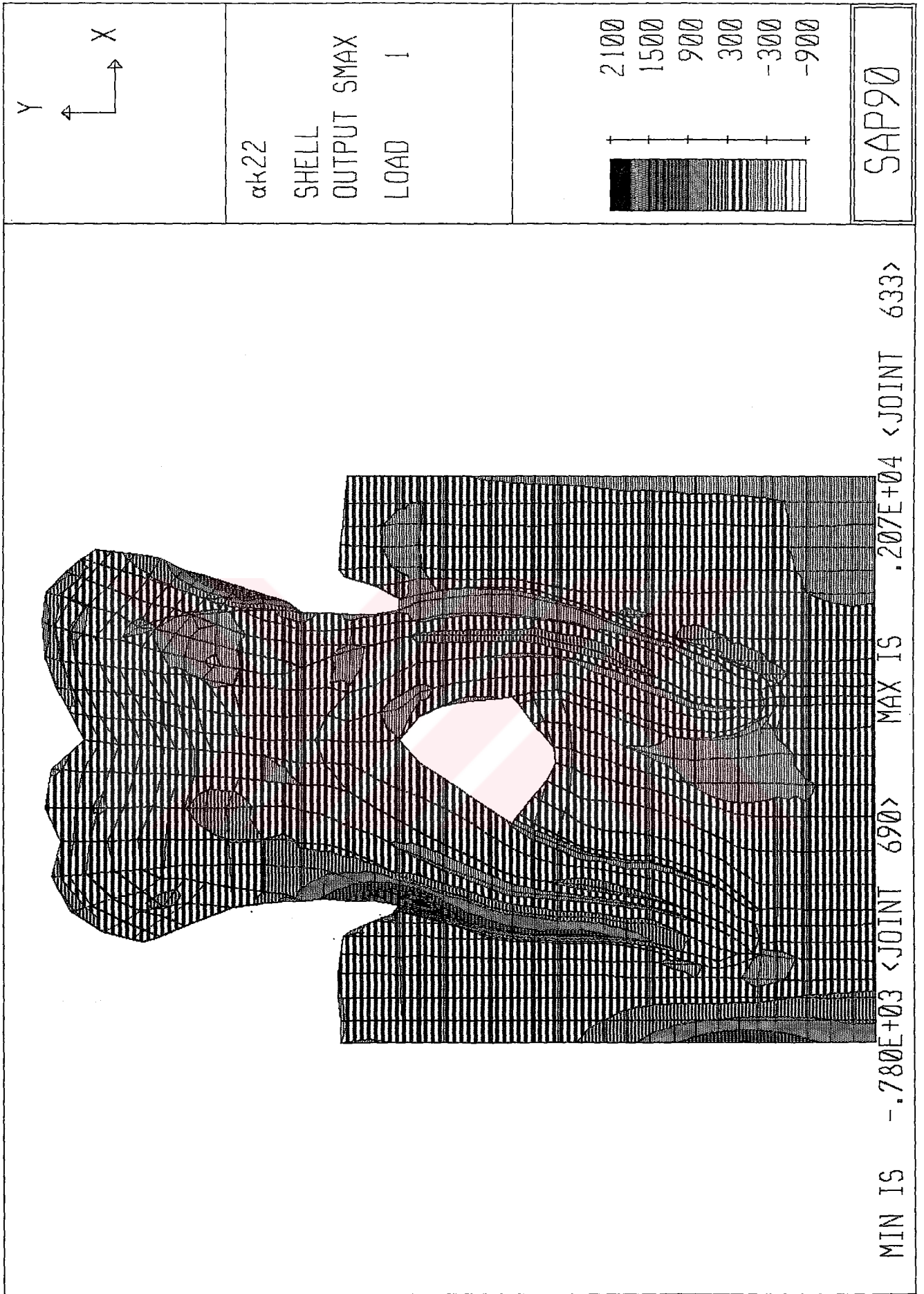
Şekil 26: 10. durumda çekme ve sıkışma streslerine ait bilgisayar çıktıları.



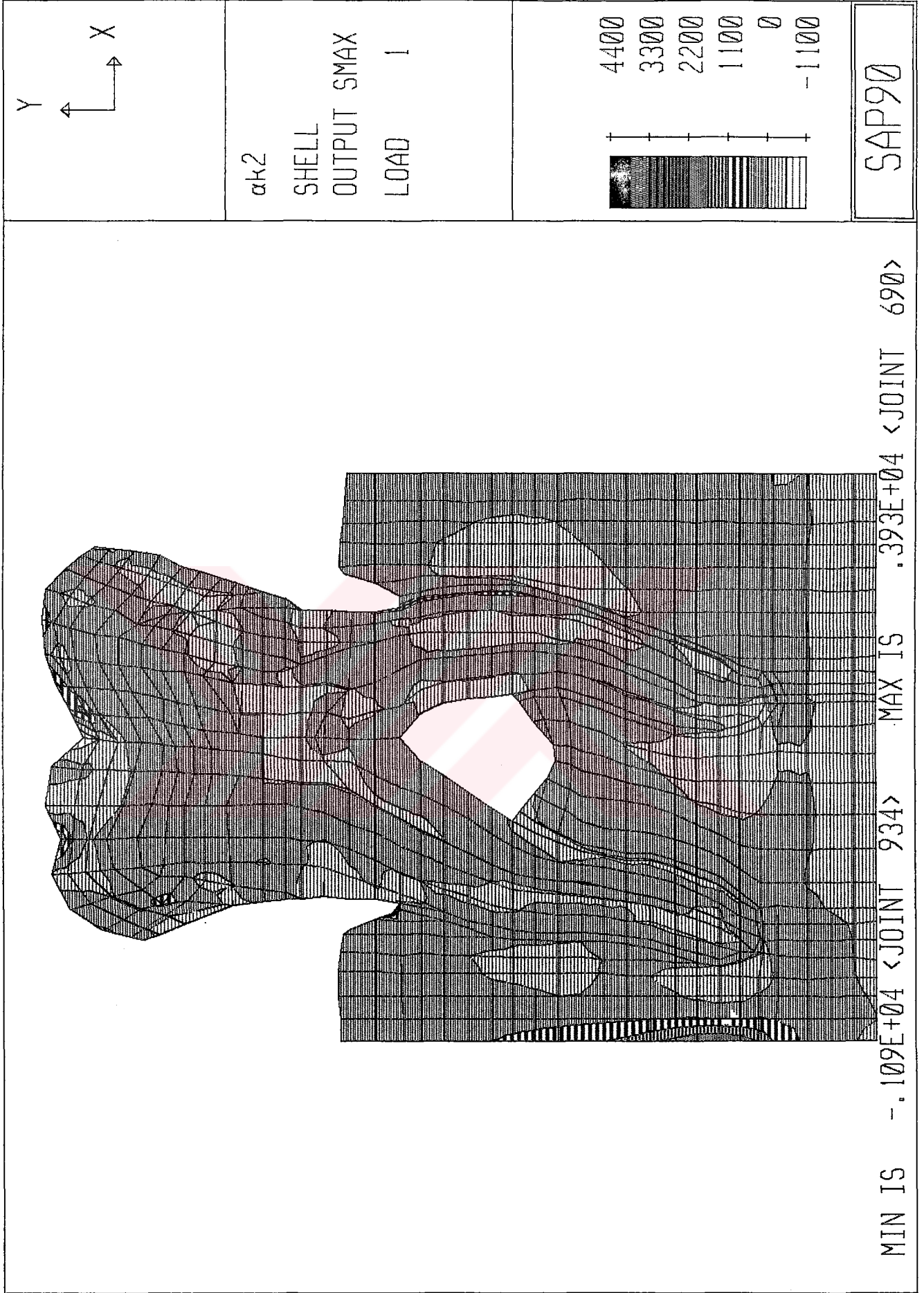
Şekil 27: 11. durumda çekme ve sıkışma streslerine ait bilgisayar çıktıları.



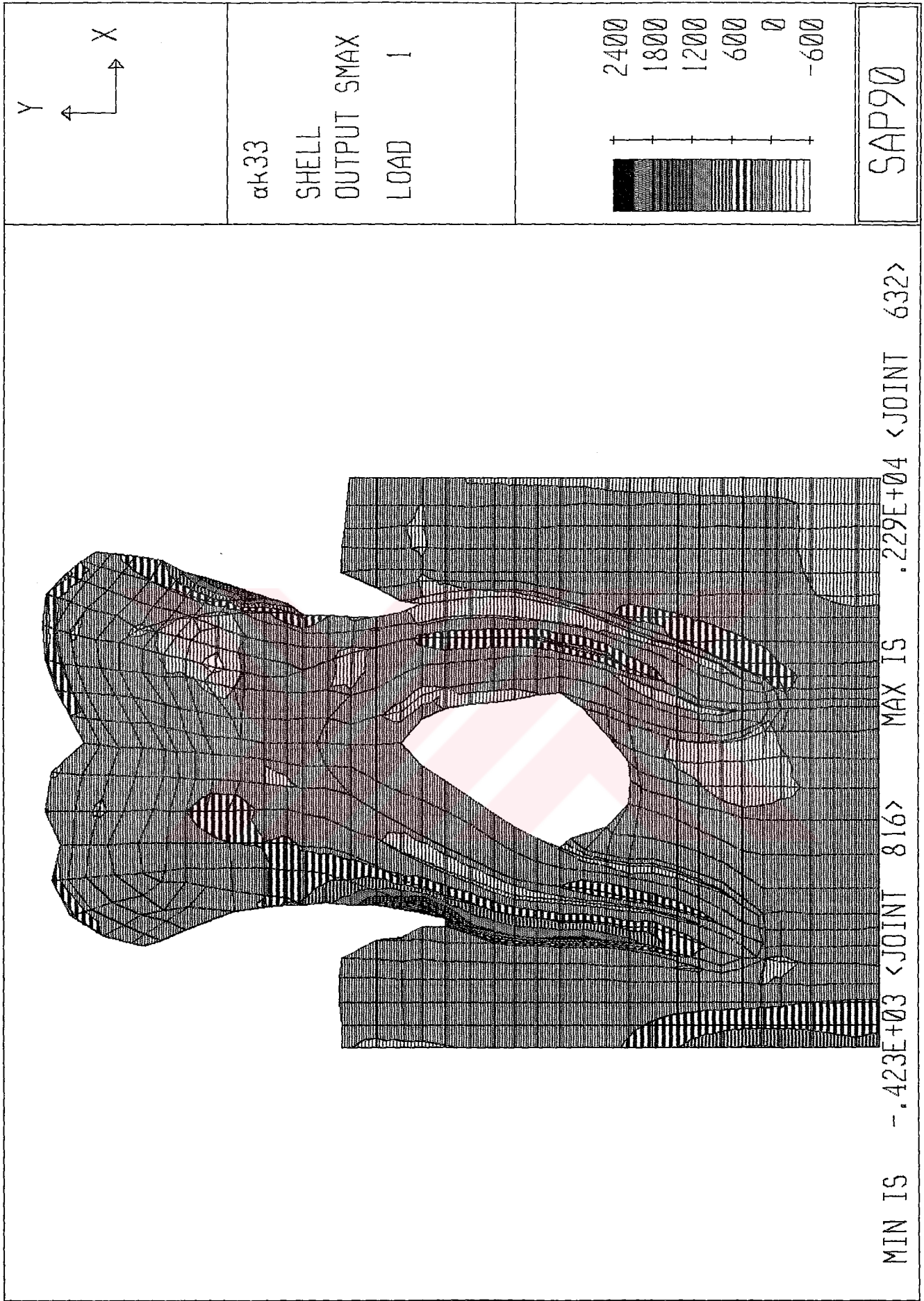
Şekil 28: 12. durumda çekme ve sıkışma streslerine ait bilgisayar çıktıları.



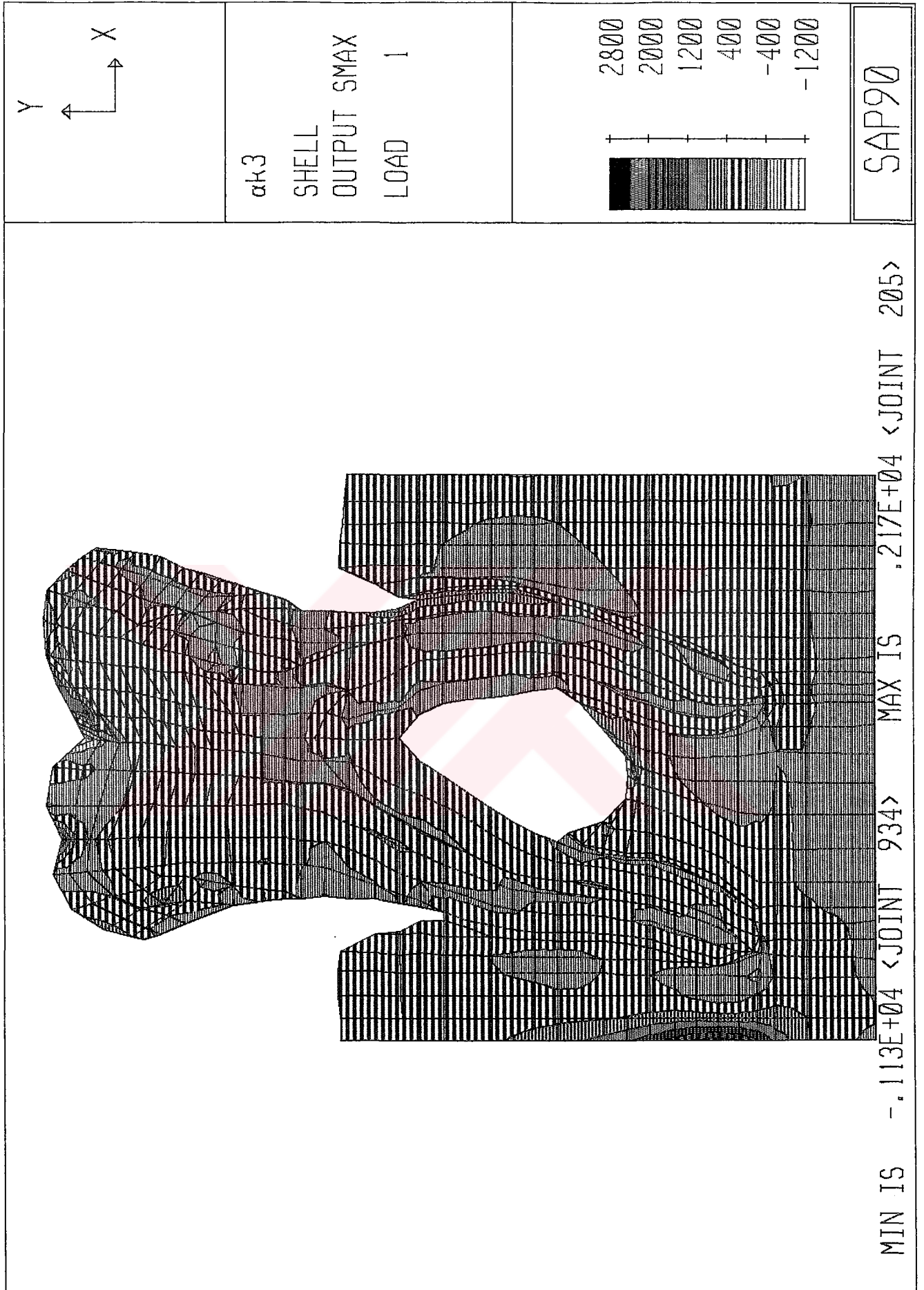
Şekil 29: 13. durumda çekme ve sıkışma streslerine ait bilgisayar çıktıları.



Şekil 30: 14. durumda çekme ve sıkışma streslerine ait bilgisayar çıktıları.



Şekil 31: 15. durumda çekme ve sıkışma streslerine ait bilgisayar çıktıları.



Şekil 32: 16. durumda çekme ve sıkışma streslerine ait bilgisayar çıktıları.

SONUÇ

Araştırmamızda, farklı bifurkasyon defektlerinin olduğu durumlarda fonksiyonel kuvvetlerin yol açtığı streslerin “Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi”(Finite Element Stress Analysis) ile analizi yapılmış ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

* Periodontal ligamentin fonksiyonel kuvvetleri tolere edebilme özelliğine bağlı olarak, streslerin dişin kendi iç yapısında ve periodontal ligamentte toplanmakta olduğu, ayrıca bu özelliğine bağlı olarak dokunun stresler karşısında tıpkı bir kuvvet kırıcı gibi şok absorbsiyon görevi yaptığı bu çalışmada da tespit edilmiştir.

* Diş köklerinin anatomik formlarının, özellikle kök uçlarının distale eğimli olmasının ve yüzey genişliklerinin stres dağılımında önemli rol oynadıkları belirlenmiştir.

* Periodontal lezyonlara bağlı olarak ortaya çıkan furkasyon defektlerinde alveol kemiğin dikey boyut seviyesi, fonksiyonel kuvvetler karşısında oluşan streslerin tip miktar ve lokalizasyonlarının belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır.

* Çalışmamızda kullanılan yöntemin, periodonsiyumun biyomekaniği ile ilgili alanlardaki araştırmalarda histolojik bulguları destekleyen güvenilir sonuçlar vereceğine inanmaktayız

ÖZET

Bu çalışmada SAP 90 programı kullanılarak, “Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi” (Finite Element Stress Analysis) ile farklı bifurkasyon defektlerinde fonksiyonel kuvvetlerin yol açtığı stresler karşılaştırmalı olarak analiz edilmiştir. Sağlıklı periodonsiyuma sahip mandibular 1. molar dişte ve Tarnow sınıflamasına uygun klas III alt sınıf derece a, b ve c tipi bifurkasyon defektlerini temsil eden 4 model üzerinde analiz yapılmıştır.

Lateral ve vertikal fonksiyonel kuvvetler uygulandığında oluşan çekme, sıkışma ve makaslama stresleri ele alınan 4 model için karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Sonuç olarak; furkasyon defektlerinin hem etyolojisinde hem de prognozunda defektli dişe uygulanan fonksiyonel kuvvetlerin yönü ve miktarının streslerin dağılımı ve etkileri açısından önemli olduğu gözlenmiştir. Bu durumda, kronik okluzal travmaların furkasyon defektlerinin etyoloji ve prognozunda etkili olduğunu düşünmek hatalı olmayacaktır.

Furkasyondaki kemik kaybının miktarına göre, dişte ve periodontal dokuların tümünde farklı çekme, sıkışma ve makaslama streslerinin oluştuğu ve bu durumun alveol kemiğinin apozisyon ve rezorbsiyonunu değişik derecelerde etkilediği sonucuna varılmıştır.

Özellikle kole bölgesinde lateral yüklemelere bağlı olarak görülen odaklaşmış streslerin mine-sement hattında doku yorulmalarına sebep olarak

kole ve kök çürükleri için zemin hazırlayan bir etken olabileceği düşünülmektedir.

Hemen hemen tüm modellerde periodontal ligamentte yoğun streslerin görülmesi, periodontal ligamentin dengeleyici rolünü klasik bilgilerimize paralel şekilde bir kez daha ortaya koymuştur.



SUMMARY

Comparative Analysis of Stresses Due to Functional Forces in Various Furcation Defects by Means of Finite Element Stress Analysis Method.

In this study, the stress caused by functional forces in various furcation defects analyzed by using SAP90 program and Finite Element Stress Analysis Procedure. The analyses were made on 4 models representing the mandibular first molars with healthy periodontium and having Class III furcation defects with degree “a”, “b”, and “c” according to Tarnow’s classification.

During application of lateral and vertical functional forces, the occurring tensile, compressive and shear stresses were comparatively analyzed on 4 models.

It has been observed that the amount and direction of functional forces applied on teeth with furcation defects were significant either in the etiology or prognosis of furcation defects and in the distribution of stresses and their effects. Consequently, it would not be wrong to consider that “chronic occlusal trauma play an effective role in the etiology and prognosis of furcation defects”

As a result, it was reached that various tensile, compressive and shear stresses occurring on the tooth and all over periodontal tissues affects the apposition and resorption of alveolar bone in different degrees, in respect to interradicular bone loss in the furcation region.

Also it was thought that occurrence of intensified stresses on the cemento-enamel junction due to lateral loading can distort the tissues in this region.

Therefore these stresses can be a predisposing factor for cervical and radicular caries.

Observance of intense stresses on periodontal ligament in almost every model reminds the compensative part of this tissue as mentioned in literature.



KAYNAKLAR

1. AINAMO, J., ERKKI, H.T.: Intraoral Patterns of Advanced Marginal Bone Loss. Suom.Hammaslaak. Toim.66:185-189, 1970.
2. ALKUMRU, H.: Köprü Protezlerinde Okluzal Morfolojinin Çene Hareketleri ile İlişkilerinin Değişik Yöntemlerle Saptanması, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1983.
3. ANDEREGG, C.R., MARTIN, S.J., GRAY, J.L., MELLONIG, J.T., GHER, M.E.: Clinical Evaluation of the use of Decalcified Freeze-Dried Bone Allograft With Guided Tissue Regeneration in the Treatment of Molar Furcation Invasions. J.Periodontol.62:264-268, 1991.
4. ANDERSON, W.R., McGRAH, H.E., LAMB, R.D., EICK, J.D.: Root Surface Measurements of Mandibular Molars Using Stereo-Photogrammetry J.A.D.A.107:613-615, 1983.
5. ANDERSSON, B., BRATTHALL, G., KULLENDORFF, B., GRÖNDAHL, K., ROHLIN, M., ATTSTRÖM, R.: Treatment of Furcation Defects. J.Clin.Periodontol. 21: 211-216, 1994.
6. ANUSAVICE, K.J., HOJJATIE, B.: Stress Distribution In Metal-Ceramic Crowns With a Facial Porcelain Margin. J.Dent.Res.,66:1493-1498, 1987.
7. AWADALLA, H.A., AZARBAL, M., İSMAİL, Y.H., WAEL, E.I.: Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of a Cantilever Fixed Partial Denture. J.Prosthet.Dent.68:243-248, 1992.

8. AYDIN, A.K., TEKKAYA, A.E.: Stress Induced by Different Loadings Around Weak Abutments. J.Prosthet.Dent.68:879-884, 1992.
9. AYDINLIK, E., ŞAHİN, E.: Dişhekimliğinde Stres Analizleri. H.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 1:78-85, 1977.
10. BARAN,İ.: İki Tip Silindirik Endosteal İmplant Altyapı Üzerine Hazırlanmış Üç Değişik Tüberkül Eğimli Kron Tasarımlarına Uygulanan Vertikal Kuvvetlerin Oluşturduğu Gerilimlerin "Finite Element Stress Analysis" Yöntemi ile İncelenmesi. G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. Ankara,1995.
11. BATHE, K.J., WILSON, L.E., PETERSON, E.F.: SAP IV A Structural Analysis Program for Static and Dynamic Response of Linear Systems. College of Engineering, University of California. 1973.
12. BISSADA, N.F., ABDELMALEK, R.G.: Incidence of Cervical Enamel Projections and Its Relationship to Furcation Involvement in Egyptian Skulls. J.Periodontology. 44(9):583-585, 1973.
13. BJÖRN, A.L., HJÖRT, P.: Bone Loss of Furcated Mandibular Molars. A Longitudinal Study. J.Clin.Periodontol.9:402-408, 1982.
14. BONFIELD, W., DATTA, P.K.: Young's Modulus of Compact Bone. J.Biomechanics 7:147-149, 1974.

15. BORCHERS, L., REICHART, P.: Three-Dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development. *J.Dent.Res.*62(2):155-159, 1983.
16. BOUCHARD, P., OUHAYOUN, J.P., NILVEUS, R.E.: Expanded Polytetrafluorethylene Membranes and Connective Tissue Grafts Support Bone Regeneration for Closing Mandibular Class II Furcations. *J.Periodontol.* 64:1193-1198, 1993.
17. BOWER, R.C.: Furcation Morphology Relative to Periodontal Treatment. Furcation Entrance Architecture. *J.Periodontol.*50(1):22-27, 1979.
18. BOWER, R.C.: Furcation Morphology Relative to Periodontal Treatment. Furcation Root Surface Anatomy. *J.Periodontol.*50(7):366-374, 1979.
19. BRAEM, M.: Stress Induced Cervical Lesions. *J.Prosthet. Dent.*67(5): 718-722, 1992
20. BROWN, D.T., DOUGLAS, R.P., RADIN, E.L., ROSE, R.M.: Global Mechanical Consequences of Cement-Bone Coupling Rigidity in Proximal Femoral Arthroplasty: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J.Biomechanics* 21(2):115-129, 1988.
21. CAILLETEAU, J.G., RIEGER, M.R., AKIN, J.E.: A Comparison of Intracanal Stresses in a Post-Restored Tooth Utilizing the Finite Element Method. *Journal of Endodontics.*18(11):540-544, 1992.

22. CARRANZA, F.A.: Glickman's Clinical Periodontology. 7th ed., Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sidney, Tokyo, W.B. Saunders Co.,1990.
23. CHACE, R., SAMUEL, B.: Survival Characteristics of Periodontally Involved Teeth: A 40-Year Study. J.Periodontol.64:701-705, 1993.
24. CHARKAWI, H.G., WAKAD, M.T., NASER,.M.E.: Modification of Osseointegrated Implants for Distal Extention Prosthesis. J.Prosthet. Dent. 64(4): 469-472, 1990.
25. CLARKE, N.G., HIRSCH, R.S.: Periodontitis and Angular Alveolar Lesions: A Critical Distinction. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.69:564-571, 1990.
26. CLELLAND, N.L., İSMAİL, Y.H., ZAKI, H.S., PIPCO, D.: 3-D Finite Element Stress Analysis of the Screw-Vent Implant. J.Dent.Res.7(11): 117, 1990.
27. COMBE, E.C.: Notes on Dental Materials. 5th. Ed.,Longren Group Lim., New York, 1986.
28. CRAIG, R.G., EL-EBRASHI, K.M., LePEAK, P.J., PEYTON, F.A.: Experimental Stress Analysis of Dental Restorations. Part I. Two-Dimensional Photoelastic Stress Analysis of Inlays. J.Prosth.Dent. 17(3):277-291,1967.

29. CRAIG, R.G., FARAH, J.F.: Stresses From Loading Distal Explantion Removable Partial Dentures. J.Prosthet.Dent. 39(3):274-277,1978.
30. CRAIG, R.G.: Restorative Dental Materials. The C.V. Mosby Co., St.Louis, Baltimore, Toronto, 1989.
31. CUNNINGHAM, W.P., FELTON, D.A., BAYNE, S.C., KANOY, B.E., MILLER, C.T.: Finite Element Analysis Comparising IMZ Implant to Mandibular Cuspid. J.Dent.Res.Abstract No:64:116, 1985.
32. ÇELİK, E., AYDINLIK, E.: Effect of a Dilacerated Root on Stress Distribution to the Tooth and Supporting Tissues. J.Prosthet.Dent. 65:771-777, 1991.
33. DARENDELİLER, H., DARENDELİLER, S., KINOĞLU, T.: Analysis of a Maxillary Incisor By Using a Three Dimensional Finite Element Method. J.Oral.Rehabil. 19:371-383, 1992.
34. DARENDELİLER, Y., ALAÇAM, T., YAMAN, Y.: Analysis of Stress Distrubution in a Vertically Condensed Maxillary Central Incisor Root Canal. Journal of Endodontics.21(6):321-325, 1995.
35. DAVIDIAN, E.J.: Use of a Computer Model to Study the Force Distribution on the Root of the Maxillary Central Incisor. Amer.J. Orthodont.59(6):581-589, 1971.
36. DAWSON, P.E.: Evaluation, Diagnosis and Treatment of Occlusal Problems. The C.V. Mosby Co., St.Louis, 1974.

37. DE HOFF, P.H., ANUSAVICE, K.J.: Effect of Metal Design on Marginal Distorsion of Metal Ceramic Crowns. J.Dent Res. 63(11): 1327-1331, 1984.
38. DERAND, T.: Stress Analysis of Loaded Porcelain Inlays After Cementation or Resin Bonded. J.Dent.Res.68(4):960-961, 1989.
39. DE VREE, J.H.P., PETERS, M.C.R.B., PLASSCHAERT, A.J.M.: A Comparison of Photoelastic and Finite Element Stress Analysis in Restored Tooth Structures. J.Oral.Rehabil.10:505-517, 1983.
40. 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(10):1217-1220, 1984.
41. DOĞAN, O.M.: İnley Kavite ve Tutucuların Köprü Protezlerinde Mekanik ve Biyolojik Yeterlilikleri. A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, Ankara, 1983.
42. DOMANIÇ, F., ERDİK, E.: Modern Üniversite fiziği. 4. Baskı, Çağaloğlu Kitapevi, İstanbul, 1980.
43. DUNLAP, M.R., MARLIN, E.G.: Root Surface Measurements of the Mandibular First Molar. J.Periodontol.56:234-238, 1985.

44. ERSÖZ, E.: Farklı Laminate Veneer Yapım Tekniklerinin İn Vitro olarak Mikrosızıntı Açısından ve Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle Stres Dağılımı Yönünden Değerlendirilmesi. A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Ankara. 1995.
45. ESKİTAŞCIOĞLU, G.: Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilimlerin “Structural Analysis Program” İle İncelenmesi. A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Ankara. 1991.
46. ESKİTAŞCIOĞLU, G., YURDUKORU, B.: Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. A.Ü. Diş Hek.Fak.Derg.22:2, 1995.
47. ESKİTAŞCIOĞLU, G., ERSOY, E., ZAIMOĞLU, A.: Stress Analysis on Different Design of Titanium Implants. 1. Uluslararası Dental Teknoloji ve Materyaller Sempozyumu, A.Ü. Dişhekimliği Dergisi Özel Sayısı, 1995.
48. EVERETT, F.G., JUMP, E.B., HOLDER, T.D., WILLIAMS, G.C.: The Intermediate Bifurcational Ridge: A Study of the Morphology of the Bifurcation of the Lower First Molar. J.Dent.Res.37(1):162-169, 1958.
49. FARAH, J.W., CRAIG, R.G.: Finite Element Stress Analysis of a Restored Axisymmetric First Molar. J.Dent.Res.53(4):859-866, 1974.
50. FARAH, J.W., CRAIG, R.G.: Distrubition of Stresses In Porcelain Fused to Jacket Crowns.J.Dent Res. 54(2):255-261, 1975.

51. FARAH, J.W., CRAIG, R.G., MEROUEH, K.A.: Finite Element Analysis of a Mandibular Model. *J.Oral.Rehabil.*15:615-624, 1988.
52. FOTOS, P.G., CONSTANTINE, C.S., BERNARD, D.O.: Orthodontic Forces Generated By a Simulated Arcwire Appliance Evaluated By the Finite Element Method. *The Ang.Orthodont.*60(4):277-282, 1987.
53. FUENTES, P., GARRETT, S., NILVEUS, R., EGELBERG, J.: Treatment of Periodontal Furcation Defects. *J.Clin.Periodontol.*20:425-430, 1993.
54. GARRETT, S., MARTIN, M., EGELBERG, J.: Treatment of Periodontal Furcation Defects. *J.Clin.Periodontol.*17:179-185, 1990.
55. GHER, M.E., VERNINO, A.R.: Root Morphology - Clinical Significance in Pathogenesis and Treatment of Periodontal Disease. *J.A.D.A.*101:627-633, 1980.
56. GOEL, K.J., KHERA, S.C., RALSTON, L.J., KUANG, H.C.: Stresses at the Dentinoenamel Junction of Human Teeth-A Finite Element Investigation. *J.Prosthet.Dent.* 66:451-459, 1991.
57. GRANT, D.A., STERN, J.B., LISTGARTEN, M.A: Periodontics in the Tradiation of Gottlieb and Orban. 6th ed., The C.V. Mosby Company St.Louis, Washington D.C., Toronto, 1988.
58. GREENER, E.H., HARCOURT, J.K., LAUTENSCHLAGER, E.P.: Materials Science in Dentistry. The Williams and Wilkins Co., Baltimore, 1972.

59. GREWE, J.M., MESKIN, L.H., MILLER, T.: Cervical Enamel projections: Prevalence, Location, and Extend; with Associated Periodontal Implications. J.Periodontol.36:26-30, 1965.
60. GUTMAN, J.L.: Prevalence, Location, and Patency of Accessory Canals in the Furcation Region of Permanent Molars. J.Periodontol. 49(1):21-25, 1978.
61. GÜRGAN, C.: Mandibular Molar Dişlerin Bukkal-Lingual Yüzündeki Farklı Kemik Seviyelerinin Radyografik Olarak Saptanmasında Gözlemci Varyasyonu. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara. 1994.
62. HAMP, S.E., NYMAN, S.: Treatment of Furcation-Involved Teeth. Textbook of Clinical Periodontology, 2.ed.Munksgaard,Copenhagen, pp.512-532.1989.
63. HELLDEN, L.B., ELLIOT, A., STEFFENSEN, B., STEFFENSEN, J.E.: The Prognosis of Tunnel Preparations in Treatment of Class III Furcations. J.Periodontol. 60(4): 182-187, 1989.
64. HENNEMAN, R.,et al.: Occlusal and Morphologic Consideration in Restorative Dentistry, In "Tylman's Theory and Practise of Fixed Prosthodontics", 7th Ed.,The C.V. Mosby Co.,St. Louis, 1978.
65. HINO, T., IMANISHI, A.K.N., NISHIMOTO, K., MIAUCHI, S., MASUYAMA, T.: 3-D Finite Element Stress Analysis of Castable Glass Ceramic Crown. J.Dent.Res.68(4):678-682, 1989.

66. HIRSCFIELD, H.:Management of Furcation Involvement. J.West.Soc. Periodontol., Periodontal Abstracts, 33(3):119, 1985.
67. HOJJATIE, B., ANUSAVICE, K.J.: Three-Dimensional Finite Element Analysis of Glass-Ceramic Dental Crowns. J.Biomechanics 23(11):1157-1166, 1990.
68. HOU, G.L., TSAI, C.C.: Relationship Between Periodontal Furcation Involvement and Molar Cervical Enamel Projections. J.Periodontol. 58(10): 715-721, 1987.
69. HUISKES, R., CHAO, E.Y.S.: A Survey of Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics: The First Decade. J.Biomechanics 16(6):385-409, 1983.
70. KALIPÇILAR, B.:Tam Protezlerde Yutkunma Sırasında Oluşan Kuvvetlerin İncelenmesi, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1985.
71. KALKWARF, K.L., REINHARDT, R.A.: The Furcation Problem. Current Contraversies and Future Directions.Dental Clinics of North America.32(2):243-267, 1988
72. KALKWARF, K.L., KALDAHL, W.B., KASHINATH, D.P.: Evaluation of Furcation Region Response to Periodontol Therapy. J. Periodontol. 59(12):794-804, 1988.

73. KAMPOSIORA, P., PAPAVALILIOUS, G., BAYNE, S.C., FELTON, D.A.: Finite Element Analysis Estimates of Cement Microfracture Under Complete Veneer Crowns. J.Prosthet.Dent.71:435-441, 1994.
74. KATONA, T.R., WINKLER, M.M.: Stress Analysis of a Bulk-Filled Class V Ligth-Cured Composite Restoration. J.Dent.Res.73(8):1470-1477, 1994.
75. KAVSAOĞLU, A.: Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle Kanin Distalizasyonunda Kullanılan Farklı Yöntemlerin Karşılaştırılması. H.Ü. Sağlık Bilimleri Merkezi. Doktora Tezi. Ankara,1986.
76. KHERA, S.C., GOEL, V.K., CHEN, R.C.S., GURUSAMI, S.A.: A Three-Dimensional Finite Element Model. Operative Dentistry 13:128-137, 1988.
77. KHERA,S.C., GOEL, V.K., CHEN, R.C.S., GURUSAMI, S.A.: Parameters of MOD Cavity Preparations: A 3-D FEM Study, Part II. Operative Dentistry 16:42-54, 1991.
78. KLOCK, K.S., GJERDET, N.R., HAUGEJORDEN, O.: Periodontal Attachment Loss Assessed By Linear and Area Measurments in Vitro. J.Clin. Periodontol.20:443-447, 1993.
79. KNOLL, D.: CESL/STSA, Stress Program, Department of Civil Engineering University of Illinois. Urbana, 1988.

80. LANGER, B., STEIN, S.D., WAGENBERG, B.: An Evaluation of Root Resections. *J.Periodontol.* 52(12):719-723, 1981.
81. LARATO, D.C.: Furcation Involvements.*J.Periodontol.*33:13-15, 1965.
82. LEDLEY, R.S., HUANG, H.K.: Linear Model of Tooth Displacement By Applied Forces. *J.Dent.Res.*47:427-432, 1968.
83. LEES, S., DAVIDSON, C.L.: The Role of Collagen in the Elastic Properties of Calcified Tissues. *J.Biomechanics.*10:473-486, 1977.
84. LEIB, A.M., JOHN, K.B., SABES, W.R.: Furcation Involvements Correlated With Enamel Projections From the Cementoenamel Junction. *J.Periodontol.*38:64-68, 1967.
85. LEONARD, A., TRACHTENBERG, I.: Hemisection-Technique and Restoration. *Dental Clin.North Am.*18(2):415-444, 1974.
86. LINDHE, J.: *Textbook of Clinical Periodontology*, 2nd ed., Printed in Denmark by Schmidt, P.J., 1990.
87. LISTGARTEN, M.A., ROSENBERG, M.M.: Histological Study of Repair Following New Attachment Procedures in Human Periodontal Lesions. *J.Periodontol.*50(7):333-344, 1979.
88. LOWMAN, J.V., BURKE, R.S., PELLEU, G.B.: Patient Accessory Canals: Incidence in Molar Furcation Region. *Oral Surg.*36(4):580-584, 1973.

89. MAEDA, Y., TSUTSIMI, S., NOKUBI, T.: Finite Element Analysis Stress Distribution In Removable Partial Dentures. J.Dent.Res.63: 290-291, 1980.
90. MAEDA, Y., WOOD, W.W.: Finite Element Method Simulation of Bone Resorption Beneath a Complete Denture. J.Dent.Res.68(9):1370-1373, 1989.
91. MASTERS, D.H., HOSKINS, S.W.: Projection of Cervical Enamel Into Molar Furcations. J.Periodontol. 35: 49-53, 1964.
92. Mc FALL, W.: Tooth Loss in 100 Treated Patients With Periodontal Disease. J.Periodontol. 53(9): 539-549, 1982.
93. MIDDLETON, J., JONES, M.L., WILSON, A.N.: Three-Dimensional Analysis of Orthodontic Tooth Movement. J.Biomed.Eng.12:319-327, 1990.
94. MORIARTY, J.D., SCHEITLER, L.E., HUTCHENS, L.H., DELONG, E.R.: Inter-examiner reproducibility of probing pocket depths in molar furcation sites. J.Clin.Periodontol. 15: 68-72, 1988.
95. MOSS, M.L., SKALAK, R., PATEL, H., SEN, K.: Method of Modelling Cranio-Facial Growth. Am.J.Orthod. 87: 453-470, 1985.
96. NEWELL, D.H.: The Role of the Prosthodontist in Restoring Root-Resected Molars: A Study of 70 Molar Root Resections. J.Prosthet.Dent. 65: 7-15, 1991.

97. PARASHIS, A., MITSIS, F.: Clinical Evaluation of the Effect of Tetracycline Root Preparation on Guided Tissue Regeneration In the Treatment of Class II Furcation Defects. J.Periodontol.64:133-136, 1993.
98. PEPELASSI, E., BISSADA, N., GREENWELL, H.: Doxycycline-Tricalcium Phosphate Composite Graft Facilitates Osseous Healing In Advanced Periodontal Furcation Defects. J. Periodontol. 62: 106-115, 1991.
99. PETERS, M.C.R.B., POORT, H.W.: Biomechanical Stress Analysis of the Amalgam-Tooth Interface. J.Dent.Res.62(3):358-362, 1983.
100. PETERS, M.C.R.B., POORT, H.W., FARAH, J.W., CRAIG, R.G.: Stress Analysis of a Tooth Restored With a Post and Core. J.Dent.Res.62(6): 760-763, 1983.
101. PHILIPS, R.W.: Skinner's Science of Dental Materials. 9th Ed., W.B. Saunders Co. Philadelphia, 1991.
102. RAMFJORD, S.P., KNOWLES, J.W., MORRISON, F.G., BURGETT, E.C., NISSELE, R.R.: Result of Periodontal Therapy Related to Tooth Type. J.Periodontol. 51(5): 270-273, 1980.
103. RATEITSCHAK, K.L.: Color Atlas of Dental Medicine, Periodontology. Vol. 1, second ed. Thieme Medical Publisher, Inc., New York, 1989.

104. REINHART, R.A., PAD, Y.L., KREJCI, R.F.: Mathematical Analysis of Periodontal Ligament Stresses in Occlusal Traumatism. I.A.D.R. Abstract No:1235, 1984.
105. REYNOLDS, J.M.: The Organization of Occlusion for Natural Teeth. J. Prosthet.Dent. 26: 56-67, 1971.
106. RIEGER, M.R., ADAMS, B.S., KINZEL, G.L., BROSE, M.O.: Finite Element Analysis of Bone-Adapted and Bone-Bonded Endosseous Implants. J.Prosthet.Dent.62(4):436-440, 1989.
107. RIEGER, M.R., ADAMS, B.S., KINZEL, G.L.: A Finite Element survey of Eleven Endosseous Implants. J.Prosthet.Dent.63(6):457-465, 1990.
108. RIEGER, M.R., MAYBERRY, M., BROSE, M.O.: Finite Element Analysis of Six Endosseous Implants. J.Prosthet.Dent.63(6):671-676, 1990.
109. ROHNER, F., CIMASONI, G., VUAGNAT, P.: Longitudinal Radiographical Study On the Rate of Alveolar Bone Loss In Patients of a Dental School. J.Clin.Periodontol. 10:643-651,1983.
110. ROSE, J.L., GORDON, S.L., MOSKOWITZ, G.D.: Dynamic Photoelastic Model Analysis of Impact to the Human Skull. J.Biomechanics 7:193-199, 1974.
111. ROSS, I.F.: Along Term Study of Root Retention in the Treatment of Maxillary Molars With Furcation Involvement. J.Periodontol. 49(5): 238-243, 1978.

112. RUBIN, C., KRISHNAMURTHY, N., CAPILOUTO, E., YI, H.: Stress Analysis of the Human Tooth Using a Three-Dimensional Finite Element Model. *J.Dent.Res.*62(2):82-86, 1983.
113. SAADOUN, A.P.: Management of Furcation Involvement. *J. West. Soc. Periodontol.*33(3):91-119, 1985.
114. SAKAGUCHI, R.L., BRUST, E.W., CROSS, M., DELONG, R., DOUGLAS, W.H.: Independent Movement of Cusps During Occlusal Loading. *Dent.Mater.*7:186-190, 1991.
115. SCHROER, M., KIRK, C., WAHL, T., HUTCHENS, L., MORIARTY, J., BERGENHOLTZ, B.: Closed Versus Open Debridement of Facial Grade II Molar Furcations. *J.Clin.Periodontol.* 18:323-329, 1991.
116. SHILLINGBURG, H.T., HOBO, S., WHITSETT,L.D.: Fundamentals of Fixed Prosthodontics, Quintessence Pub.Co.,Chicago, 1971.
117. SHILOAH, J., KOPCZYK, R.A.: Development Variations of Tooth Morphology And Periodontal Disease. *J.A.D.A.* 99:627-630, 1979.
118. SKALAK, R.: Stress Transfer at the Implant Interface. *J.O.I.* 13(4): 581-593, 1988.
119. SMITH, R.J., BURSTONE, C.J.: Mechanics of Tooth Movement. *Am.J. Orthod.*85(4):295-307, 1984.
120. STAFFILENO, H.J.: Surgical Management of Furca Invasion. *Dental Clinics of North America.*13:103,1969.

121. STUARD, C.E.: Gnathologic Tooth Preparation (II). Quintessence Int. 11(7): 19-30, 1980.
122. SVARDSTRÖM, G., WENNSTRÖM, J.L.: Furcation Topography of the Maxillary and Mandibular First Molars. J.Clin.Periodontol. 15: 271-275, 1988.
123. TAKAHASHI, N., KITIGAMI, T., KOMORI, T.: Analysis of Stress on a Fixed Partial Denture With a Blade-Vent Implant Abutment. J.Prosthet Dent.40(2):186-191, 1978.
124. TANNE, K., SAKUDA, M., BURSTONE, C.J.: Three-Dimensional Finite Element Analysis for Stress in the Periodontal Tissue By Orthodontic forces. Am.J.Orthod.Dentofac.Orthop.92:499-505, 1987.
125. TARNOW, D., FLETCHER, P.: Classification of the Vertical Component of Furcation Involvement. J.Periodontol.53:283-284, 1984.
126. THRESHER, R.W., SAITO, G.E.: The Stress Analysis of Human Teeth. J. Biomechanics 6:443-449, 1973.
127. ULUDAĞ, B., GÜRBÜZ, A.: Porselen Laminate Veneer preparasyonlarda oluşan stresslerin analizi. A.Ü. Diş Hek.Fak.Derg.17:227-232, 1990.
128. ULUSOY, M., AYDIN, K.: Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Yayınları. Ankara, 1988.
129. ÜLGEN, M.: Ortodontik Tedavi Prensipleri. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınlarından, Sayı,12. Ankara 1983.

130. ÜNSAL, M.K.: The Clinical Measurements of Stress and Strain in Duced in Branemark Application of Simulated Functional Loads, The Degree of Doctor, Philosophy Department of Restorative Dentistry, The University of Sheffield, England, 1994.
131. VANDECAPELLA, D., COMMANS, D., VANDENBRANDE, W.: Simulation of Occlusal Forces Related to Cervical Erosions By Finite Element Analysis. J.Dent.Res.67(4):698-701, 1988.
132. VANDECAPELLE, D., SLOP, C.: Finite Element Analysis Applied to Tooth Models. J.Dent.Res.68(4):633.Abstract No:197, 1989.
133. WAERHAUG, J.: The Infrabony Pocket and Its Relationship to Trauma From Occlusion and Subgingival Plaque. J.Periodontol.(50)7:355-365, 1979.
134. WALLACE, S.C., GELLIN, R.G., MILLER, M.C., MISHKIN, D.J.: Guided Tissue Regeneration With and Without Decalcified Freeze-Dried Bone in Mandibular Class II Furcation. J.Periodontol.65:244-254, 1994.
135. WANG, H.L., BURGETT, F.G., SHYR, Y., RAMFJORD, S.: The Influence of Molar Furcation Involvement and Mobility on Future Clinical Periodontal Attachment Loss. J.Periodontol.65:25-29, 1994.
136. WHEELER, R.C.: Dental Anatomy, Physiology and Occlusion. W.B.Saunders Company, 5.th. edition, London, p.p.136-145, 1974.

137. WHEELER, R.C.: An Atlas of Tooth Form. W.B.Saunders Company, 4.th. edition, p.p.23-33, 1989.
138. 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.
139. WILSON, E.L., HABIBULLAH, A.: SAP90. A Series Computer Programs for The Finite Analysis of Structures, Computers and Structures Inc. Berkeley, California,(1992).
140. WIDSTROM, E., STENSTROM, B., DALEN, U.: Dental Health of Finnish Immigrants in Sweden. Swed.Dent.J. 7:93-102, 1983.
141. WRIGHT, K.W.J., YETTRAM, A.L.: Finite Element Stress Analysis of a Class I Amalgam Restoration Subjected to Thermal Expansion. J.Dent.Res.57:715-723, 1978.
142. WRIGHT, K.W.J., MECH, M.I., YETTRAM, A.L.: Reactive Force Distrubitions for Teeth When Loaded Singly and Used as Fixed Partial Denture Abutments. J.Prosthet.Dent.42(4):411-416, 1979.
143. YAVUZYILMAZ, H.: Diş Morfolojisi Fizyolojisi ve Oklüzyon, A.Ü. Basımevi, Ankara, 1982.

144. YETTRAM, A.L., WRIGHT, K.W.J., PICKARD, H.M.: Finite Element Stress Analysis of the Crowns of Normal and Restored Teeth. J.Dent.Res. 55(6):1004-1011, 1976.
145. 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(10):1664-1668, 1990.
146. YUKNA, R.A.: Clinical Evaluation of HTR Polymer Bone Replacement Grafts in Human Mandibular Class II Molar Furcations. J.Periodontol.65: 342-349, 1994.
147. ZAIMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, A.E., AKSU, L.: Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. No: 17. Ankara, 1993.
148. ZAPPA, U., GROSSO, L., SIMONA, C., GRAF, H., CASE, D.: Clinical Furcation Diagnoses and Interradicular Bone Defects. J.Periodontol.64:219-227, 1993.