

ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI MATERYALLER KULLANILARAK  
YAPILAN İNLEYLERDE OLUŞAN STRESİN SONLU  
ELEMENLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİYLE  
İNCELENMESİ**

Dt. Fikret YILMAZ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
KONSERVATİF DİŞ TEDAVİSİ BİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN  
Doç. Dr. Gürkan GÜR

1998 ANKARA

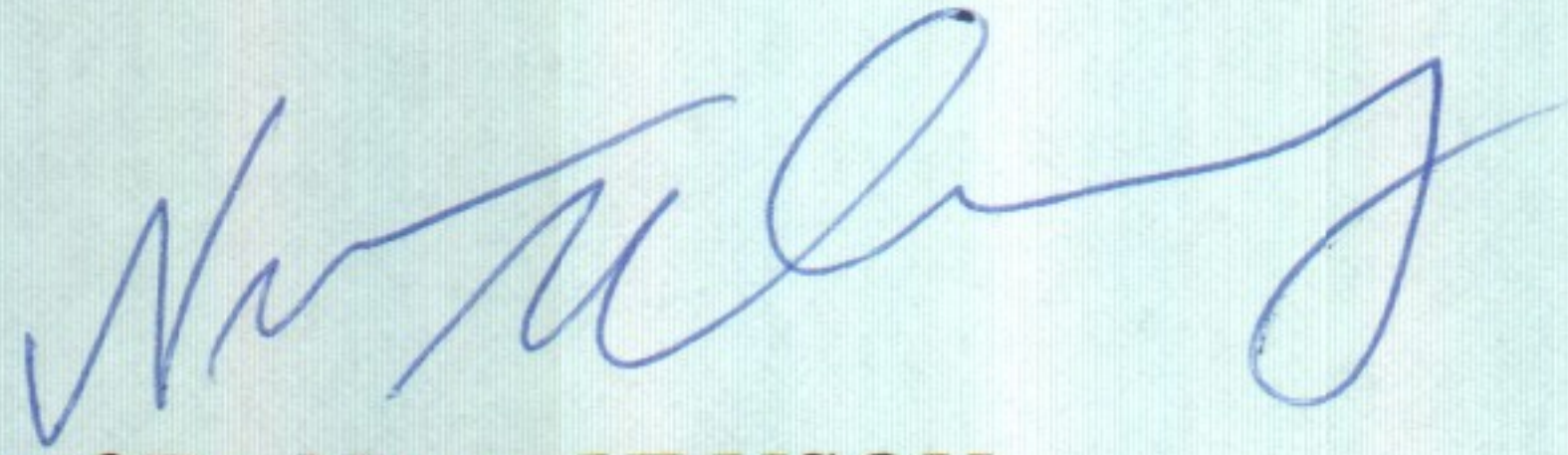


Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

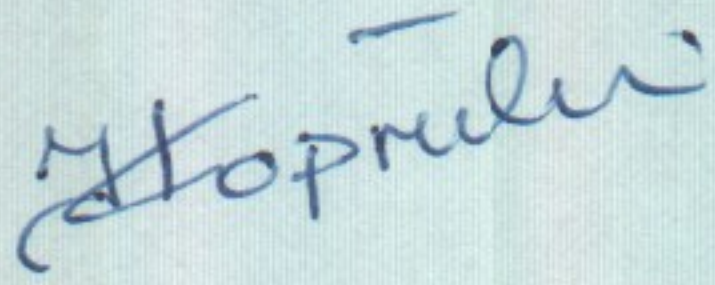
Konservatif Diş Tedavisi Bilim Dalı **Doktora Programı**

çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından  
**Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

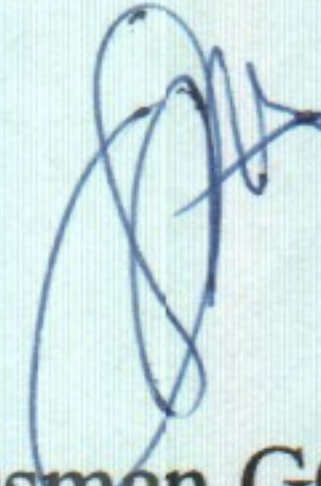
Tez Savunma Tarihi: 02 / 07 / 1998



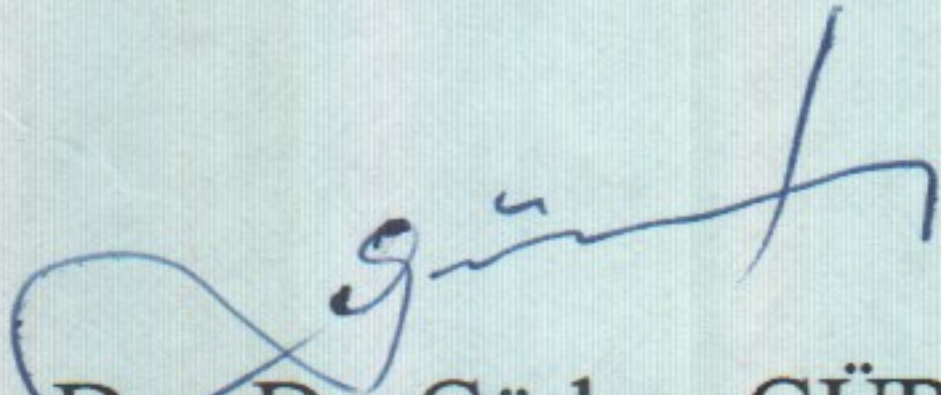
Prof.Dr. Nuran ULUSOY  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Jüri Başkanı



Prof.Dr. Hülya KÖPRÜLÜ  
Hacettepe Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi



Doç.Dr. Osman GÖKAY  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi



Doç.Dr. Gürkan GÜR  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Danışman



Doç.Dr. Yıldırım Hakan BAĞIŞ  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi



## İÇİNDEKİLER

|                                                                                 |     |
|---------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Kabul ve Onay                                                                   | ii  |
| Önsöz                                                                           | iii |
| İçindekiler                                                                     | iv  |
| İçindekiler                                                                     | v   |
| Kısaltmalar                                                                     | vi  |
| <b>1. GİRİŞ</b>                                                                 | 1   |
| 1.1. Metal İnleyler                                                             | 4   |
| 1.2. Kompozit İnleyler                                                          | 4   |
| 1.2.1. Kompozitlerin Sınıflaması                                                | 6   |
| 1.2.2. Kompozit İnley Yapım Teknikleri                                          | 10  |
| 1.3. Porselen İnleyler                                                          | 12  |
| 1.3.1. Dental Porselenler                                                       | 12  |
| 1.3.2. Porselen İnleylerin Tarihsel Gelişimi                                    | 16  |
| 1.3.3. Porselen İnley Yapım Teknikleri                                          | 18  |
| 1.4. Metal, Kompozit ve Porselen İnley Yapım<br>Tekniklerinin Karşılaştırılması | 25  |
| 1.4.1. Estetik                                                                  | 26  |
| 1.4.2. Kırılma Dirençler                                                        | 26  |
| 1.4.3. Aşınma Dirençleri                                                        | 26  |
| 1.4.4. Marjinal Uyum                                                            | 27  |
| 1.4.5. Biyolojik Uyum                                                           | 27  |
| 1.4.6. Yapım İşlemleri                                                          | 27  |
| 1.4.7. Yüzey Parlaklığı                                                         | 28  |
| 1.4.8. Maliyet                                                                  | 28  |



|                                                                                                                              |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1.5.Restorasyonun Tasarımına Bağlı Olarak Fonksiyonel<br>Kuvvetler Karşısındaki Durum ve Mekanikteki<br>Bazı Temel Kavramlar | 28 |
| 1.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri                                                                     | 31 |
| 1.6.1. Kırılğan Vernik Tekniği İle Kuvvet Analiz Yöntemi                                                                     | 31 |
| 1.6.2. Gerilim Ölçerler Kullanılarak Kuvvet Analiz Yöntemi                                                                   | 31 |
| 1.6.3. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi                                                                                     | 32 |
| 1.6.4. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi                                                                                     | 32 |
| 1.6.5. Radiotelemetri                                                                                                        | 33 |
| 1.6.6. Halografi                                                                                                             | 33 |
| 1.6.7. Matematiksel Kuvvet Analiz Yöntemi                                                                                    | 33 |
| <b>2. GEREÇ VE YÖNTEM</b>                                                                                                    | 37 |
| 2.1. İnley Kavitesinin ve Matematiksel Modelin Hazırlanması                                                                  | 37 |
| <b>3. BULGULAR</b>                                                                                                           | 48 |
| 3.1. Kontrol Grubuna Ait Stres Değerleri                                                                                     | 48 |
| 3.2. Altın İnley Uygulanan Gruba Ait Stres Analiz Değerleri                                                                  | 51 |
| 3.3. Kompozit İnley Uygulanan Gruba Ait Stres Analiz Değerleri                                                               | 56 |
| 3.4. Porselen İnley Uygulanan Gruba Ait Stres Analiz Değerleri                                                               | 60 |
| <b>4. TARTIŞMA</b>                                                                                                           | 72 |
| <b>5. SONUÇ</b>                                                                                                              | 84 |
| <b>ÖZET</b>                                                                                                                  | 86 |
| <b>SUMMARY</b>                                                                                                               | 88 |
| <b>KAYNAKLAR</b>                                                                                                             | 90 |



**KISALTMALAR**

|            |                                  |
|------------|----------------------------------|
| E          | Young Modülüsü                   |
| FEM        | Finite Element Method            |
| MPa        | Mega Pascal (N/mm <sup>2</sup> ) |
| P          | Olasılık                         |
| S          | Standart Sapma                   |
| SAP        | Structural Analysis Program      |
| sd         | Serbestlik Derecesi              |
| SESA       | Sonlu Elemanlar Stres Analizi    |
| $\bar{Sx}$ | Standart Hata                    |
| t          | Student t Test İstatistiği       |
| U          | Poisson Oranı                    |
| $\bar{x}$  | Ortalama                         |



## 1.GİRİŞ

Günümüzde restoratif diş hekimliği alanında yapılan çalışmaların çoğu, çeşitli sebeplerle dişlerin sert dokularında meydana gelen madde kayıplarının tedavisinde daha güvenle kullanılabilen restoratif materyallerin ve yöntemlerin bulunması üzerine yoğunlaşmıştır.

19. yüzyıl başında bir dolgu maddesi olarak diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan amalgamın, uzun yıllar değeri anlaşılamamıştır. İlk amalgamlar Meksika ve İspanyol gümüş paralarının cıva ile karıştırılmasıyla yapılmıştır. İngiltere’de ilk gümüş amalgam 1819’ da Bell tarafından geliştirilmiştir (Bayırlı ve Şirin, 1982). 1896’da Black tarafından yapılan incelemelerle amalgam daha iyi tanıtılmıştır. Black, gümüş amalgamın özellikleri, hazırlanması ve kaviteleri hakkında pekçok çalışma yapmıştır. Böylece amalgamın başarısızlık nedenleri ortaya çıkmıştır. Black’e göre amalgamın formülü şöyledir: %68.50 gümüş, %25.50 kalay, %5 altın ve %1 çinko ( Bayırlı ve Şirin, 1982).

Çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olması, ağız sıvıları karşısında erimemesi, kavite duvarlarına iyi uyum sağlaması, hazırlanma ve kaviteye uygulanma kolaylığı ve canlı dokulara zararlı olmaması amalgamın avantajları olarak sayılabilmektedir ( Bayırlı ve Şirin, 1982).

Bunun yanı sıra; bilinen en eski dolgu maddesi olan amalgamın; estetik olmayan rengi, ağız içinde galvanik akımlara neden olması, ısı ve elektriği iletmesi, kopmaya ve gerilmeye karşı dayanıksızlığı, korozyon sonucu oluşan metal alaşımlarının dentin kanalları içine göçü ile dişte



renklenmelere neden olması ve yapısında cıvanın bulunması, araştırmacıları yeni restoratif materyaller bulmaya yöneltmiştir (Gwinnett ve ark., 1994).

Günümüzde estetik anlayışı hızlı bir şekilde gelişmektedir. Artık hastaların birçoğu posterior dişlerine uygulanan restorasyonlarda da doğal görünüm ve estetiği tercih etmektedirler. Gittikçe artan bu istek karşısında araştırmacılar ve üreticiler, uzun zamandan beri yaygın olarak kullanılan amalgamın yerini alacak, ideal özelliklere sahip restoratif maddelerin arayışı içerisindeyler. Nitekim bu amaçla ışııkla veya kimyasal olarak sertleşen direkt posterior kompozit rezinler ortaya atılmış, ancak uygulama güçlüğü, bazı fiziksel özelliklerinin yetersiz olması ve polimerizasyon büzülmesinin doğurduğu olumsuz sonuçlar nedeniyle bu maddelerin arka dişlerde kullanımı da sınırlı kalmıştır. Son senelerde ise, yukarıda sözü edilen olumsuz özellikleri ortadan kaldırmak için yapılan çalışmalar ekstraoral polimerizasyon üzerinde yoğunlaşmıştır. Posterior kompozit inley tekniği olarak karşımıza çıkan bu uygulamalar, arka grup dişler için porselen kron çalışmalarına göre daha konservatif restorasyon alternatifi olarak, literatürde yer almaktadır. Ayrıca birçok araştırmacıda, posterior dişlere uygulanan direkt kompozit restorasyonların daha sağlıklı ve istenilen özelliklerde olabilmesi için, inley olarak yapılmasını önermektedirler (Sheth ve ark., 1989; Kreji ve Lutz, 1991; Shorthall ve Baylis, 1991; Meerbeek ve ark., 1992 ).

Farklı restoratif materyallerin, direkt veya indirekt yöntemlerle ağız dışında hazırlanması ve modifiye edilmiş Black kavitelere uygulanmasıyla ortaya çıkan restorasyon tipine "*inley*" adı verilmektedir.



İnleylerin endikasyonlarını şöyle sıralayabiliriz;

- \*Tüm Class I ve II kaviteler,
- \*Posterior kompozit endikasyonlarının geçerli olduğu tüm vakalar,
- \*Basamağın dişetin altında olduğu durumlar,
- \*Direkt kompozit uygulamanın endike olmadığı, genişliği okluzal yüzün yarısını aşmış kaviteler,
- \*Zamanın önemli olmadığı durumlar,
- \*Estetiğin öncelikli olduğu durumlar (altın inley hariç) (Christensen, 1992).

Kontrendikasyonları ise;

- \*Restore edilecek dişin okluzal tüberküllerinin tepe noktalarındaki uzaklığın 2/3' ünden fazlasını içine alan geniş kaviteler,
- \*Kötü ağız hijyeni,
- \*İnleyi yapıştırmak için yeterli sağlıklı diş dokusu bulunmadığı durumlar,
- \*Kavite preparasyonu sonrası aşırı undercut olduğu durumlar,
- \*Kavite izolasyonunun yapılamadığı durumlar (Christensen, 1992; Burke ve Qualtrough, 1993).

İnleyler yapılarına göre 3'e ayrılır. Bunlar;

- \*Metal İnleyler
- \*Kompozit İnleyler
- \*Porselen İnleyler 'dir.



### 1.1.Metal İnleyler:

Metal inleylerin, ilk olarak altın madeni kullanılarak 1897 yılında Phill Brook'un geliştirdiği ve 1907 yılında Taggert tarafından ilk defa rövetmana alınıp döküm sistemiyle hazırlandığı bildirilmektedir. Metal inley yapımında genellikle altın ya da altın-platin alaşımı kullanılmaktadır (Bayırlı ve Şirin, 1982; Skeeters ve ark., 1986).

Kırılma oranlarının az olması, vücut için toksik etkilerinin bulunmaması ve özelliklerini bozulmadan koruyabilmeleri metal inleylerin önemli avantajlarıdır. Bunun yanısıra estetik olmayışları, yapım tekniklerinin zorluğu, maliyetlerinin yüksekliği ve restorasyon yapımının en az iki seans sürmesi günümüzde tercih edilmemelerine neden olan dezavantajlarıdır (Bayırlı ve Şirin, 1982; Kidd ve Smith, 1990).

### 1.2.Kompozit İnleyler:

Diş dokusuna bağlanabilme özellikleri ve estetik olmaları nedeniyle amalgam restorasyonlardan ve metal inleylerden daha üstün özellikler gösterirler. Porselen inleylerin aksine, çok sert yapıda olmamalarından dolayı karşıt dişlerde aşınmalara neden olmadıkları için porselen inleylerden daha iyidirler. Geleneksel kompozitlerden daha estetik ve daha dayanıklı olup, inley olarak hazırlandıklarında komşu diş ile başarılı proksimal kontak oluşturabilmekte ve uygulanan özel tekniklerle polimerizasyonları iyi bir şekilde gerçekleşebilmektedir. Yapımları diğer inley türlerine göre kolay ve maliyetleri düşüktür (Powell ve ark., 1991).



Bowen tarafından amalgam dolgulara alternatif olarak geliştirilen kompozit rezinlerin 1970'li yılların başında arka grup diş restorasyonlarında da kullanılması düşünülmüş, fakat estetik üstünlükleri dışındaki bazı özellikleri, ilk denemelerinin başarısızlıkla sonuçlanmasına neden olmuştur. Buna rağmen, hastaların büyük bir kısmının, dişlerine uygulanan restorasyonların fonksiyonel olmaları kadar estetik görünümde de olmalarını istemeleri, araştırmacıları bu konuda daha fazla çalışmaya yöneltmiştir (Sturdevant, 1995, pp.609-625).

Buonocore'un mine yüzeyine ilk uygulamalarını yaptığı "asit etch" tekniği ile bonding sistemlerinin kullanıma girmesi, kompozit rezinlerin diş dokularına mikromekanik bağlantılarının artmasını sağlamıştır (Asmussen, 1985).

Görünür ışık kaynağı ile polimerize edilebilen sistemlerin gelişmesi, kompozit rezinlerin tabaka tabaka uygulanabilmesine imkan vererek polimerizasyon büzülmesini azaltmış, ancak tam anlamıyla kaldıramamıştır.

*Kompozit*; terim olarak birbiri içinde çözünmeyen, erimeyen, kimyasal olarak farklı iki maddenin üç boyutlu kombinasyonu olarak ifade edilmektedir (Bayırlı ve Şirin, 1982; Lutz ve Phillips, 1983).

Diş hekimliği alanında pek çok kullanım yeri bulan kompozitler, üç ayrı fazdan oluşur:



**\*Organik Faz:** İlk tasarımı Bowen tarafından geliştirilmiştir. Bisfenol Glisidimetakrilat (BIS-GMA), modifiye BIS-GMA, ürethandimetakrilat (UDMA) ve trietilen-glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi farklı türleri olan yapay rezin esaslı fazdır (Craig, 1989).

**\*Ara Faz:** Organik rezin matriks ile inorganik doldurucuların bağlanmasını sağlayarak, su ve tükürüğün kompozitin içine girmesini önler. Bu amaçla dolgu maddelerine organik bir silisyum bileşiği olan silan ilave edilir (Craig, 1989).

**\*İnorganik Faz:** Bu fazda cam partiküller, quartz, alüminyum ve lityum silikat, stronsiyum, bor silikat hidroksiapatit ve baryum gibi inorganik doldurucular vardır (Bayırlı ve Şirin, 1982; Lutz ve Phillips, 1983; Craig, 1989).

### 1.2.1 Kompozitlerin sınıflaması

Lutz ve Phillips (1983), inorganik doldurucuların türlerine göre kompozitleri şu şekilde sınıflamışlardır:

**\*Geleneksel Kompozitler:** Makrodolduruculardan oluşur. Organik ve inorganik fazı oluşturan maddelerin farklı sertliğinden dolayı, bitirme işleminden sonra düz bir yüzey oluşmaz. Doldurucunun ağırlık olarak oranı, diğer tiplere göre fazla olduğundan sertliği, su emilimi, aşınmaya karşı direnci ve polimerizasyon büzülmesi diğer gruptakilere göre daha üstündür.



**\*Hibrit Kompozitler:** Aşınma direncinin bütün yüzeylerde aynı olmasını sağlamak için geliştirilmiştir. Bu materyaller ayrıca pirojenik silis içerir. Bu şekilde uygun bir yüzey elde edilse de aradaki matriks daha çabuk aşındığından düzgünlük kısa zamanda kaybolarak ideal estetik sağlayamazlar. Hibrit kompozitlerin aşınmaya karşı dirençleri, mikrodolduruculu kompozitlerden daha fazladır.

**\*Homojen Mikrodolduruculu Kompozitler:** Organik matriks ile erimiş silikanın bir kompozisyonudur. En önemli özellikleri, mine benzeri bir yüzey parlaklığına sahip olabilmeleridir. Ayrıca homojen olmaları ve çok küçük boyutlu (0.04- 0.2  $\mu\text{m}$ .) doldurucu kullanımı ile aşınma dirençleri biraz daha artmıştır.

**\*Heterojen Mikrodolduruculu Kompozitler:** Bir organik matriks, mikrodoldurucular ve mikrodoldurucu esaslı komplekslerin kombinasyonu olarak tanımlanmışlardır. Bu tip kompozitlerin; iyi cilalanma, uzun süren yüzey düzgünlüğü, iyi estetik ve kenar bütünlüğü gibi özellikleri vardır.

1970'li yılların başında kompozitlerin arka grup diş restorasyonlarında kullanılmaya başlanması ve sonucunda ortaya çıkan; abrazyon dirençlerinin düşük olması ve adhezyon eksikliğinden doğan marjinal bozukluklar, radyolusent olmalarından dolayı radyolojik kontrollerindeki yetersiz tanı, viskozitelerinin kötü olması nedeniyle kontakt sağlamadaki güçlükler gibi olumsuz özellikler, umulan başarıyı sağlayamamıştır.



Toz likit karışımıyla kullanıma giren kompozitlerin, pat-pat şekline dönüştürülmesi önemli bir başarı olarak kabul edilmiştir (Phillips, 1975). Yapılan araştırmalar ve klinik deneyler; iki patın karışımıyla kimyasal olarak polimerize olan bu rezinlerin karıştırma işlemleri yapılırken arada kalabilen hava kabarcıkları nedeniyle aşınmaya karşı dirençlerinin düştüğünü ortaya koymuştur. Polimerizasyon süresinin hekimin kontrolü dışında olması da tekniğin iyi uygulanamamasına neden olmaktadır. Görünür ışık kaynağı ile polimerize olan ve tek pat halinde kullanılan günümüzün kompozitlerinde, hava kabarcıkları elimine edilmiş ve böylelikle abrazyon dirençlerinin artması sağlanmıştır. Kompozit rezinlerin tabaka tabaka kullanılmasına imkan veren bu sistem, polimerizasyon büzülmesinin de azalmasına yardımcı olmaktadır (Kawaguchi ve ark., 1994). Ancak görünür ışık sistemiyle sertleştirilen kompozitlerde polimerizasyon, derinlik arttıkça azaldığından, ışığın ulaşamadığı bölgelerde yarı sertleşmiş rezin uzantıları kalabilmektedir (Yücel ve ark., 1989; Kawaguchi ve ark., 1994). Kompozit rezinlerde daha iyi polimerizasyon sağlanması konusunda son yıllarda yapılan çalışmalarda lazer kullanılması düşünülmüş; ve lazer ışığı ile kompozitlerin sertleştirilmesinde başarılı sonuçlar alınmaya başlanmıştır (Kurokawa, 1990).

Gelişen estetik materyallerin inorganik yapısını oluşturan doldurucu partikülleri, boyutları, toplam ağırlıktaki oranları, yüzey şekilleri ve içerikleri ile, ilk üretilen kompozitlere göre oldukça farklıdırlar. İlk üretilen kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü ortalama 25- 30  $\mu\text{m}$ . arasındayken, günümüzde 0.04- 3  $\mu\text{m}$ . kadar küçültülmüş ve inorganik doldurucuların toplam ağırlıktaki oranlarının artması sağlanmıştır. Daha



küçük boyutlu partiküllerin daha yüksek oranda kullanılması aşınmaya direnci arttırırken, ısısal genleşme oranının ve su emiliminin azalmasında önemli rol oynamıştır (Asmussen, 1985; Tonn ve Ryge, 1985; Van Noort, 1993; Kim ve ark., 1994). İnorganik doldurucuların yapısına stronsiyum ve baryumsilikat cam partikülleri ilave edilerek aşınmaya dirençli radyoopak görüntü veren kompozit rezinler elde edilmiştir (Lacy, 1987).

Yücel ve arkadaşları (1988), yaptıkları çalışmada Class I ve Class II kavitelere uyguladıkları amalgam ve kompozit restorasyonların bir sene sonraki kontrollerinde, amalgam restorasyonların % 91' inin, kompozit restorasyonların % 70' inin başarılı olduğunu bildirmişlerdir.

Cunningham ve arkadaşları (1990), üç farklı kompozit ile iki ayrı amalgam kullanarak, Class I ve Class II kompozit restorasyonların üç yıllık gözlem sonuçlarını bildirmişlerdir. Kırılmalar, dişeti uyumu, marjinal adaptasyon, interproksimal kontakt ve renk değişikliklerine göre yaptıkları değerlendirmede araştırmacılar, amalgam ve kompozit restorasyonlarda görülen başarısızlıklar arasında istatistiksel fark olmadığını saptamışlardır.

Stangel ve Barolet (1990), Class I ve Class II kavitelere uyguladıkları iki farklı kompozit ve bir amalgam kullanıldığı restorasyonların iki yıllık in vivo değerlendirmelerinde, kompozit restorasyonlarda yüksek oranda anatomik form değişikliği ve mikrosızıntı olduğunu göstermişlerdir. Kompozit restorasyonlardaki marjinal bütünlük, amalgam restorasyonlarla karşılaştırıldığında ise, istatistiksel fark bulunamamıştır.



Günümüzde kompozit rezinlerin diş hekimliğinde kullanıldığı alanlar;

\*Yapıştırma materyali olarak, porselen veneerler, inley ve onleyler, ortodontik braketlerin yapıştırılmasında,

\*Pit ve fissür sealant olarak,

\*Post ve core yapımında,

\*Abrazyon ve erozyona uğramış servikal lezyonlarda,

\*Kırılmış porselen kronların tamirinde,

\*Retrograd kanal dolgusu olarak,

\*Anterior ve posterior bölgelerdeki Class I, II, III, IV, V restorasyonlarda,

\*Direkt veya indirekt yöntemle anterior veneerlerde,

\*Direkt veya indirekt yöntemle posterior inley ve onley olarak, sıralanabilir (Powell ve ark., 1991; Dietschi ve ark, 1994).

### 1.2.2.Kompozit İnley Yapım Teknikleri:

**\*Tek seansta yapılan kompozit inleyler:** Direkt veya indirekt olarak iki şekilde yapılırlar. Direkt olarak yapılan kompozit inleylerde ölçü mecburiyeti yoktur. Hazırlanan kavite içine, yapışmayı önleyen bir jel sürülerek kompozitin ikinci kez polimerizasyonuna olanak tanınır. Kompozitin ikinci polimerizasyonu için farklı yöntemler vardır. Bazı araştırmacılar ışık sistemleriyle tekrar polimerizasyonu yeterli görürken (Milleding, 1992), bazı araştırmacılar ise ışık ile beraber ısı uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir (Wendt ve Leinfelder, 1990).

Isı uygulaması son yıllarda geliştirilen bir yöntemdir. Bu fikir, hareketli protezler için kullanılan polimetilmetakrilata ısı uygulamakla



moleküller arası oluşan başarılı polimerizasyonun kompozit rezinlerde de olabileceği düşüncesiyle geliştirilmiştir ve yapılan araştırmalar ısının kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini arttırdığını ortaya koymuştur (Wendt ve Leinfelder, 1990; Bağış, 1995; Razaak ve Harrison, 1997).

Tek seansta indirekt olarak yapılan inleyler, ağız dışında polimerizasyon sistemleri olarak adlandırılmıştır. Bu inleylerde de genel kurallar uygulanır. Bukkal ve lingual tüberküllerde doku kaybı fazla ise bu yöntemin uygulanması önerilmiştir. İndirekt metotda, modeller plastik esaslı olduğundan esneme dirençleri alçı modelden fazladır ve undercut bölgeleri iyi izole edilmezse adaptasyon problemi görülebilir (Dietschi ve ark., 1994).

**\*İki seansta yapılan kompozit inleyler:** Bu teknikte kompozit inleyler en az iki seansta yapılmakta ve ölçü alma zorunluluğu bulunmaktadır. Okluzal uyumlama kayıtları ile inleyn içindeki çeşitli renklerin tespiti için teknisyen ile kooperasyon gerektirmesi nedeniyle pek tercih edilmemektedirler (Christensen, 1989; Mörmann ve ark., 1989). Ayrıca kavitenin geçici bir restoratif maddeyle kapatılma zorunluluğu daha sonraki işlemlerde problemler çıkartabilmektedir. Bunun yanı sıra tekniğin, model üzerinde çalışabilme kolaylığı, restorasyonun iyi cilalanabilirliği ve aynı anda birden fazla inley yapılabilme avantajları vardır (Christensen, 1989).



### 1.3.Porselen İnleyler:

Estetik üstünlükleri çok fazladır. Kompozitlere göre yüzey düzgünlükleri, aşınmaya dirençleri ve biyolojik uyumları çok daha iyidir. Fakat, yapım ve fabrikasyon işlemlerinin uzun sürmesi ve çok dikkat gerektirmesi, küçük hatalar sonucu kaybolan yüzey düzgünlüğünün tekrar kazanılma zorluğu, yüksek maliyetli oluşları, uygulandıktan sonra karşıt dişte aşınmaya neden olmaları ve çok kırılğan olmaları önemli dezavantajlarıdır (James, 1983; Christensen, 1989; Kidd ve Smith, 1990).

#### 1.3.1.Dental Porselenler

Silikat yapısında olan seramikler, topraktan yapılma anlamına gelen keramikos kelimesinden orijin almaktadır. Çanak- çömlekten, dental porselene kadar aynı yapıda olan seramikler temel olarak oksijen atomunun silisyum atomlarını bir matriks gibi sarması esasına dayanır. Bu kombinasyon her silisyum atomunun dört oksijen atomu ile çevrelendiği ( $\text{SiO}_4$ ) tetra hedradır. Seramik kristalindeki atomik bağlar hem kovalent, hem de iyonik yapıdadır ve serbest elektronları yoktur. Bu bağlar; stabilite, direnç ve sertlik gibi üstün özellikler sağlar. Farklı oranlarda olmakla birlikte, tüm seramiklerde temel yapıyı feldspat, kuartz ve kaolin denilen üç ana madde oluşturur (Leinfelder ve Lemons, 1988; Mc Cabe, 1992).

Feldspat; potasyum alüminyum silikat ( $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6 \text{SiO}_2$ ) ve albit ( $\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6 \text{SiO}_2$ ) karışımı olan kristal opak bir maddedir ve camsı fazı sağlar. Diğer maddelere matriks görevi gören feldspatın yapısındaki



Soda (  $\text{Na}_2\text{O}$  ) ergime sıcaklığını düşürürken, Potas (  $\text{K}_2\text{O}$  ) ise ergimiş yapının viskozitesini arttırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve akıcılığı azaltır. Bu özellik de marjinlerde yuvarlaklaşmayı ve diş formunun bozulmasını önler. Kuartz; silika (  $\text{SiO}_2$  ) yapısında olup, matriks içerisinde doldurucu görevi yapar. Fırınlama sırasındaki büzülmeleri önleyen kuartz, aynı zamanda yapıya stabilite sağlar ve şeffaf bir görünüm kazandırır. Kaolin (  $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2 \text{SiO}_2 \cdot 2 \text{H}_2\text{O}$  ) ise bir hidrate alüminyum silikadır. Opak yapıdadır ve ısıya oldukça dayanıklıdır. Porselene elastikiyet verir ve adeziv özelliğinden dolayı kuartz ve feldspat için bağlayıcı olarak kullanılır. Kaolin, aynı zamanda seramiğin maniplasyonunu da kolaylaştırır (Leinfelder ve Lemons, 1988; Mc Cabe, 1992).

Dental seramiğin yapısında bu üç temel maddenin yanısıra çeşitli özellikler kazandıran bileşimler ve renk veren metal oksitler de mevcuttur.

Dental porselen sintering (ergiyerek kaynaşma ) işlemi geçirmiş olmasına rağmen mineral yapısında camsal fazın yanısıra, belirli oranda kristal lösit fazın da olduğu bilinmektedir. Lösit (  $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 4 \text{SiO}_2$  ); volkanik kayaların primer içeriği olan bir potasyum alümina silika'dır ve bu kristaller, ergime sırasında dental porselenin stabilitesine direkt olarak etki ederler. Ayrıca bu mineral, ısı ile değişen optik özelliklere de sahiptir (Leinfelder ve Lemons, 1988; Mc Cabe, 1992).

Dental porselenler; feldspatik porselen, alüminus porselen, metal bağlı porselen ve dökülebilir cam seramikler olarak da sınıflandırılabilir. Feldspatik porselenler; vakumlu fırınlamaya göre oluşturulmuşlardır. İyi



bir estetik sağlarlar. Dentin, mine ve kesici kenar porseleni olarak modifikasyonları vardır (Leinfelder ve Lemons, 1988; Mc Cabe, 1992).

Alüminus porselenler ise; Mc Lean ve Huges tarafından 1965 yılında geliştirilmişlerdir. Porselen jaket kronların dayanıklılığını arttırıcı özelliklere sahiptirler. Kor porselenler ağırlığın % 50' si kadar alümina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) kristali içerirler. Dentin ve mine tabakalarına ise şeffaflığın izin verdiği ölçüde katılırlar. Alümina, kuartzdan daha kuvvetli ve daha yüksek elastik modülüse sahip olup, çatlakların büyümelerini daha etkili biçimde önlerler. Alümina bilinen en sert ve dirençli oksittir ( Kedici, 1985).

Metal bağlı porselenler de feldspatik porselenlere benzer yapıdadırlar. Günümüzde yaygın olarak kullanılırlar. Yüksek feldspatik porselenlerden farklı olarak ısısal genleşmeyi sağlayabilmek için karışımlarındaki alkali miktarı daha fazladır. Metal alt yapının rengini yansıtmamak için opak porselen tozu daha fazla metal oksit ihtiva eder (Leinfelder ve Lemons, 1988; Mc Cabe, 1992; Zaimoğlu ve ark., 1993).

Dökülebilir cam seramikler ise; klasik seramiklerden daha dayanıklıdırlar ve ışığı geçirmediği diş minesi gibi davranırlar. 1985 yılında Dicor adı ile ortaya konulan ve cam matriksi içerisinde mika kristalleri içeren mikro yapıya sahip materyal, aynı yıllarda Hobo tarafından Cera Pearl adı altında dökülebilir apatit kristalleri olarak geliştirilmiştir (Hobo ve Iwata, 1985). Doğal diş minesinin kalsiyumhidroksiapatit'ten  $[(\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)(\text{OH}_2)]$  oluştuğu bilinmektedir. Dökülebilir cam seramik materyallerin kristalizasyonunda oluşan kalsiyumoksiapatit  $[(\text{Ca}_{10}(\text{PO})_6$



O]; kimyasal, fiziksel ve biyolojik açıdan bu madde ile benzerlik göstermektedir. Dökülebilir cam seramikler, doğal diş minesi ile benzer kristal yapıdadır. Oklüzal yüzeylerde aşınmaya karşı yeterince dirençli olup aynı zamanda antagonist dişin minesini de aşındırmazlar. Diğer materyallere oranla çekme ve basma dayanıklılıkları da daha fazladır. Kimyasal yapıları  $\text{CaO}$ ,  $\text{P}_2\text{O}_5$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{ZrO}_2$  ve renklendirici ajanlardan oluşan dökülebilir cam seramiklerin temel yapısını % 34 oranında yer alan  $\text{SiO}_2$  oluşturur. Radyoopasitelerinin mine dokusu ile aynı olmaları, kron altında gelişen sekonder çürükleri ve pulpayı radyografik olarak daha rahat değerlendirebilmemizi sağlar (Anusavice, 1993).

Dental porselen teknolojisi çok büyük bir hızla gelişmesini sürdürmektedir. 1985 yılında yüksek ısısal genleşmeye sahip bir kor porseleni tanımlanmış ve yüksek genleşme katsayılı camı güçlendirmek için de % 40-60 oranında ilave magnesia kristalleri kullanılmıştır. Bu şekilde elde edilen materyal, magnesia kor porseleni olarak isimlendirilmiştir (Hondrum, 1992). Ayrıca, alüminus porselenlerin fırınlama büzülmesine alternatif olarak da büzülmesiz seramik kopingleri kullanımı öne sürülmüştür. Cerestore olarak isimlendirilen bu sistemde kimyasal yapı; alümina, magnesia, alüminasilikat şeklindeki cam hammaddesi, mum ve silikon rezin şekillendiricisi içerir. Uzun süreli ısı uygulaması sonucunda; bir kısım alümina, magnezyum oksit ile reaksiyona girer ve magnezyum alüminat spinel kristalleri oluşur. Bu reaksiyon sırasında da sintering işlemi sonucu meydana gelen büzülmeyi tolere edecek oranda bir hacimsel artış meydana gelir. Bu yapıların



üzerine ise bilinen yöntemler ile estetik porselen yerleştirilir (Anusavice, 1993).

Porselen inley tekniği ilk defa 1862'de geliştirilmiştir. Ancak, yıllar boyunca diş hekimlerinin bu tekniğe olan ilgisi dalgalanmalar göstermiştir. Porselen fırınlarında ve tozlarındaki gelişmeler, 1871'de Fletcher'ın silikat simanları bulması, 1955'de Buonocore'un asit-etch tekniğini geliştirmesi, elastomerik ölçü maddeleri ve cam-ionomer simanlar gibi yeniliklerin hepsi olumlu veya olumsuz yönde porselen inleylerin popülaritesini etkilemiştir. Buna rağmen porselen inleyler, hiçbir zaman rutin uygulamaya girmemiştir. Zaman alıcı metodlar ve fabrikasyonun pahalı olması bunu engellemiştir. Ayrıca porselenin kırılkan yapısı nedeniyle porselen inleyler, tarihsel gelişimi boyunca, daha çok ön dişlerde uygulanmıştır. Günümüzde porselen teknolojisinde ulaşılan nokta, posterior dişlerde, Class I, II kavitelerde porselen inleylerin uygulanmasına olanak sağlamaktadır (Qualtrough ve ark., 1990).

### 1.3.2.Porselen İnleylerin Tarihsel Gelişimi

Porselen inleylerin tanıtılmasından sonra ilk eleştiriler porselenin fırınlama büzülmesine yönelik olmuştur. Bu dezavantajı gidermek için değişik yapım teknikleri önerilmiştir.

1886'da Land platin foili, direkt olarak inley kavitesine yerleştirmiş ve porseleni bunun üzerinde fırınlamıştır. Bu teknikte, büzülmenin kompanzasyonu için, ikinci kez fırınlamada porselen eklenmesi mümkün olmaktaydı (Qualtrough ve ark., 1990).



1900'lerde düşük büzülme gösteren porselenler elde edilmiştir ve porselenin oturma yüzeyine hidroflorik asit uygulanması tarif edilmiştir. Ancak, bu inleylerin kenar direncinin düşük olduğu gözlenmiştir.

1930'larda, birçok araştırmacı porselen inley yapımında kavite ölçüsü üzerinde kullanılan platinum foili elimine ederek, porseleni direkt rövetman model üzerinde pişirme yöntemleri geliştirdiler. Qualtrough ve arkadaşlarına göre (1990), Brill ve Vihmer, bu tip kolloidal palatinum kaplanmış bir refrakter model materyalini başarı ile kullandılar.

Qualtrough ve arkadaşlarına göre (1990), 1966'da Schultz ve arkadaşları porselen inleylerin Class V, IV, III kavitelere kullanılabileceğini, ancak okluzal streslere maruz kalan bölgelerde ve anormal çene ilişkileri varlığında kontrendike olduğunu söylemişlerdir. Bu yıllarda indirekt metod için polysülfid ölçü maddeleri kullanılmıştır. Porselen inleyi yapıştırırken de iç yüzeyine frezle oluklar açıp, silikofosfat siman kullanılması önerilmiştir. Bu yıllarda marjinal adaptasyon problemi varlığını sürdürmekteydi. Ancak, yine Qualtrough ve arkadaşlarına göre (1990), Christensen 1966'da değişik refraktör rövetman die'lar üzerinde direkt olarak pişirdiği porselen inleylerin mikroskobik ölçümler sonucu döküm-altın inleylerdekiyle aynı marjinal ve internal adaptasyona sahip olduğunu göstermiştir.

Brinker (1978), platinum matriks ve yeni ön fırınlamadan geçmiş, küçük parçacık boyutlu, homojen porselen tozu kullanmıştır. Bu teknikle



kısa ve düşük ısı (955°C) bir sinterlenme siklusu elde etmiştir. Bu tekniğin avantajı, hasta koltuktayken porselenin pişirilip denenebilmesidir.

Son yıllarda "Cerec", "Cad-Cam" adı altında tek seansta yapılan inleyler de geliştirilmiştir (Mörmann ve ark., 1989; Meerbeek ve ark., 1992; Nathanson ve ark., 1994; Sturdevant, 1995, pp, 252-254).

### 1.3.3.Porselen İnley Yapım Teknikleri

1980'lerde dental maddeler bilimindeki gelişmeler ile birlikte porselen inleyle olan ilgi yeniden canlanmıştır. Günümüzde birçok porselen inley yapım tekniği vardır. Bunlar;

- \*Platin yaprak yöntemi
- \*Refrakter die tekniği ile yapılan porselen inleyler
- \*Dökülebilir cam seramik inleyler
- \*Dökülebilir apatit seramik inleyler
- \*Tek seanslı bilgisayar yardımıyla yapılan seramik inleyler.

\* *Platin yaprak yöntemi*: Platin yaprak tekniği klasikleşmiş ve porselen inley yapımı için tercih edilmeyen bir yöntemdir. Araştırmacılar ve üreticiler, uygulaması kolay olmayan ve restorasyon kenarlarında hatalara yol açan bu tekniği kron içi porselen uygulamaları için terk etmişlerdir (Qualtrough ve ark., 1990).



**\*Refraktör Die Tekniği:** Porselen inley yapımında önceleri kullanılan platin foil tekniğinin birçok dezavantajı vardır. Foili modele tam olarak adapte etmek güçtür. İnleynin marjinal adaptasyonunda hatalar ortaya çıkmaktaydı. Ayrıca platin foilin deforme olma ihtimali de kuvvetliydi. Günümüzde fosfat veya silikat bağlı refraktör die materyalleri inley yapımında kullanılabilmektedir. Bu materyal ile elde edilen modellerin düzgün bir yüzeyleri vardır. Detayları çok iyi verirler ve kırılma dirençleri yüksektir (Hondrum, 1992).

Elastomerik bir ölçü maddesi ile prepare edilmiş diştten alınan ölçüden, yüksek kalitede die alçısıyla veya epoksirezinden bir ana model elde edilir. "Die" elde edildikten sonra, kavite kenarları hariç preparasyonun iç yüzeyine bir tabaka "die spacer" sürülür. Daha sonra refraktör model elde etmek için, ana modelden silikon veya vinil polysiloksan ölçü maddesiyle dublikasyon ölçüsü alınır. Refraktör die materyali dublikat ölçü içine dökülür ve sertleştikten sonra 1000<sup>0</sup>C'de fırınlanır. Böylece model sağlamlaştırılır ve porselenin yapısını bozacak gazlar elimine edilir. Daha sonra özel bir likit içinde doymuş hale gelene kadar bekletilir. Bu likit porselen kontraksiyonunu die'a doğru yönlendirir. Böylece porselenin en istenmeyen özelliği nötralize edilmiş olur.

Seçilen renkte ilk porselen uygulaması yapılır ve fırınlanır. Bazı durumlarda iç yüzeyde, interproksimalde veya oklüzal yüzeyde, porselenin marjinlere doğru büzülmesi için yarık açılabilir. İnleyi tamamlamak için 2 veya 3 aşamalı yapım tekniği önerilir. Artikülatörde oklüzal kontaklar kontrol edilir ve düzenlenir. İnterproksimal anatomi



dikkatle gözden geçirilmeli ve gerekli düzeltmeler yapılmalıdır. İnley kenarlarının refraktör modelde bitirilmesinden sonra glaze işlemine geçilir. Glaze'den sonra refraktör materyal dikkatle uzaklaştırılır ve kalıntılar akrilik taneciklerle kumlanır. Kumlama sırasında inley marjinlerinin deforme edilmemesi gerekir. İnley ana modele oturtulur. Aşırı sürtünmeden ve kırıklardan kaçınmak için iç yüzeyin genellikle yeniden aşındırılması gerekir. Kenar uyumu stereomikroskop altında gözlenebilir. Minor düzensizlikler elmas frezle aşındırılabilir.

En önemli aşamalardan biri inleyin iç yüzeyinin etch edilmesidir. Bu teknik en iyi hidroflorik asit ile uygulanır. Asidin konsantrasyonu ve etch süresi porselenin tipine göre değişir. Etching'in amacı simanın mikroretansiyonunu arttırmaktır. Porselen etching klinikte, inleyin hasta ağzında denenmesinden sonra da kolayca uygulanabilir.

**\*Dökülebilir Cam Seramik İnleyleyler:** Pişirilen porselenin estetik, doku uyumluluğu ve az su emilimi gibi üstün özellikleri vardır. Fakat, bunun yanında gevrek, kolay kırılır ve güç bir fabrikasyon tekniği vardır. Marjinal uyum, refraktör die materyali tekniği ile artmıştır, fakat bu teknik de zaman alıcı ve güçtür (Qualtrough ve ark., 1990).

Dökülebilir cam seramik materyali Dicor ( $\text{SiO}_2 \cdot \text{K}_2\text{O} \cdot \text{MgF}_2$ ), konvansiyonel porselenin birçok eksikliklerinin çözümü olarak geliştirilmiştir. Cam porselenden daha yumuşak bir inorganik materyaldir ve sertliği mineyle karşılaştırılabilir kadar yüksektir. Erimiş cam akıcıdır ve istenilen şekle mükemmel bir döküm hassasiyeti ile dökülebilir. Bu materyalde lost- wax tekniği uygulanır ve dökümleri



yapmak için fosfat bağılı özel bir rövetmana ihtiyaç vardır. Döküm işlemiyle cam-seramik materyal amorf yapısını korur. Dökümler daha sonra “Ceramming” adı verilen kontrollü ısı uygulaması (heat treatment) ile kısmen kristalin yapıya çevrilirler. Ceramming esnasında nükleasyon ve mica tipi kristallerin büyümesi oluşur. Restorasyonun rengi, boya olmayan bir eksternal renklendirme materyali ile yapılır. Bu materyal porselene karıştırılmış bir renklendirici karışımıdır. Her renk tabakası birbirinden bağımsız olarak restorasyona uygulanıp fırınlanır. Böylece daha kalıcı ve abrazyona dayanıklı bir renk sistemi oluşur. Seramikler, daha sonra ammonium biflorid ile etch edilirler (Cavel ve Kelsey, 1988).

#### •Dicor İnleylerin Avantajları

1- Mica- tip kristaller, fraktürleri mikroskobik seviyeye yönlendirirler ve sonuçta konvansiyonel porselenin yaklaşık 2 misli esneme direncine sahip yapı ortaya çıkar.

2- Mineye yakın termal ekspansiyon ve termal geçirgenliği, rezinlerden daha iyi diş dokusuna adaptasyonu sağlar ve metalik restorasyonlardan daha az ısıyı alttaki diş yapısına iletirler.

3- Mineye yakın abrazyon direnci sayesinde, ne restorasyon ne de karşıt diş yapısı aşınmaz.

4- Mineye eş radyodensitesi sayesinde, çürük teşhisi ve restorasyonun uyumunu belirlemek kolaydır.

5- Eğer bir porselen glazing fırını varsa, dental ofiste daha basit renklendirme işlemi, “eksternal-shading” sistem ile gerçekleştirilebilir.



6- Konturlar kolayca elmas frezlerle düzeltilebilir ve abraziv lastiklerle parlatılabilir. Reglazing gereken porselenlere göre bir üstünlüktür.

7- Biyolojik uyumlu bir materyaldir. Periodontal dokulara kusursuz uyumu vardır.

8- Altın veya metal alaşımlarıyla elde edilen hassas dökümler bu teknikle gerçekleştirilebilir. Bu sayede daha iyi marjinal uyum sağlanır ve kenar uyumu bilinen porselenlerden daha iyidir (Cavel ve Kelsey, 1988; Qualtrough ve ark., 1990).

**\*Dökülebilir Apatit Seramik İnleyler:** Doğal dişin yapısı, hidroksiapatit mikrokristallerinden oluşmuştur. Hidroksiapatit, kalsiyum fosfat ve hidroksil grubundan meydana gelir. Kimyasal formülü  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$  dir. Doğal diş minesi hidroksiapatit kristallerinden oluştuğu için, apatit kaybedilen diş yapısını restore etmek için ideal bir materyaldir. Diş hekimliğinde 1970' lerde uygulanmaya başlayan hidroksiapatit, bugün özellikle implantlarda kullanılır. Apatit eridiğinde akmadığı için hidroksiapatit implantlar, apatit tozunun birleştirilmesiyle yapılır. Füzyon metodu inley yapımı için uygun bir yöntem değildir. Çünkü beyazdır, translusentliği yoktur ve restorasyon için çok pörözlü bir yapısı vardır (Hobo ve Iwata, 1985).

Ana model üzerinde inleyin mum modelajı yapıp, fosfat bağlı revetmana alınır ve apatit seramik dökümü yapılır. Kristalizasyondan sonra, rövetman artıkları alüminum oksitle kumlanarak giderilir. İnley ana modele oturtulur. Restorasyonun boyanması, eksternal olarak gerçekleştirilir.



***\*Tek Seanslı Bilgisayar Yardımıyla Yapılan Seramik İnleyler:***

Porselen inley ve onleylerin elektronik olarak tasarımı ve şekillendirilmesi amacıyla, birkaç çeşit bilgisayar yardımcı tasarım ve bilgisayar yardımcı üretim sistemi geliştirilmiştir (computer-aided design, computer aided manufacturing, CAD/CAM). CAD/CAM sistemi olarak adlandırılan bu sistem yardımıyla ölçü almaksızın, laboratuvar safhası elimine edilerek ve geçici restorasyonlara gerek duymadan tek seansta birçok tipte seramik restorasyonun yapımı mümkündür (Mörmann ve ark., 1989; Nathanson ve ark., 1994; Sturdevant, 1995, pp. 252-254).

Bu tekniği uygulayan, üç değişik sistem tanımlanmaktadır;

- *Fransız Sistemi:* Sistemin adı Duret' tir ve 1971'den beri üzerinde çalışılmaktadır. Projeyi Hernson International şirketi desteklemektedir.

- *İsviçre Sistemi:* 1980'de Mörmann ve Brandestini tarafından çalışmaları başlatılmıştır. Zürih ve Brains Üniversitelerinde araştırmalar yürütülmektedir (Cerec Sistemi).

- *Minnesota Sistemi:* Amerikan Ulusal Dental Araştırma Enstitüsü ve Minnesota Üniversitesi araştırmayı desteklemektedir.

Her üç grubun da biraz farklı yaklaşımı vardır. Fakat her üçünün de ortak amacı, dental protezlerin yapımında otomatik mühendislik uygulamalarını kullanmaktır.

İsviçre sistemine göre tasarlanan, Siemens firması tarafından üretilen CEREC CAD/CAM sistemi, Avrupa'da diş hekimleri tarafından porselen inley ve onley yapımında kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistem restorasyonun tasarımını elektronik olarak yapmakta ve tasarlanan



restorasyonu porselen bir bloktan milleyerek oluşturmaktadır (Mörmann ve ark., 1989).

Üç boyutlu bir video kamera, elektronik görüntü oluşturunca, hafıza ünitesi ve bilgisayar içeren sistem minyatür bir "Milling" makinasına bağlantılıdır.

Kavite hazırlandıktan hemen sonra restorasyonun yapımına geçilebilir. Bu aşama genellikle optik ölçüm safhası olarak ifade edilir. Bu işlem okluzal yüzey üzerinde 1 cm. genişlikte merceği olan küçük video kamera ile gerçekleştirilir. Genellikle prepare edilmiş olan diş yüzeyleri bilgisayar ekranına uygun bir görüntü elde etmek için yeterli bir yansıma sağlayamazlar. Bu nedenle preparasyon bölgesi ve çevre diş dokuları, uygun bir ışık yansıtıcı ajan ile çok ince bir tabaka halinde kaplanmalıdır. Diş üzerine yerleştirilen kameranın açısı oklüzalden bakıldığında tüm kavite duvarlarını görüntüleyecek şekilde olmalıdır. Optik oryantasyon sağlandığı an ekrandaki görüntü dondurulur. Bu optik ölçü üzerinden üç boyutlu inley ve onley yapı geliştirilebilir (Nathanson ve ark., 1994).

Düşünülen restorasyon şekli ekranda tespit edilen sabit görüntü üzerinde tasarlanır. Seramik restorasyonun sınırlarını veya limitlerini belirlemek için hareketli bir işaretleyici kullanılır. İşaretleyicinin ilk pozisyonu bukkal veya lingual duvarın karşısındaki gingival marjinin kenarına fıkse edilir. İşaretleyici (cursor) bu doğrultuda iç kenar boyunca aralıklı olarak hareket ettirilir. Verilen bir komutla bilgisayar belirlenen noktalar arasında doğru çizgiler çizer. Daha sonra gingival marjinler de aynı şekilde belirlenir. Tüm bu işlem bilgisayar tarafından otomatik olarak gerçekleştirilir ve işlem ekrandan izlenir (Nathanson ve ark., 1994).



Bu aşamada düşünülen restorasyonun elektronik olarak tasarımı yapılmış olur. Daha sonra verilen bir komutla bilgisayar, yapılacak olan inley veya onleynin üç boyutlu bir modelini ortaya çıkarır. Elektronik olarak tasarımı yapılan restorasyon, otomatik olarak hafızaya alınır. Aygıt şimdi restorasyonu blok bir porselenden keserek işlemeye hazırdır.

Farklı boyut ve renkteki bir seri seramik blok arasından uygun olanı seçilir . Bu blokların yapımında iki ana tip seramik materyali kullanılır. Birincisi bilinen kuartz içeren feldspatik porselenlerdir. İkincisi de dökülebilir Dicor seramiklerdir.

Porselen blok milling aygıtına yerleştirilir ve 4-6 dakika sürecek milling işlemi başlar. Su soğutmalı olan makinede, elmas kaplı disk ile porselen bloğa şekil verilir. Milling işleminin tamamlanmasından sonra, inley diş üzerine oturtulmaya hazır haldedir (Nathanson ve ark., 1994).

#### **1.4.Metal, Kompozit ve Porselen İnley Tekniklerinin Karşılaştırılması**

Kompozit ve porselen inleylerin, posterior kompozit restorasyonlar, altın inley ve amalgam restorasyonlardan belirgin üstünlükleri vardır. Restorasyon için iki seans gerekmesi ve maliyetin artması, estetik inley sistemlerinin dezavantajı olarak değerlendirilebilir. Ancak anlatılan sistemler arasında, tek seansta uygulanabilen kompozit inley ve yine tek seansta bilgisayar yardımlı porselen inley gibi alternatifler de vardır. Bunun yanında üstün bir restorasyona ulaşmak amacıyla, gelişmiş



materyalleri ve teknikleri kullanmak, kaçınılmaz olarak maliyeti arttıracaktır. Diş hekimi, kullanacağı yöntemi ve materyali seçerken birçok faktörü göz önünde bulundurmalıdır. Bu bakımdan metal inley, kompozit inley ve porselen inley tekniklerini özellikleri açısından karşılaştırmakta fayda vardır.

#### **1.4.1.Estetik:**

Porselen, kompozitlere oranla daha estetikdir. Estetik özellik olarak porseleni sadece minenin kendisi geçer. Ancak her yönüyle geliştirilen kompozit rezinlerin, günümüzde renk çeşitleri artmıştır ve setlere dahil edilen boyalar ile mükemmel estetik sonuçlar verebilmektedirler. Metal inleylerde altın kullanımı amalgam restorasyonlara göre daha başarılı bulunmaktadır.

#### **1.4.2.Kırılma Dirençleri:**

Kompozitlerin kırılmaya karşı olan dirençleri porselenden daha yüksektir. İnleynin ağızda denenmesi sırasında porselen kırılabilir. Fakat yapıştırıldıktan sonra porselen çok sağlam bir yapı kazanmaktadır. Dökülebilir seramiklerin esneme direnci bilinen porselenin iki mislidir. Altın inleynin de kırılma direnci oldukça fazladır.

#### **1.4.3.Aşınma Dirençleri:**

Porselenin aşınma direnci kompozitlerden çok fazladır. Fakat bu kez de karşıt dişin aşınması sorunu ortaya çıkmaktadır. Çünkü, porselen mine



dokusundan daha serttir. Dökülebilir cam ve apatit seramikler, sertlik açısından mineye eşdeğer olduklarından, mineyi aşındırmazlar ve kendileride aşınmaz. Bu özellikleriyle konvansiyonel porselenden ve kompozitlerden üstündürler. Porselenin mineyi aşındırması yüzey glaze'i ile yakından ilgilidir. Çok iyi glazelenmiş porselen inley minede daha az hasara yol açar.

#### **1.4.4.Marjinal Uyum:**

Simantasyon yöntemleri benzer olduğu için, sistemlerin marjinal uyumları başlangıçta aynıdır ve çok üstündür. Ancak, kompozitlerin ve diş dokusunun termal ekspansiyonlarındaki farklılık nedeniyle, kompozit inleylerde marjinal uyum bozulmaktadır. Oysa ki porselenin ve dökülebilir seramiklerin termal genişmesi mineye eşdeğerdir.

#### **1.4.5.Biyolojik Uyum:**

Porselen ağız ortamı içinde çok uygun bir materyaldir. Kimyasal olarak inertsiz ve no-toksiktir. Sıvı absorpsiyonu yoktur. Dokular tarafından çok iyi tolere edilir. Bu özellikleriyle kompozitlerden ve metallerden üstündür.

#### **1.4.6.Yapım İşlemleri:**

Porselen inleylerin fabrikasyonu zaman alıcı ve güçtür. Teknikler büyük hassasiyeti gerektirir. Oysa istenilen nitelikte bir kompozit inley



yapmak hem daha kolay, hem de daha az risklidir. Metal inleynin de laboratuvar işlemleri oldukça uzundur

#### **1.4.7.Yüzey Parlaklığı:**

Simantasyon sonrası yapılan oklüzal düzenlemeler inleylerin polisajının bozulmasına yol açar. Kompozitlerin yeniden parlatılması, porselenden daha kolaydır. Kompozit inleyler ince pomza ve kalay oksit ile kolayca parlatılırlar. Ancak geliştirilen polisaj patları ve lastiklerle porselen de iyi bir yüzey parlaklığına ulaşmak mümkündür.

#### **1.4.8.Maliyet:**

Kompozitler, porselen, metal ve diğer seramik inley sistemlerine göre çok ekonomiktirler. Porselen hem materyal olarak pahalıdır, hem de pahalı cihazlara ihtiyaç vardır. Apatit seramikler ancak çok iyi donanmış laboratuvarlarda yapılabilirler. Cerec sistemindeki optik cihaz, bilgisayar ve milling aleti çok pahalıdır.

### **1.5.Restorasyonun Tasarımına Bağlı Olarak Fonksiyonel Kuvvetler Karşısındaki Durum ve Mekanikteki Bazı Temel Kavramlar**

Çiğneme fonksiyonu sırasında dişler ve restorasyonlar üzerinde kompleks gerilimler oluşur. En basit tanımlama ile *gerilim(stress)*; bir dış kuvvete karşı direnç gösteren kütlenin birim alanına uygulanan kuvvettir.



Katı bir madde üzerine eksternal bir kuvvet uygulandığı zaman, katı maddede bu kuvvete karşı aynı şiddette fakat ters yönde bir reaksiyon kuvveti doğmaktadır. Bu eksternal kuvvete *yük* adı verilmektedir. Katı madde içerisinde çeşitli alanlara bölünen internal kuvvetlere ise *sonuç stresler* denir. Stres'in olduğu yerde deformasyon veya strain her zaman mevcuttur. Birim boyut başına meydana gelen uzunluk değişimine *strain* denir. Çekme, makaslama ve basma stresleri boyutsal değişikliğe sebebiyet verebilir. Strain; elastik, plastik veya her ikisini de içeren deformasyon tarzında olabilir. Elastik gerilmede stres ortadan kalktıktan sonra atomlar yine eski yerlerine dönmektedirler. Plastik gerilmede ise stres kalkmasına rağmen atomların materyal içerisinde tekrar eski yerlerine dönmesine imkan yoktur.

Stres; yönü ve şiddetine göre tanımlanmaktadır. Yönlerine göre stresleri üçe ayırabiliriz:

*Çekme stresi ( Tensile stress)*: Bir maddeyi uzatmak veya germek isteyen yüke karşı oluşan kuvvettir. Her zaman çekme straini ile birlikte oluşur. Çekme streslerinin oluşumu esnasında aynı hat üzerinde iki kuvvet zıt yönlerde etkilemektedir.

*Baskı stresi ( Compressive stress)*: Bir kütlenin kendini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir yüke maruz kaldığı zaman, bu yüke karşı oluşan internal kuvvetlere verilen isimdir. Baskı stresi her zaman baskı straini ile birlikte görülür. Burda kuvvetler aynı hat üzerinde birbirlerine doğru uygulanmaktadır.



*Makaslama stresi (Shear stress):* Çevirme hareketine veya bir kütleyi diğerinin üzerinde kaydırmaya karşı oluşan strese makaslama veya kayma stresi adı verilir. Kayma stresi kuvvetlerin maddenin yüzeyine paralel ve zıt yönde uygulanması ile oluşur.

*Kompleks stresler:* Herhangi bir kütleye tek tip bir stres uygulamak son derece zordur. Pratik şartlarda yapıda bir tip stresin baskın olmasına rağmen diğer iki tip streste daima mevcut olmaktadır.

Bu streslerin varlığı; diğer restorasyonlarda olduğu gibi, inleylerin de mekanik kuvvetlere karşı dirençlerinin incelenmesi gerekliliğini ortaya koyar. Elastik bölgede cisim üzerindeki birim şekil değiştirmeler ile gerilmeler arasında doğrusal bir ilişki vardır ve *Hooke Kanunu* olarak ifade edilir. Kanun, belirli gerilme sınırlarını aşmamak şartı ile cisimlerin davranışlarını yani gerilme ile sonucunda oluşan şekil değişikliğini doğrusal olarak ifade eder. *Elastisite* ise, gerilmeler etkisinde kalan bir cismin bu gerilmeler ortadan kalktığı zaman başlangıçtaki şekline dönebilme olayıdır ve böyle cisimler *elastik* olarak isimlendirilir. Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda birim şekil değiştirme ile gerilme arasındaki doğrusal ilişkinin sabitine *elastisite (young) modülü* denir. Gerilimin gerilmeye oranı olan elastisite modülü, cisimlerin şekil değiştirmeye direncinin bir ölçüsü olup bir malzeme özelliğidir. Elastisite modülünün birimi; Mpa olup birim alana gelen kuvveti ifade eder. *Poisson oranı:* yan yöndeki birim deformasyonun, dikey yöndeki birim deformasyona olan oranıdır. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin incilmesi örneğinde olduğu gibi, bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan bir cisim, diğer yönde de şekil değişikliği



gösterir. Bütün malzemeler için “0” ile “0.5” arasında değişen ve Fransız matematikçisi Poisson tarafından teorik olarak “0.25” olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir ( Zaimoğlu ve ark., 1993).

Bir cisim üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri görmek ve o cismin amaca uygun ideal şeklini saptayabilmek için pekçok alanda stres analiz yöntemleri kullanılır. Dişhekimliğinde de, kullanılan materyalin cinsinin ve kuvvet iletimi açısından uygun restorasyon tipinin belirlenmesinde çeşitli stres analiz yöntemleri sıklıkla kullanılmaktadır.

## **1.6.Dişhekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri**

### **1.6.1.Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analizi**

Bu yöntemde analizi yapılacak olan model üzerine homojen kalınlıkta olacak şekilde özel bir vernik sürülür ve model fırınlanır. Daha sonra model yükleme işlemine tabi tutulur ve sonucunda kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerde oluşan çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir. Genellikle uçak sanayinde olduğu gibi büyük modellerin analizinde kullanılır (Craig, 1989).

### **1.6.2.Gerilim Ölçerler Kullanılarak Yapılan Kuvvet Analizi**

Gerilim ölçerler (strain gauge); yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan



aygıtlardır. Mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip olan şekilleri mevcuttur (Craig, 1989).

### **1.6.3.Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi**

Bütün model üzerindeki iç baskıların doğrudan gözlenebilmesi avantajı olan bu yöntem; karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Bazı ortamların kuvvet altında çift kırıcılık göstermesi ve ışığın polarizasyonu ilkelerine dayanan yöntem için, araştırılacak konunun fotoelastik maddeden üç boyutlu modeli hazırlanır. Bu model özel şartlarda yüklenip, oluşan kuvvetler tespit edilir. Kesitler alınıp, polariskopta incelendikten sonra fotoğrafları çekilir. Bu yöntemin iki boyutlu uygulaması da söz konusudur (Ulusoy ve Aydın, 1988).

### **1.6.4.Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi**

Bu yöntem, bir kuvvet karşısında materyalin içerisinde oluşan moleküler düzeydeki ısı değişikliklerinin ölçülmesi olarak tanımlanabilir. Dolayısıyla homojen materyallere uygulanan kuvvet yüklemelerinde oluşan streslerin toplamı ile orantılı olarak ortaya çıkan ısı değişiklikleri, materyal üzerinde yoğunlaşan belirli noktalarda incelenebilir (Ünsal, 1994).



### 1.6.5.Radiotelemetri

Bu metod, birleşik bir hardware ve software yardımı ile herhangi bir materyalle bağlantısı olmadan dataların transferi üzerine kurulan bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, materyal üzerine yapışan gerilimölçerler, gerilimölçer amplifieri, anten ve bir data kaydedici mevcuttur. Gerilim ölçerler üzerinde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radiotelemetrenin frekansını ayarlamakta ve etkilemektedir (Ünsal, 1994).

### 1.6.6.Halografi

Halografi tekniğinde interferometre denilen aletten yararlanılır. Bu alet cisimler üzerindeki mesafe ve yer değiştirme miktarını çıkardığı iki laser ışın demeti ile ölçer. Işın verilmesi esnasında obje hareket ettirildiğinde holografik görüntüde şekillenen saçakların değerlendirilmesi ile sonuç bulunur (Ulusoy ve Aydın, 1988).

### 1.6.7.Matematiksel Kuvvet Analiz Yöntemi

*Sonlu Elemanlar Stres Analiz yöntemi ( Finite element method-FEM)* olarak bilinen bu yöntem; sayısal bir inceleme yöntemi olup, bununla kuvvetlerin tüm bileşenleri "x" , "y" ve "z" eksenlerine göre belirlenebilir. Bu yöntem en çok endüstriyel amaçlarla ve mühendislik bilimlerinde kullanılır. Ancak, biomekanik ile ilgilenen araştırmacıların ilgisini çekmesi sonucunda tıp ve dişhekimliği alanında da sıkça kullanılmaya başlanmıştır. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi



kullanılarak incelenen yapının özelliğine göre iki veya üç boyutlu olarak analizleri yapılabilir. Bu yapılar, eleman adı verilen belirli sayıda geometrik şekillere bölünür ve bu parçalar birbirine tanımlanan düğüm noktalarından ( node, joint ) bağlanırlar. Böylece alan değişkeninin bu düğüm noktaları arasındaki değişimi yazılır. Mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak, kuvvet dağılımının daha duyarlı olabilmesi açısından önemlidir. Çözümlenen değişken; basınç, sıcaklık, yer değiştirme, gerilme veya benzeri bir fiziksel olay olabilir. Daha sonra, her bir eleman için gerek doğrudan doğruya, gerekse varyasyonel hesap yöntemleriyle çıkartılan eleman özellikleri genellikle bir eleman rijitlik matriksi şeklinde ifade edilir. Yapıyı oluşturan malzemelerin Young modülüsü ve Poisson oranları verilerek analiz sırasında yapıların fiziksel tepkimeleri vermesi sağlanır (Tanne ve ark., 1987; Ulusoy ve Aydın, 1988; Hunter ve ark., 1989; Eskitaşcıoğlu, 1991; Darendeliler ve ark., 1992).

Bu işlemleri takiben, her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler bir bütün sistem için genelleştirilir ve bir denklem dizisi (assembly) haline getirilir. Bu aşamada sınır koşulları belirlenir. Bütün bu veriler, liste şeklindeki serbest formatta bir metin yazım programı kullanılarak hazırlanır ve analize sunulur. Son aşama olarak ise; alan değişkenin düğüm noktalarındaki değerleri, denklem takımının çözülmesi ile elde edilir. Bu aşama özellikle genel amaçlı bilgisayar kodlarında çözüm bulmaya yöneliktir. Bu yöntem; kişisel bilgisayarlarda da kullanılabilen geliştirilmiş “Structural Analysis Programı (SAP)” çalıştırılarak uygulanır. ANSI Fortran- 77 Substed ile hazırlanan “SAP 90”; MS-DOS işletim sistemi altında kullanılabilen, minimum 640 K hafıza ve 30 MB hard



diske sahip bilgisayarlarda yaklaşık 4000 nokta veya 8000 denklemlilik problemlerin çözümünü sağlayan bir programdır. İlk olarak 1970'de Wilson tarafından SAP adı altında yayınlanan program, 1972 ve 1974 yıllarında geliştirilmiş ancak son yıllardaki gelişmeler ile analiz detayları arttırılmıştır. Elde edilen sonuçların değerlendirilmesi ve gerekli ise ek analizlerin yapılması da bu aşamada gerçekleştirilir (Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru, 1995).

Bu yöntemin dentoalveolar yapı gibi karmaşık ve düzensiz modellere bile uygulanabilir olması, dişhekimliği alanında da kullanımı için önemli bir avantajdır. Yöntemin dişhekimliğinde ilk kullanımı, 1969 yılında Ledley ve Huang'ın matematiksel bir diş modeli oluşturmasıyla gerçekleşmiştir. Yöntemin, bugünkü anlamıyla dişhekimliğinde kullanımı ise 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarının yaptıkları araştırmalar ile başlamıştır (Eskitaşcıoğlu, 1991). Günümüze kadar bu metod kullanılarak endodontiden kron-köprü çalışmalarına, bölümlü protezlerden anatomik incelemelere kadar pek çok araştırma yapılmıştır (Meroueh ve ark., 1987; Rieger, 1988; Yuaso ve ark., 1990; Koriöth ve ark., 1992; Kamposiora ve ark., 1994; Sato ve ark., 1995; Spears, 1997). Yapılan bu çalışmaların hepsi yöntemin iki boyutlu analizi ya da pseudo üç boyutlu analizi ile gerçekleştirilmiştir. Gerçek anlamda üç boyutlu çalışmalar sıklıkla ortodonti alanında kullanılmaktadır. Ayrıca bu yöntem, elde edilen modellerin canlı dokuların kopyalanması konusundaki doğruluğu ve uyumu açısından da son derece önemlidir. Dolayısıyla, canlı dokuların davranışlarının incelenmesinde avantajları nedeniyle diğer stres analiz yöntemlerine nazaran tercih edilen bir stres analiz yöntemidir. Ancak bugüne kadar yapılan çalışmaların tümü matematiksel bir diş modeli



oluşturulmasıyla ve iki boyutlu olarak gerçekleştirilmiş, doğal dişin modellendirilmesi ile yapılan u boyutlu stres analiz çalışmalarına literatürde rastlanılamamıştır.

Bu çalışmanın amacı; metal, kompozit ve porselen inleylerin dişte oluşturduğu streslerin u boyutlu olarak sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmesidir.



## 2.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda alt ikinci molar dişi üzerinde, biri restorasyonsuz olmak üzere dört farklı durumu ifade eden gerçek matematiksel modeller hazırlanarak üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır. ANSI Fortran-77 Substed ile hazırlanan ve MS-DOS temeline dayanan bilgisayar sistemlerinde kullanılabilen 'SAP 90' programı sayesinde statik ve dinamik stres analizi yapılabilmektedir. Analizin yapılabilmesi için öncelikle incelenecek yapının iki veya üç boyutlu, gerçek boyut ve doğru orantılarda geometrik modelinin oluşturulması gerekmektedir. Matematiksel model oluşturulurken, boyutları mümkün olduğu kadar birbirine yakın dikdörtgen ve üçgen geometrik alanlar kullanılır ve bunlara eleman (element) adı verilir. Her elemanın üç boyutlu koordinatlar sistemi içerisinde yerini belirleyecek olan köşeleri ise nokta (joint) olarak ifade edilir. Daha sonra her nokta ve eleman numaralandırılır. Elemanlar üç boyutlu çerçeve (frame), prizmatik veya prizmatik olmayan üç boyutlu kabuk (shell), iki boyutlu asolid ve üç boyutlu solid türlerinde olabilir.

### 2.1.İnley Kavitesinin ve Matematiksel Modelin Hazırlanması:

Çalışmamızda, yeni çekilmiş çürüksüz alt 7 numaralı diş kullanıldı. İnley kavitesi, aereöre takılan elmas frezler (837/012-8ML, 856/014-10ML, 837/014-8MLX, Diatech, Swiss.) ile sınırları minede olacak şekilde, mesio-okluzo-distal (MOD) Class II olarak hazırlandı. Kavitenin okluzal genişliği, tüberküller arası mesafenin 1/3'i, aproksimal bölgedeki genişlik ise facio-lingual mesafenin 1/3'i olacak şekilde hazırlandı.

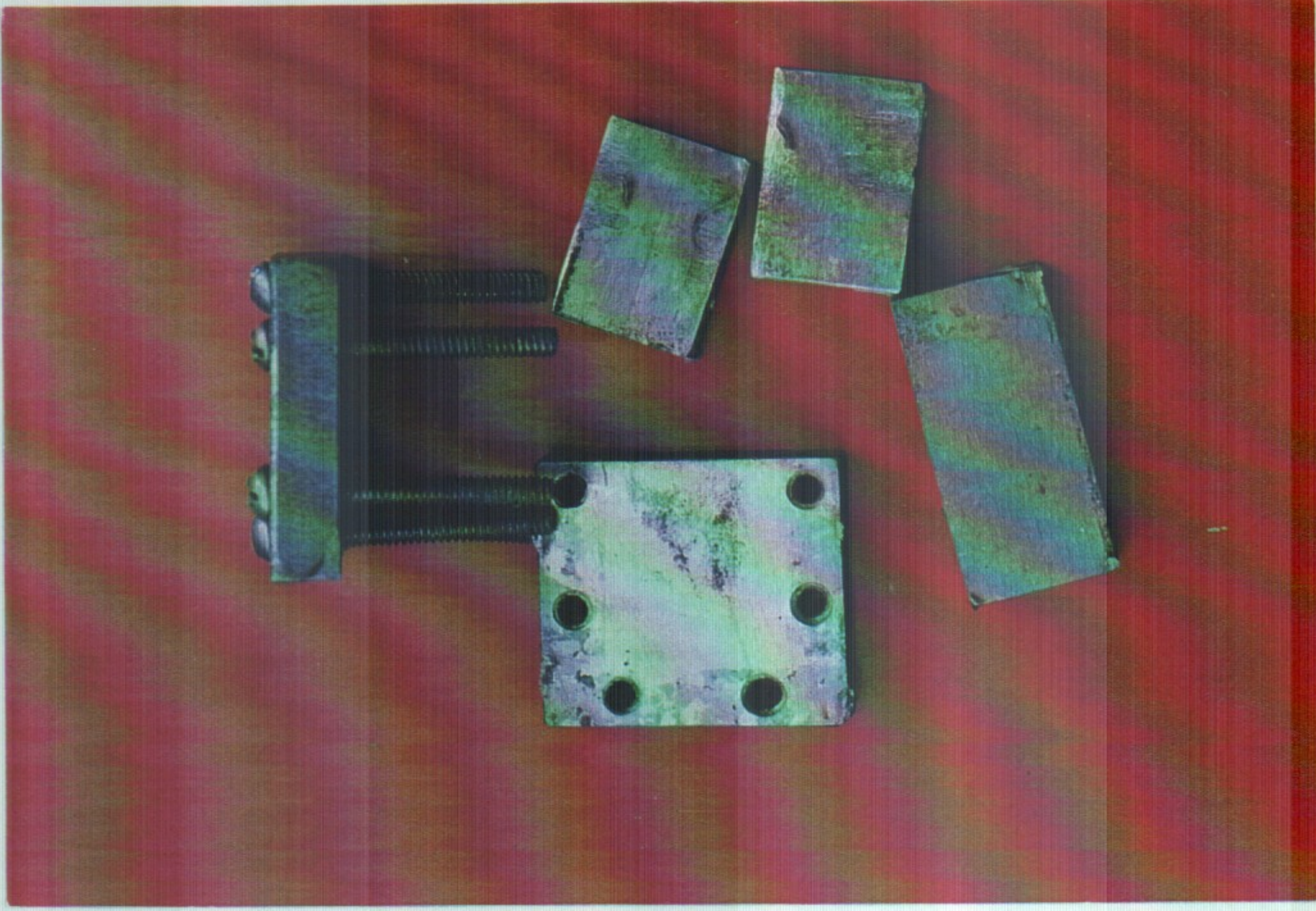


Okluzal derinliği 2 mm olacak şekilde hazırlanan kavite, mine-sement sınırının 1 mm üzerinde bitirildi. Kavitenin mine kenarlarına bizotaj uygulanmadı. Kavite hazırlanırken taban ve yan duvarlar arasındaki açı  $5-10^0$  arttırılarak tabandan okluzale doğru genişler tarzda hazırlandı ve kavite içinde bulunan köşeler yuvarlatıldı. Hazırlanan inley kavitesine direkt metodla kompozit inley yapıldı. Daha sonra örnek diş önceden hazırlanmış metal kalıp içinde akriliğe gömülerek bir blok elde edildi (Resim 2.1, 2.2). Akrilik blok üzerinde mine-sement sınırına kadar 0.5 mm., mine-sement sınırından sonra apekslere kadar 1 mm. kalınlıklarda işaretlemeler yapılmak suretiyle kesitler alınıp fotoğraflandı (Resim 2.3, 2.4, 2.5, 2.6). Kesitlerden elde edilen fotoğraflar x4 büyütme ile renkli fotokopi makinasında büyütülerek makro bir görünüm elde edildi. Bu büyütülmüş fotoğraflar milimetrik aydıneger kağıtlara geçirildi. Bu şekilde 21 adet kesit fotoğrafı elde edilmiş oldu.

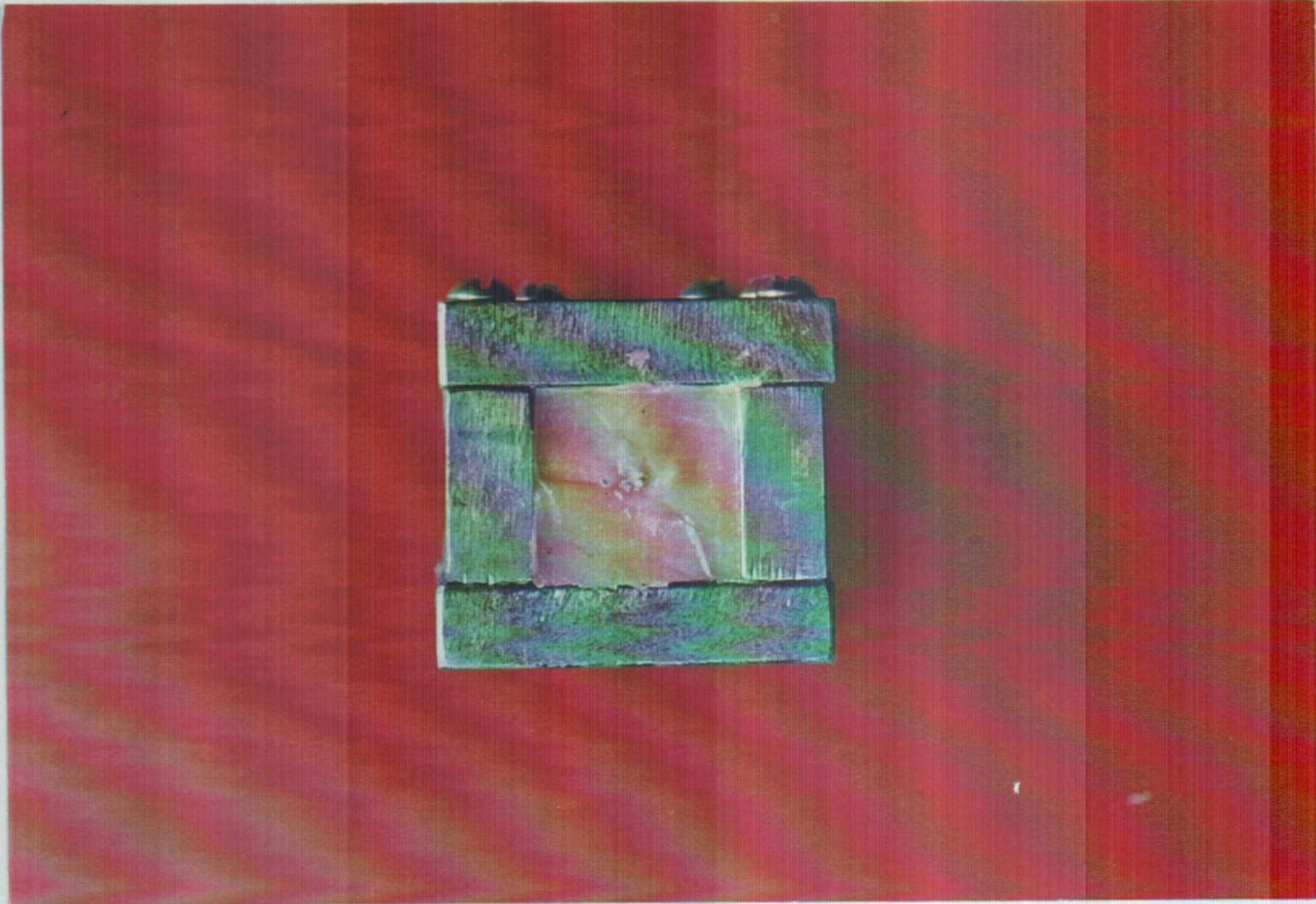
Aydıneger kağıt üzerinde her dilim ve dilimdeki kesitin orijinininden geçecek şekilde x,y koordinat düzlemi çizildi. Her kesitte yer alan görüntünün sınırlarını ve farklı yapıları belli edecek ( mine, dentin, kavite, pulpa gibi) sayıda nokta ( joint) işaretlenip, okluzalden başlayıp apekse doğru numarandırıldı. Daha sonra her noktanın x ve y koordinat düzlemindeki değerleri tek tek ölçülerek kaydedildi. Üçüncü boyut olarak kullanılan z değeri ise, her dilim için o dilimin kalınlığı ( milimetre olarak) kadar girildi. Elde edilen noktaların sınırladığı elemanlar ise, okluzalin en tepesindeki dilimden başlayarak köklere doğru ikişer dilim olmak kaydıyla (üst dilim ile bir alttaki dilim) dörtgen ve üçgen prizmalar görünümünde elemanlar oluşturuldu. Bu şekilde toplam 951 nokta ve bu



noktaların sınırladığı 799 elemandan oluşan matematiksel model elde edildi (Resim 2.7). ||

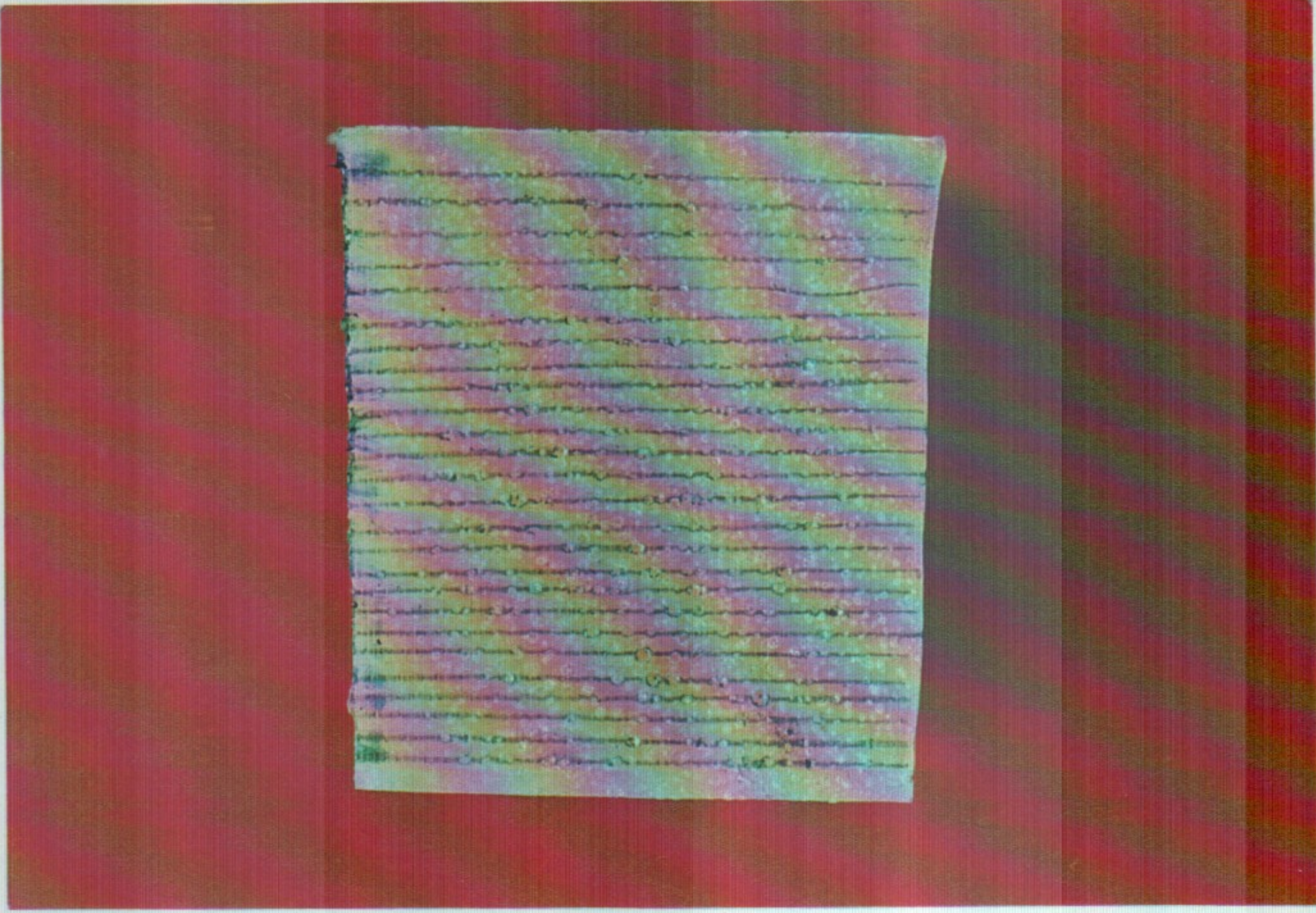


**Resim 2.1;** Deneyde kullanılan metal kalıp

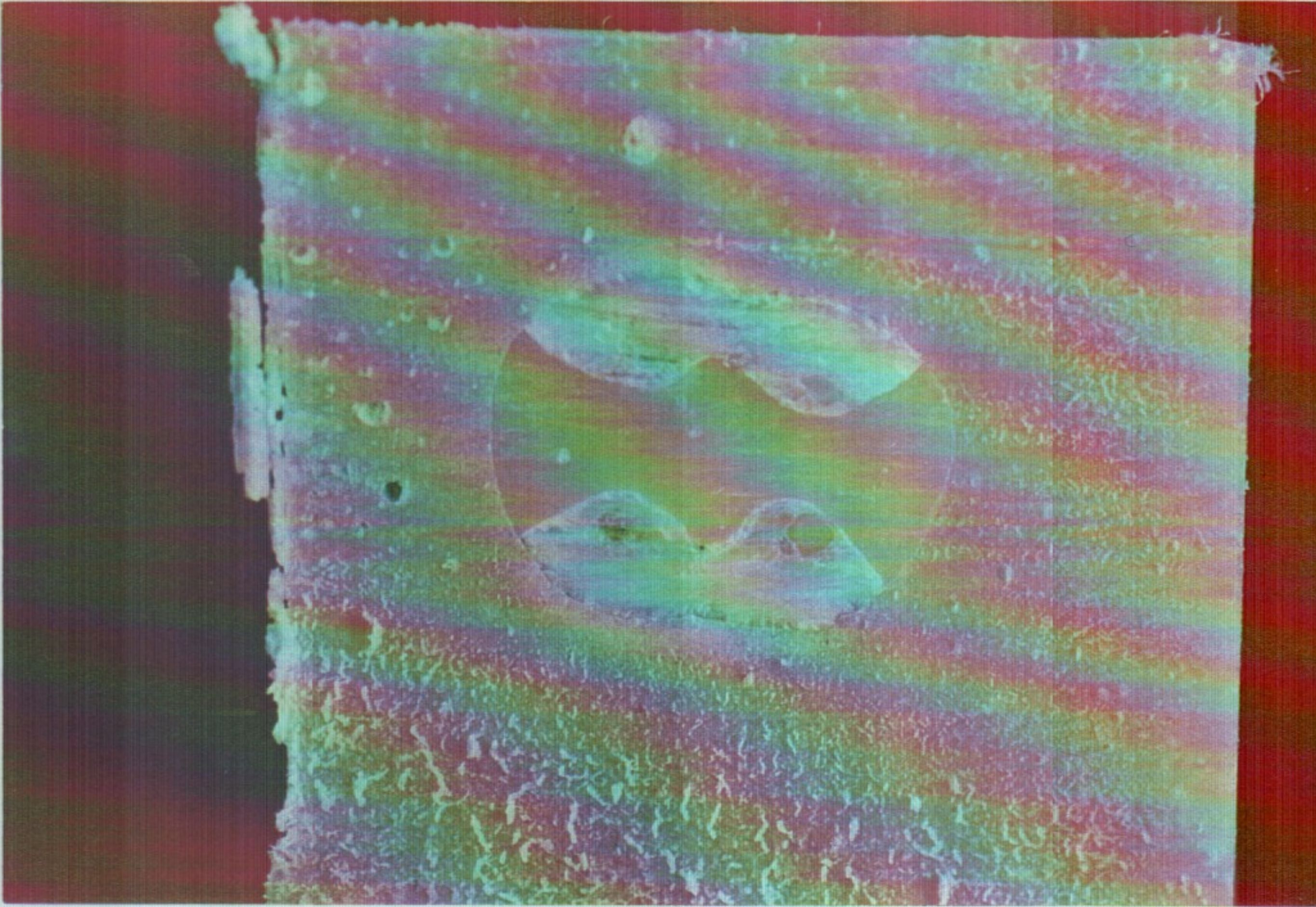


**Resim 2.2;** Metal kalıba dişin akrilikle gömülmüş şekli



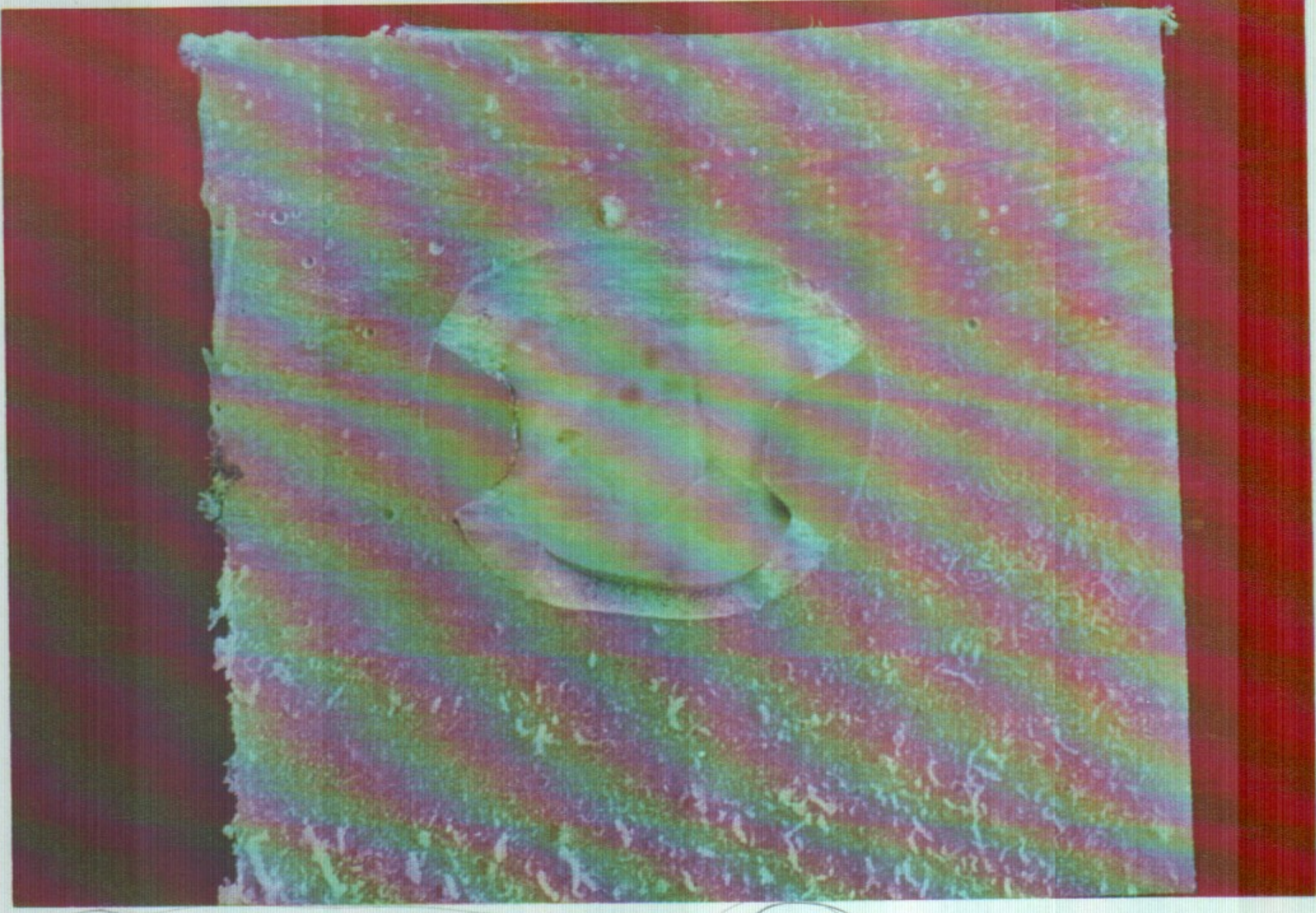


**Resim 2.3;** Milimetrik olarak işaretlenmiş akrilik blok

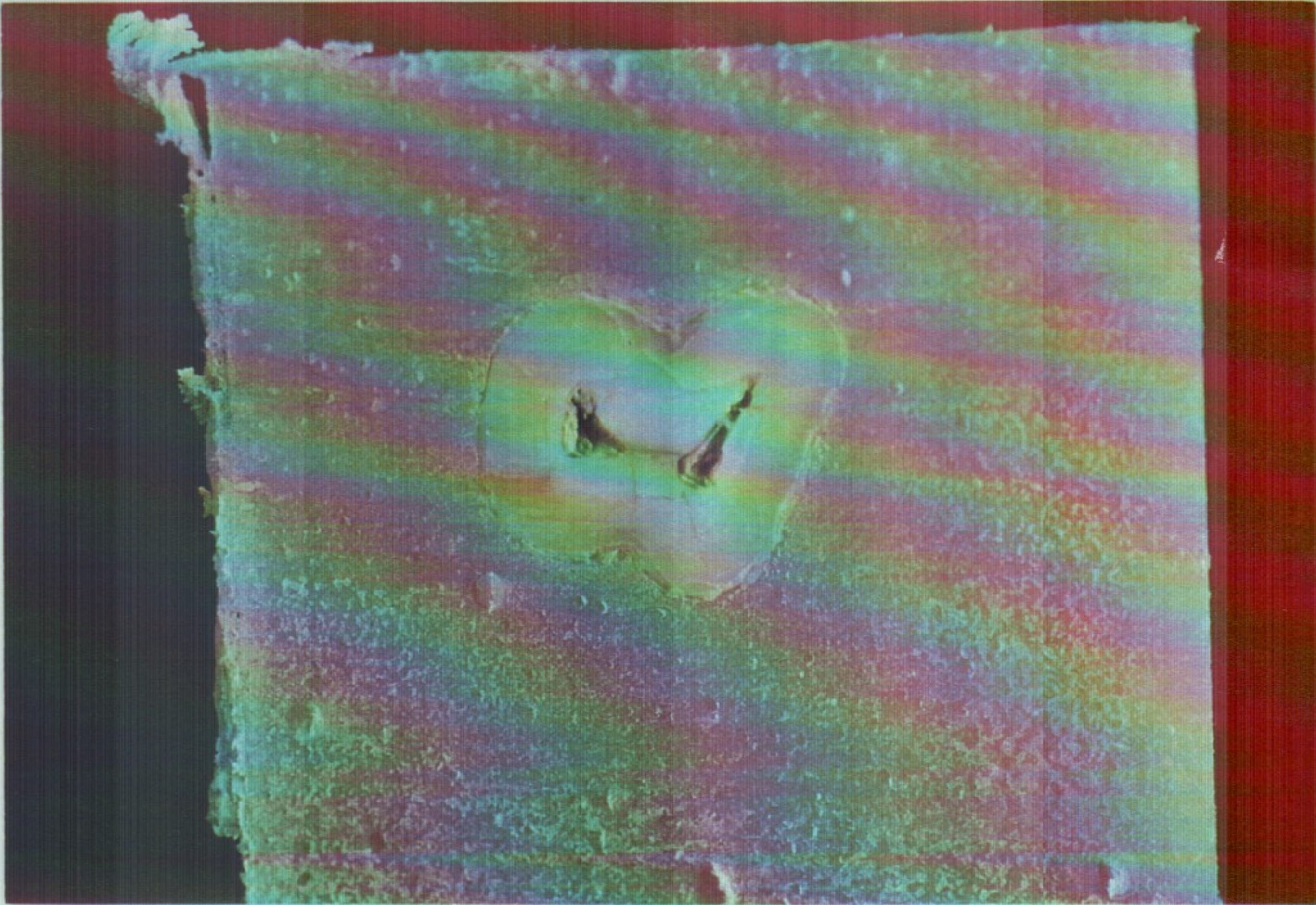
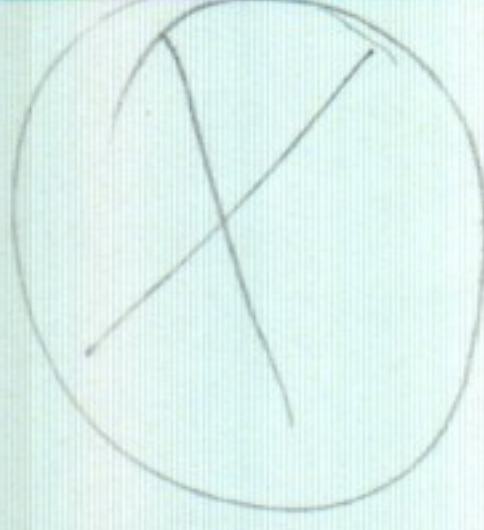


× **Resim 2.4;** Kesitlerden bir örnek



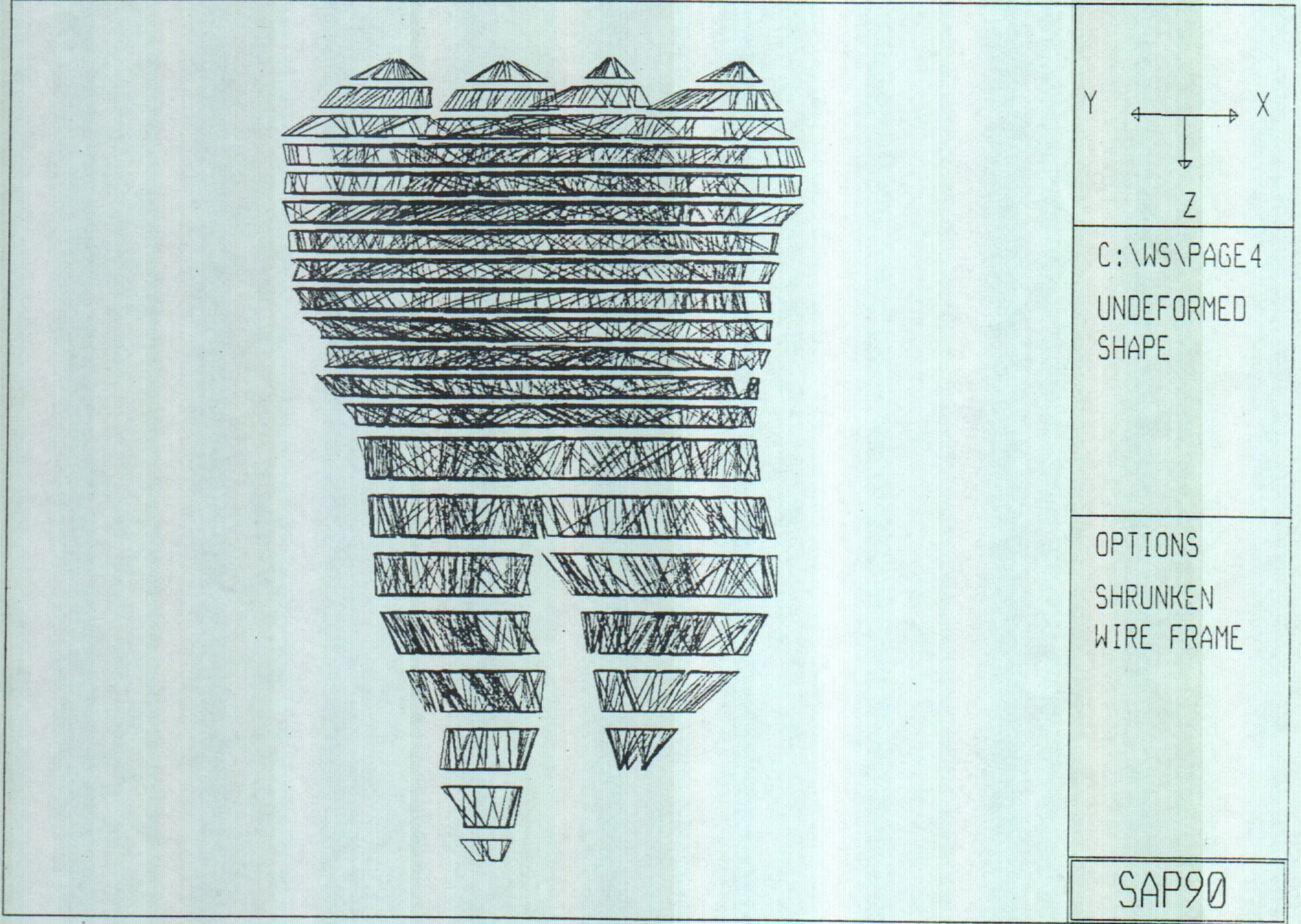


Resim 2.5; Kesitlerden bir örnek



Resim 2.6; Kesitlerden bir örnek





✕ Resim 2.7; Gerçek dıştan elde edilen matematiksel model

Model elde edildikten sonra, bütün veriler serbest formatta bir metin yazım programı olan Word Star'da liste şeklinde hazırlandı ve IBM uyumlu 16 MB Ram, 1200 MB HD kapasiteye sahip, 100 MHZ hızında, SVGA high color (16 bit) renkli ekranı olan Pentium 100 PC'de



çalıştırılan SAP 90 programı kullanılarak üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yapıldı.

Stres analizinin yapılabilmesi için kullanılan materyallerin Young modülüsü ve Poisson oranı da yüklendi. Böylece materyallerin özellikleri tanımlandı ( O'Brien, 1989; Hsunho ve ark., 1994; Kamposiora ve ark., 1994 ). (Çizelge 2.1)

Çizelge2.1; Kullanılan materyal ve dokuların fiziksel özellikleri

| <i>DOKU-<br/>MATERYAL</i> | <i>YOUNG<br/>MODÜLÜSÜ</i> | <i>POISSON<br/>ORANI</i> |
|---------------------------|---------------------------|--------------------------|
| <i>MİNE</i>               | E=41000 Mpa               | U=0.3                    |
| <i>DENTİN- SEMENT</i>     | E=18600 Mpa               | U=0.31                   |
| <i>PULPA</i>              | E=2 Mpa                   | U=0.45                   |
| <i>PORSELEN</i>           | E=69200 MPa               | U=0.28                   |
| <i>KOMPOZİT</i>           | E=8300 MPa                | U=0.28                   |
| <i>ALTIN</i>              | E=77000 MPa               | U=0.33                   |

Matematiksel modelde en alt sınırdaki elemanların hareket etmeyeceği varsayılarak diş, köklerin apekslerinden sabitlendi. Sementten itibaren kökleri çevreleyen tüm noktalar ise hayali çene kemiği varsayılarak sabitlenip deformasyona açık bırakıldı. Analiz sırasında alt 7 nolu dişde çiğneme esnasında oluşan kuvvetin 45 kg. olduğu kabul edilerek (Dayangaç, 1982a,b), bu kuvvet Newton cinsinden 450 N olarak, alt molar dişlerin fonksiyonel tüberkülliği olan bukkal tüberküllerden



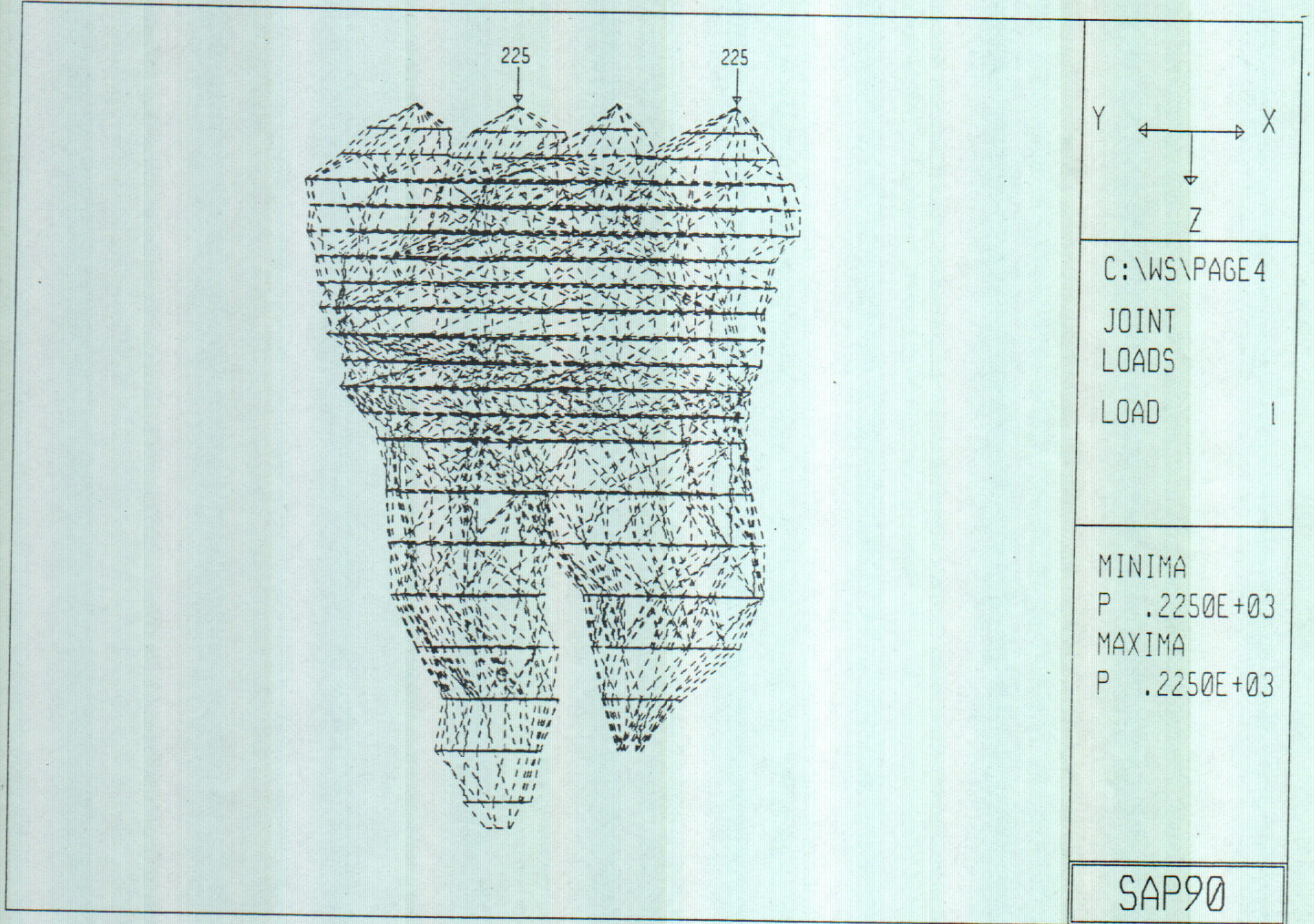
225'şer Newton eşdeğerinde vertikal yönde dik olarak uygulandı (Resim 2.8). Yine çiğneme fonksiyonu sırasında dişe lateral yönde 20 Newton kuvvet geldiği varsayılıp, bu kuvvet bukkal tüberküllerden eşit olarak  $45^0$  açı ile uygulandı (Brunski,1992)(Resim 2.9). Böylece kontrol grubu dahil, dört farklı model üzerinde 8 ayrı durumu gösteren stres analizi yapılmış oldu. (Çizelge2.2 )

Çizelge 2.2 ; Stres analizi çalışmasında varsayılan durumlar

| <i><b>DURUMLAR</b></i> | <i><b>ÖZELLİKLERİ</b></i>            |
|------------------------|--------------------------------------|
| <i><b>Durum 1a</b></i> | Kontrol grubu, 450N vertikal kuvvet  |
| <i><b>Durum 2a</b></i> | Altın inley, 450N vertikal kuvvet    |
| <i><b>Durum 3a</b></i> | Kompozit inley, 450N vertikal kuvvet |
| <i><b>Durum 4a</b></i> | Porselen inley, 450N vertikal kuvvet |
| <i><b>Durum 1b</b></i> | Kontrol grubu, 20N lateral kuvvet    |
| <i><b>Durum 2b</b></i> | Altın inley, 20N lateral kuvvet      |
| <i><b>Durum 3b</b></i> | Kompozit inley, 20N lateral kuvvet   |
| <i><b>Durum 4b</b></i> | Porselen inley, 20N lateral kuvvet   |

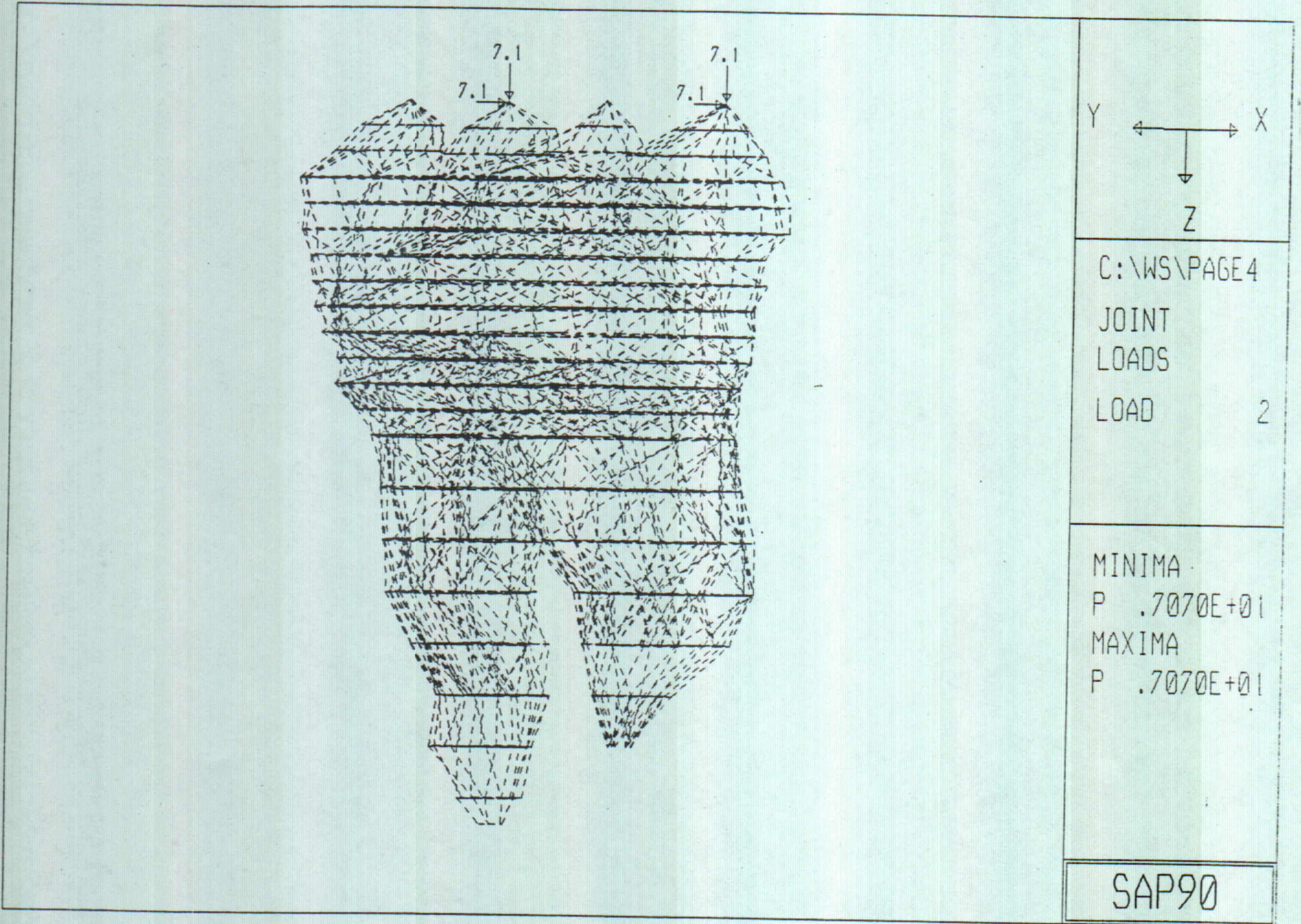
Resim 2.8: Vertikal yönde uygulanan kuvvet





Resim 2.8; Vertikal yönde uygulanan kuvvet





Resim 2.9; Lateral yönde uygulanan kuvvet



Analiz çıktıları 'SAP 90' programı dahilindeki 'SAPLOT' çizim programı ile istenilen koordinat düzleminde matematiksel değer ve dağılımlar şeklinde elde edildi.

Analizi yapılan modellerin sonuçları stres yoğunlukları olarak verilmiştir. Stres yoğunlukları, renk skalasında beyazdan mora doğru gittikçe azalan değerlerde çeşitli renklerde gösterilmiştir.

Stres değerleri, renk skalasının yanında Von Misses eşdeğer stresleri olarak MPa cinsinden verilmiştir. Elemanların lokal koordinat eksenine göre verdiği sonuçların global koordinat sisteminde hangi bölgeye denk geldiğini saptamak oldukça zordur. Bu nedenle modelin her bir düğüm noktasındaki üç yönlü (x,y,z) stres değerlerini tek bir eşdeğer stres olarak veren Von Misses değerler, karşılaştırma yapabilmek için daha çok tercih edilmiştir. Von Misses eşdeğer stresleri aşağıdaki formülasyona göre hesaplanmaktadır:

$$\sigma_{\text{Von Misses}} = \frac{[ (\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{xx} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + 6(\sigma_{xy}^2 + \sigma_{yz}^2) ]^{1/2}}{\sqrt{2}}$$

Sonuçlar; Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalında istatistiksel olarak değerlendirildi. İstatistiksel çalışmada 'independent two sample student t' testi kullanıldı.



### 3.BULGULAR

Modellerin analizini yaparken daha anlaşılır olması için, dişin her gruba ait tek bir genel görünüm planı ile birlikte gruplara ait inleylerin ve kavite tabanlarının birer görüntü planı da değerlendirilmiştir. Üç boyutlu SESA çalışmalarında yüzlerce görüntü, farklı açı ve boyutlardan incelenebilmektedir. Ayrıca çalışmadaki stres değerleri Von Misses eşdeğer stres değerleri olarak verilmiştir. Çekme ve basma kuvvetleri üç boyutlu SESA modellerde her elemanın üç boyutlu yerleşimine göre farklı olduğundan, bu değerler Von Misses eşdeğer stres değerleri olarak alınmıştır. İki boyutlu çalışmalarda program  $S_{min}$  ve  $S_{max}$  çıktılarında, (-) değerler sıkışma streslerini, (+) değerler çekme streslerini vermektedir. Üç boyutlu SESA çalışmalarında ise  $S_{min}$  ve  $S_{max}$  değerleri yoktur. Bunun yerine  $S_{VM}$  değerleri kullanılmaktadır.

Vertikal ve lateral yüklemeler sonucunda oluşan yer değişimleri Resim 3.1 ve Resim 3.2'de gösterilmiştir.

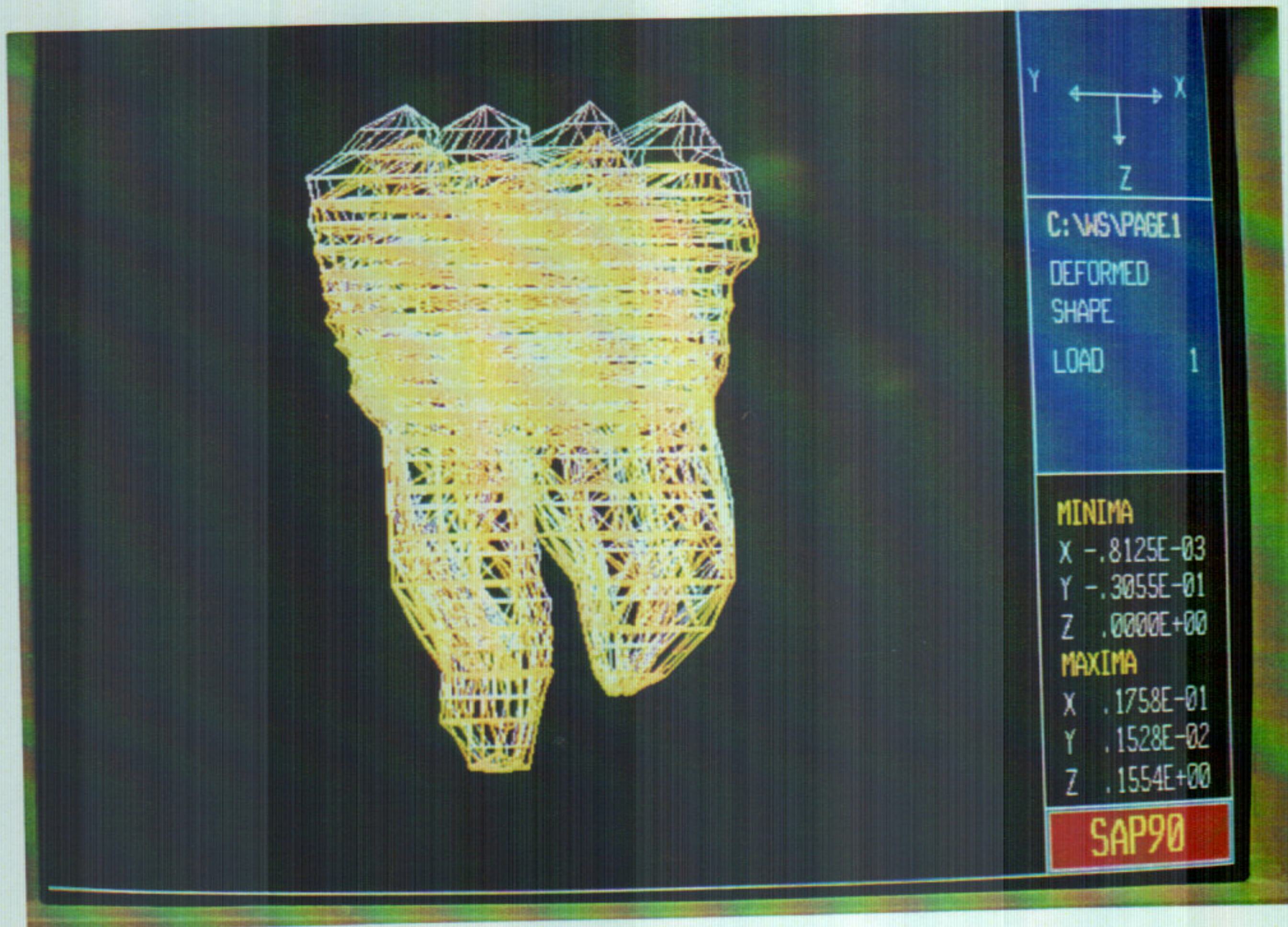
İstatistiksel hesaplamalarda yükler MPa olarak ölçüldü. 951 noktadan elde edilen değerler kullanıldı. İstatistiksel hesaplamalarda ortalama ( $\bar{x}$ ), standart sapma (S), serbestlik derecesi (sd) ve standart hata ( $S_{\bar{x}}$ ) istatistikleri kullanıldı. Gösterimlerde ( $\bar{x} \pm s$ ) gösterimi kullanıldı.

#### 3.1.Kontrol Grubuna Ait Stres Değerleri (1.Grup):

Kontrol grubunun vertikal yüklemesinde (Durum1a); en yüksek Von Misses eşdeğer stres değerlerinin kuvvetin uygulandığı buccal tüberkül

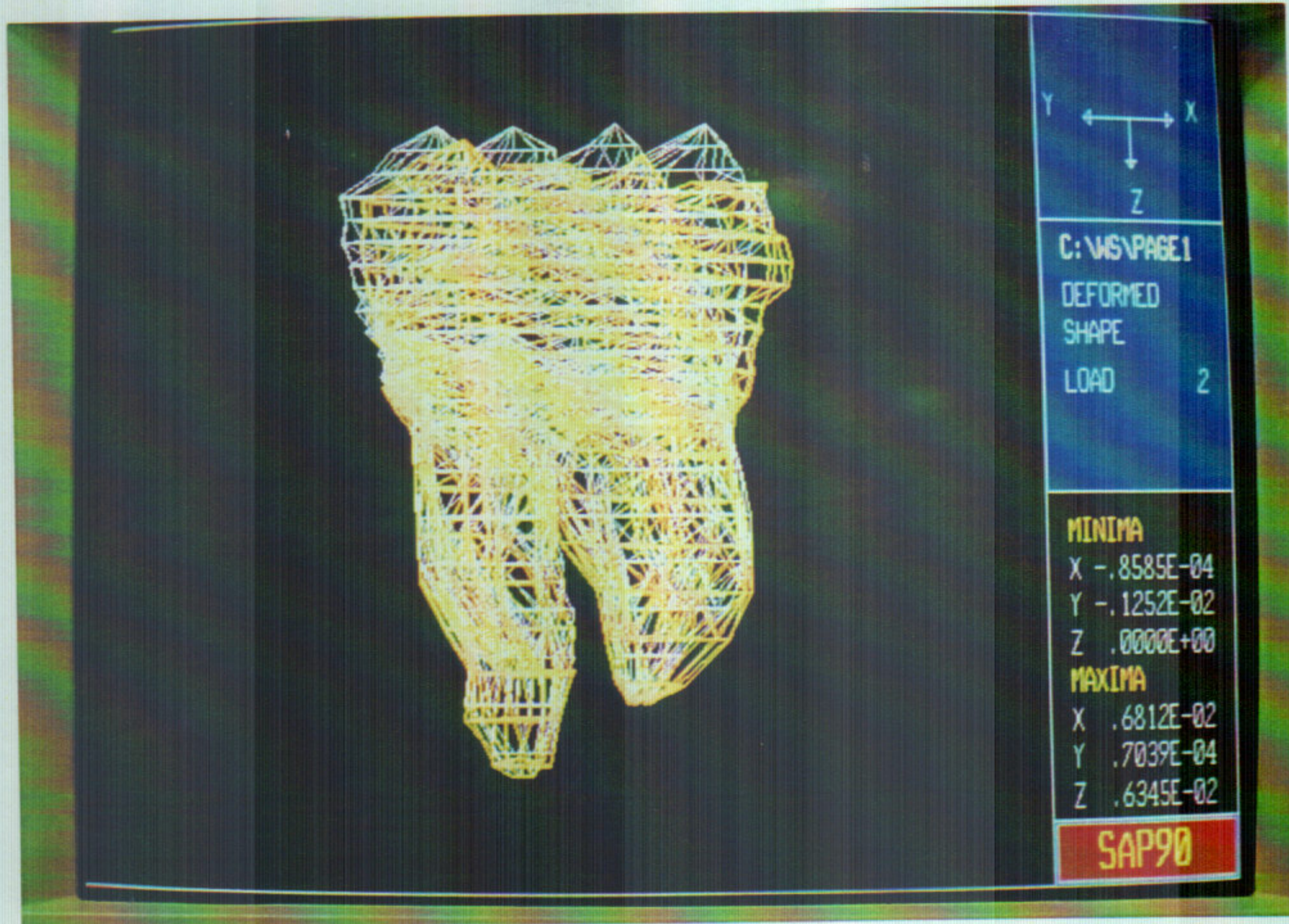


tepelerinde ve dişlerin sabitlendiği kök uçlarında 500 MPa'dan daha yüksek değerlerde olduğu, bunun dışında dişin mine-sement sınır bölgelerinde 100-150 Mpa arasında stres yoğunluklarının olduğu saptandı. En düşük stres alan bölgenin mesial pulpa boynuzunu sınırlayan dentin bölgesinde 1053. noktada 0.0012 MPa olduğu saptanmıştır (Resim 3.3).

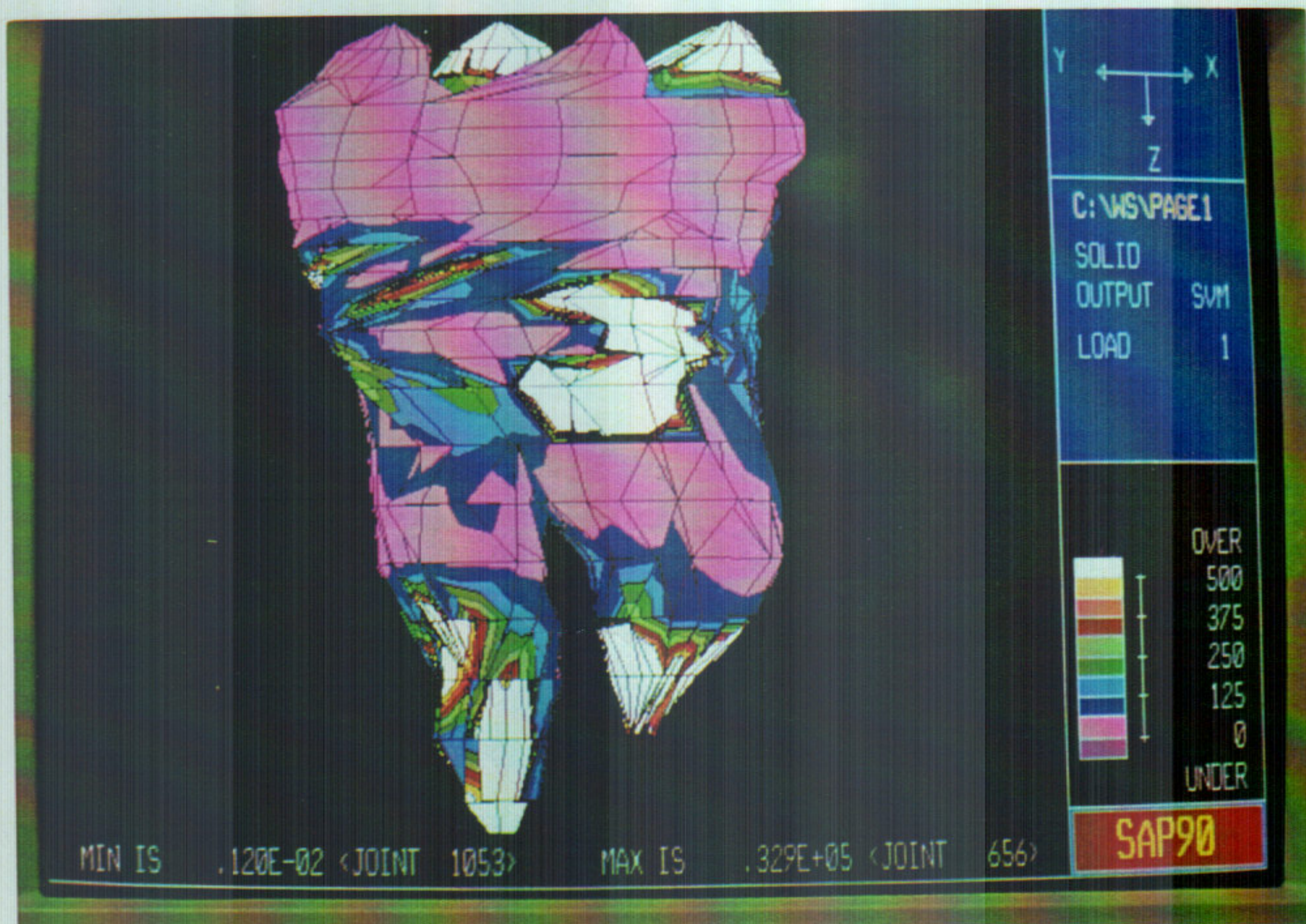


Resim 3.1; Vertikal yükleme sonucu oluşan yer değişimi





Resim 3.2; Lateral yükleme sonucu oluşan yer değişimi



Resim 3.3; Kontrol grubunda vertikal yükleme sonrası oluşan stresler





**Resim 3.4;** Kontrol grubunda lateral yükleme sonrası oluşan stresler

Kontrol grubunun lateral yüklemesinde (Durum 1b), en yüksek Von Mises stres değerlerinin kuvvetin uygulandığı tüberkül tepelerinde 200-400 MPa arasında değişen değerlerde olduğu gözlenmiştir. Dişin mine sement sınır bölgelerinde 10-50 MPa arasında değişen stres yoğunluklarının olduğu saptanmış, ilk yüklemenin aksine kök uçlarında yüksek oranlarda stres dağılımına rastlanmamıştır (Resim 3.4).

### 3.2.Altın İnley Uygulanan Gruba Ait Stres Değerleri (2.Grup):

Altın inley uygulanan grupta vertikal yüklemde (Durum 2a), genel görünümde en yüksek Von Mises stres değerleri kontrol grubunda olduğu gibi kuvvet uygulanan tüberkül tepelerinde ve kök yüzeylerinde



500 MPa'nın üzerinde oluşmuştur. Mine sement sınırında 125-200 MPa arasında değişen stres yoğunlukları gözlenmiştir (Resim 3.5).

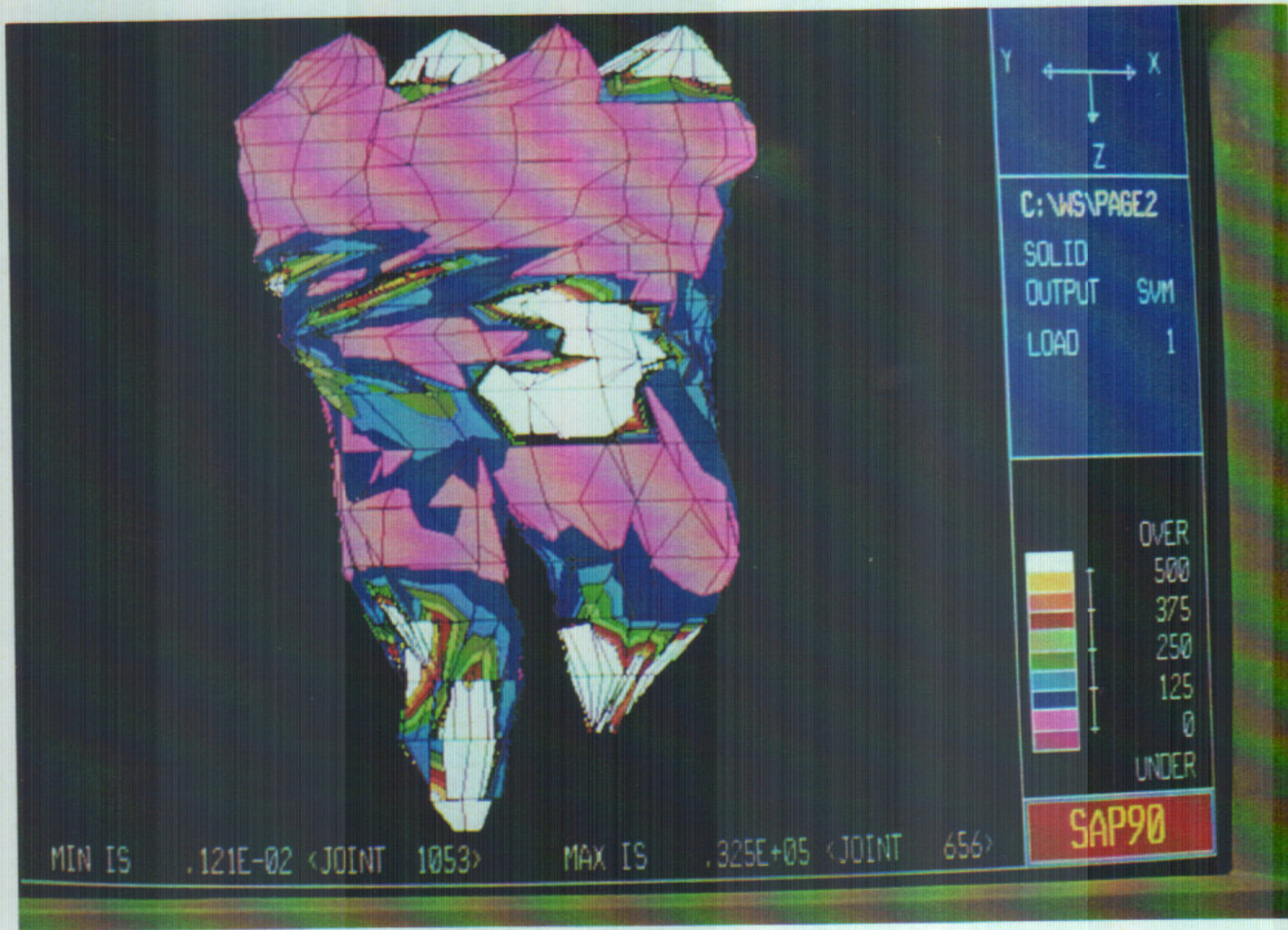
Vertikal yüklemede inleyi değerlendirdiğimizde, en yüksek Von Misses eşdeğer stres değerleri, 388. nokta olan inleyin mesial basamağının en alt noktasında 500 MPa olarak bulunmuş, en düşük stres değeri ise 0.09 MPa olarak 313. noktada gözlenmiştir. Bunun dışında inley üzerinde 15- 90 MPa arasında değişen stres değerleri saptanmıştır (Resim 3.6).

Bu grupta kavite tabanına bakıldığında ise, mesial basamakta 25-35 MPa, distal basamakta 13-35 MPa ve okluzal tabanda 13-50 MPa arasında değişen eşdeğer stres değerleri saptanmıştır (Resim 3.7).

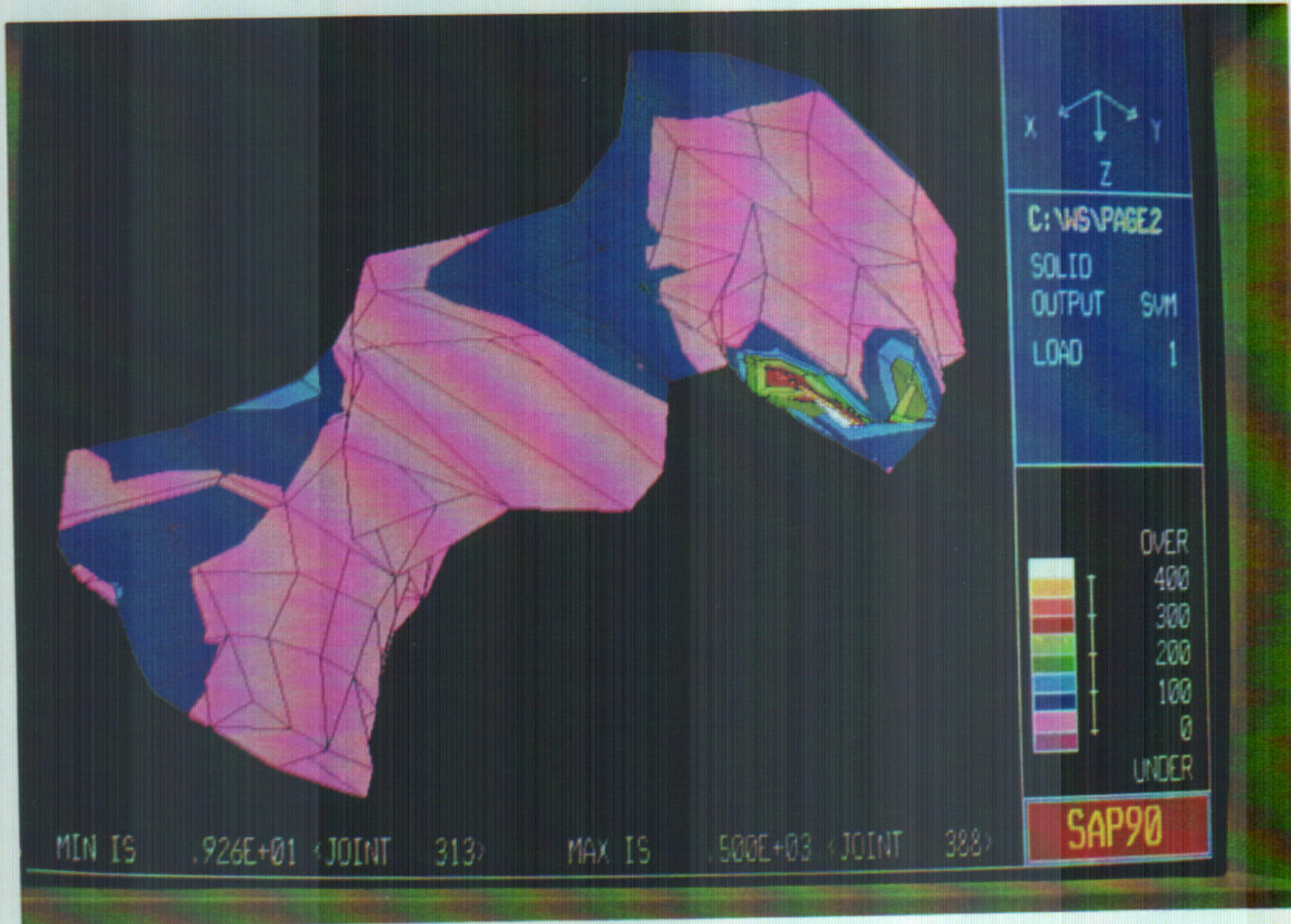
Lateral yüklemede (Durum 2b), genel görünümde en yüksek stres değerleri kuvvetin uygulandığı tüberkül tepelerinde 50-375 MPa arası değişen değerlerde saptanmıştır. Mine sement hududunda 12-50 MPa arasında değişen stres yoğunlukları gözlenmiştir (Resim 3.8).

Lateral yüklemede inleyi incelediğimizde (Durum 2b), yine en yüksek stres değerleri 388.noktada 63 MPa , en düşük değer ise 222.noktada 0.7 MPa olarak saptanmıştır. İnley genelinde ise, 0-15 MPa arasında değişen eşdeğer stresler gözlenmiştir (Resim 3.9).



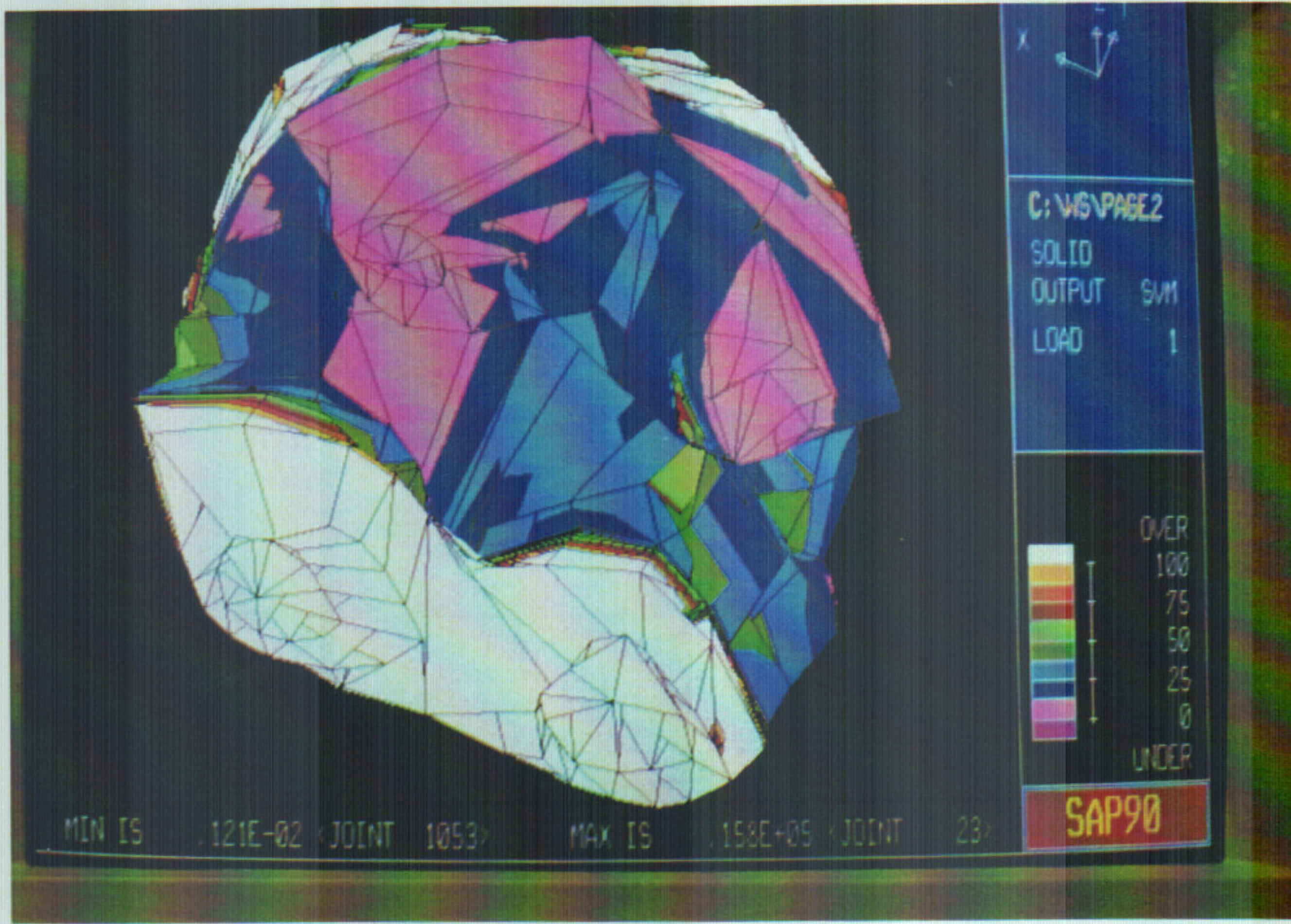


Resim 3.5; Altın inley grubunda vertikal yük sonrası oluşan stresler

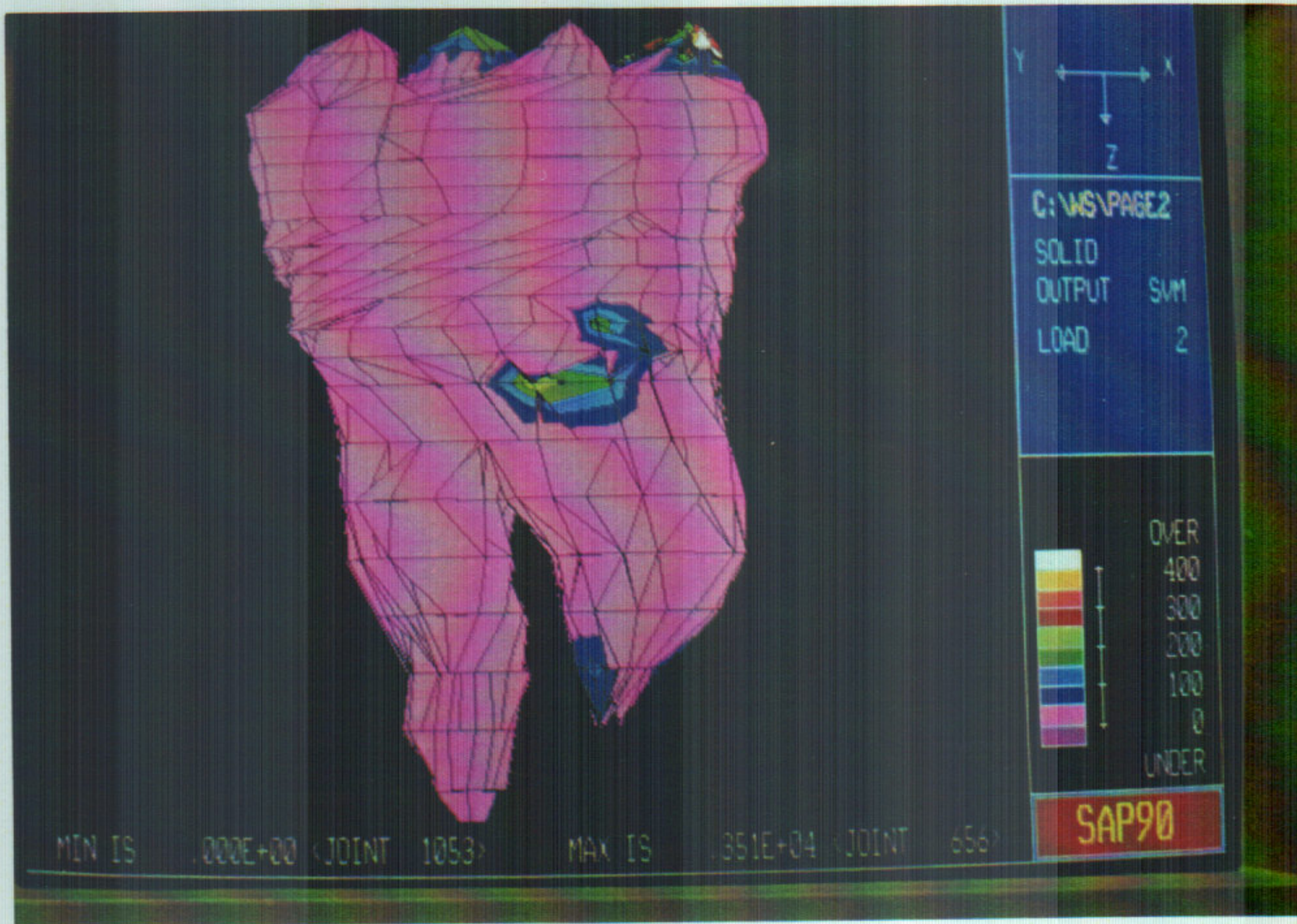


Resim 3.6; Altın inleyde vertikal yükleme sonrası oluşan stresler





**Resim 3.7;** Altın inley grubunda vertikal yüklemede kavite tabanında oluşan stresler



**Resim 3.8;** Altın inley grubunda lateral yükleme sonrası oluşan stresler

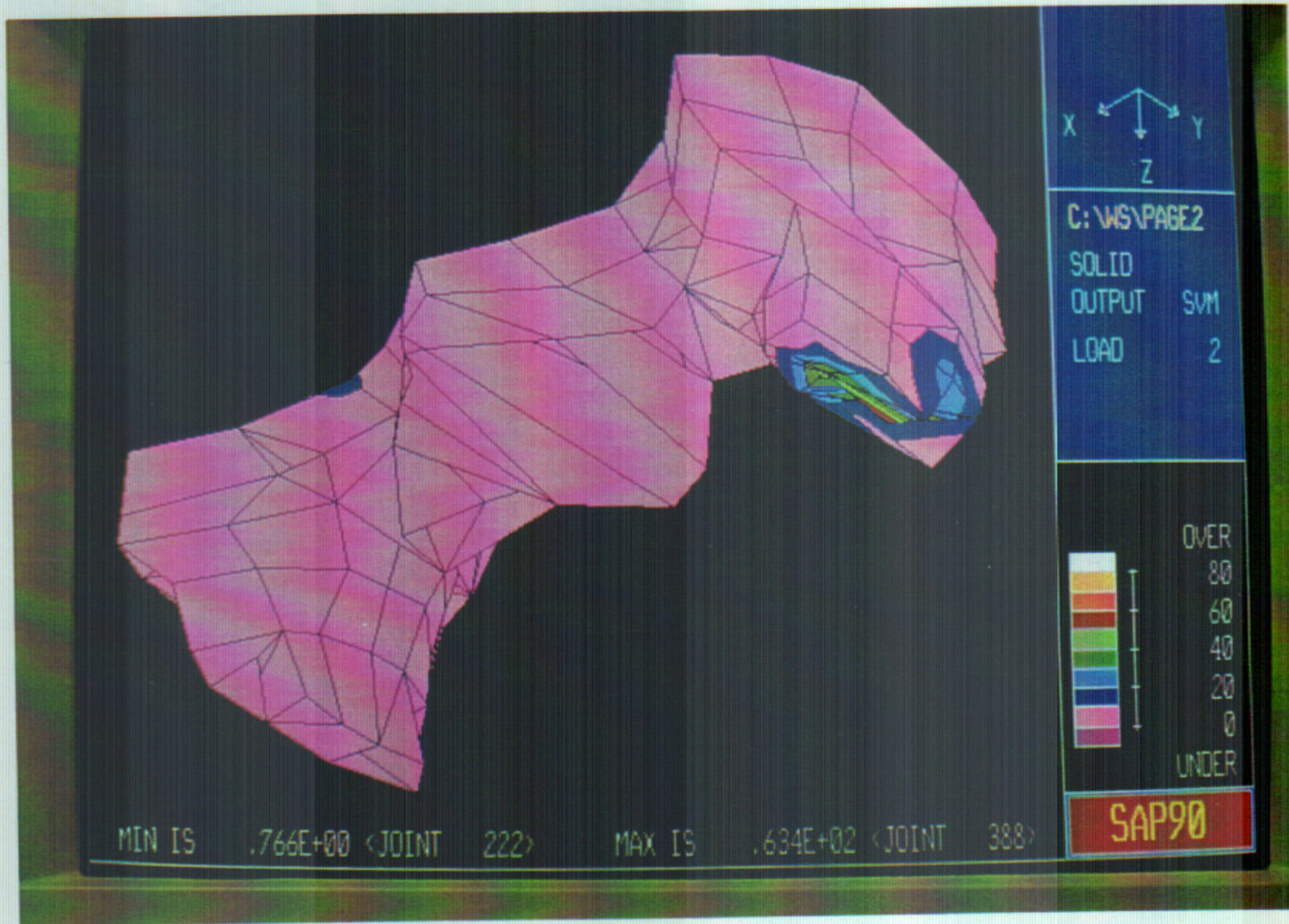


Kavite tabanında ise, mesial basamakta 1-4 MPa, distal basamakta 0-4 MPa ve okluzal tabanda 0-4 MPa arasında değişen eşdeğer stres değerleri saptanmıştır (Resim 3.10).

Altın inley uygulanan gruba ait stres değerleri çizelge 3.1'de gösterilmiştir.

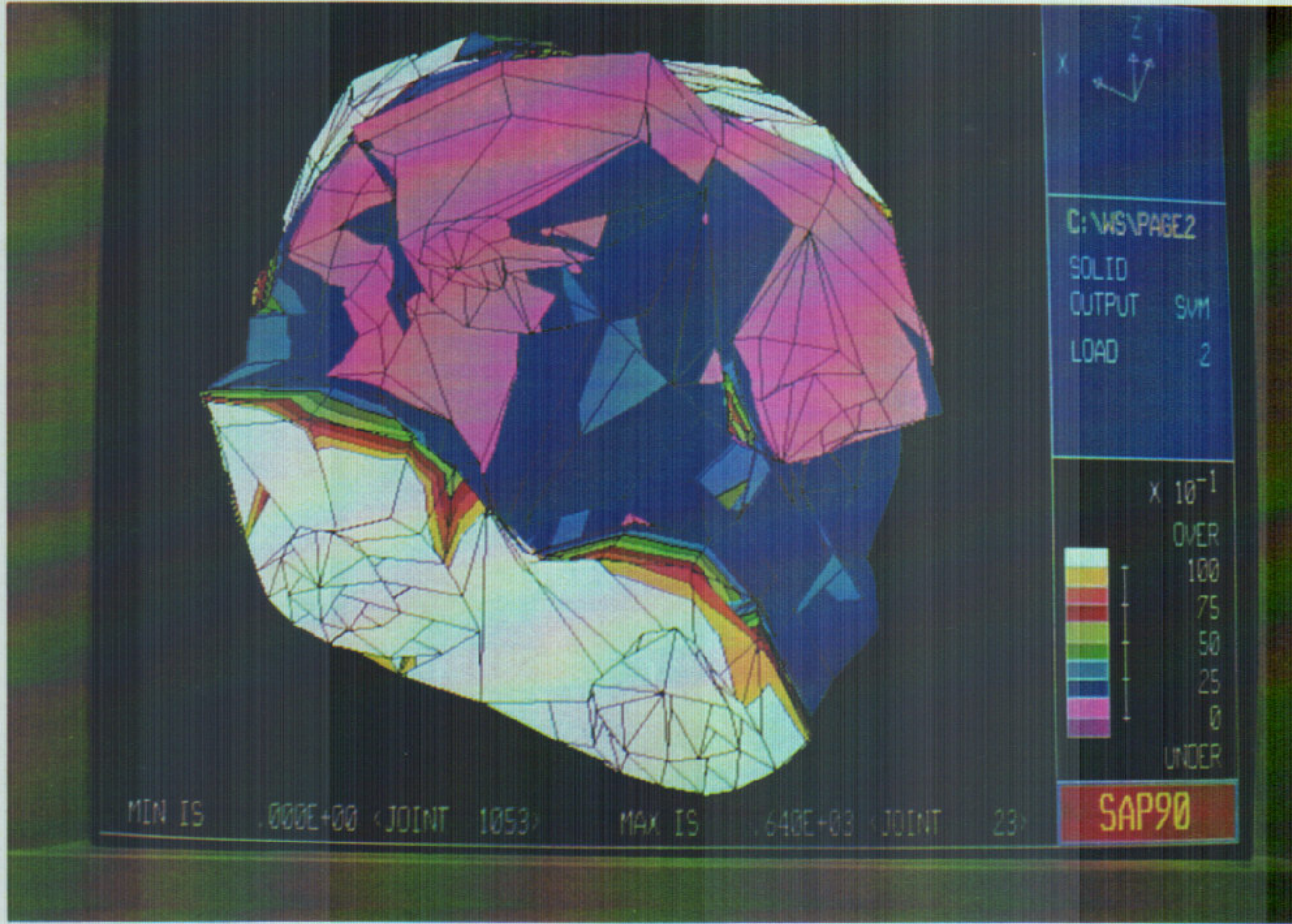
**Çizelge 3.1; Altın İnley ve Kavite Tabanına Ait Von Misses Stres Değerleri**

|                 | En yüksek<br>(Max)   | en düşük<br>(Min)     | genel<br>dağılım | mesial<br>basamak | distal<br>basamak | okluzal<br>kavite<br>tabanı |
|-----------------|----------------------|-----------------------|------------------|-------------------|-------------------|-----------------------------|
| vertikal<br>yük | 388.nokta/<br>500MPa | 313.nokta/<br>0.09MPa | 15-90MPa         | 25-35MPa          | 13-35MPa          | 13-50MPa                    |
| lateral<br>yük  | 388.nokta/<br>63MPa  | 222.nokta/<br>0.7MPa  | 0-15MPa          | 1-4MPa            | 0-4MPa            | 0-4MPa                      |



**Resim 3.9; Altın inleyde lateral yükleme sonrası oluşan stresler**





**Resim 3.10;** Altın inley grubunda lateral yüklemeye kavite tabanında oluşan stresler

### 3.3.Kompozit İnley Uygulanan Gruba Ait Stres Değerleri (3.Grup):

Kompozit inley uygulanan bu grupta vertikal yükleme sonucu (Durum 3a), diğer gruptakilerine benzer olarak kuvvetin uygulandığı tüberkül tepelerinde ve kök uçlarında 500 MPa'nın üstünde Von Misses stres değerlerine rastlanmıştır. Mine sement sınırında ise 100-250 MPa arasında değişen stres yoğunlukları mevcuttur (Resim 3.11).

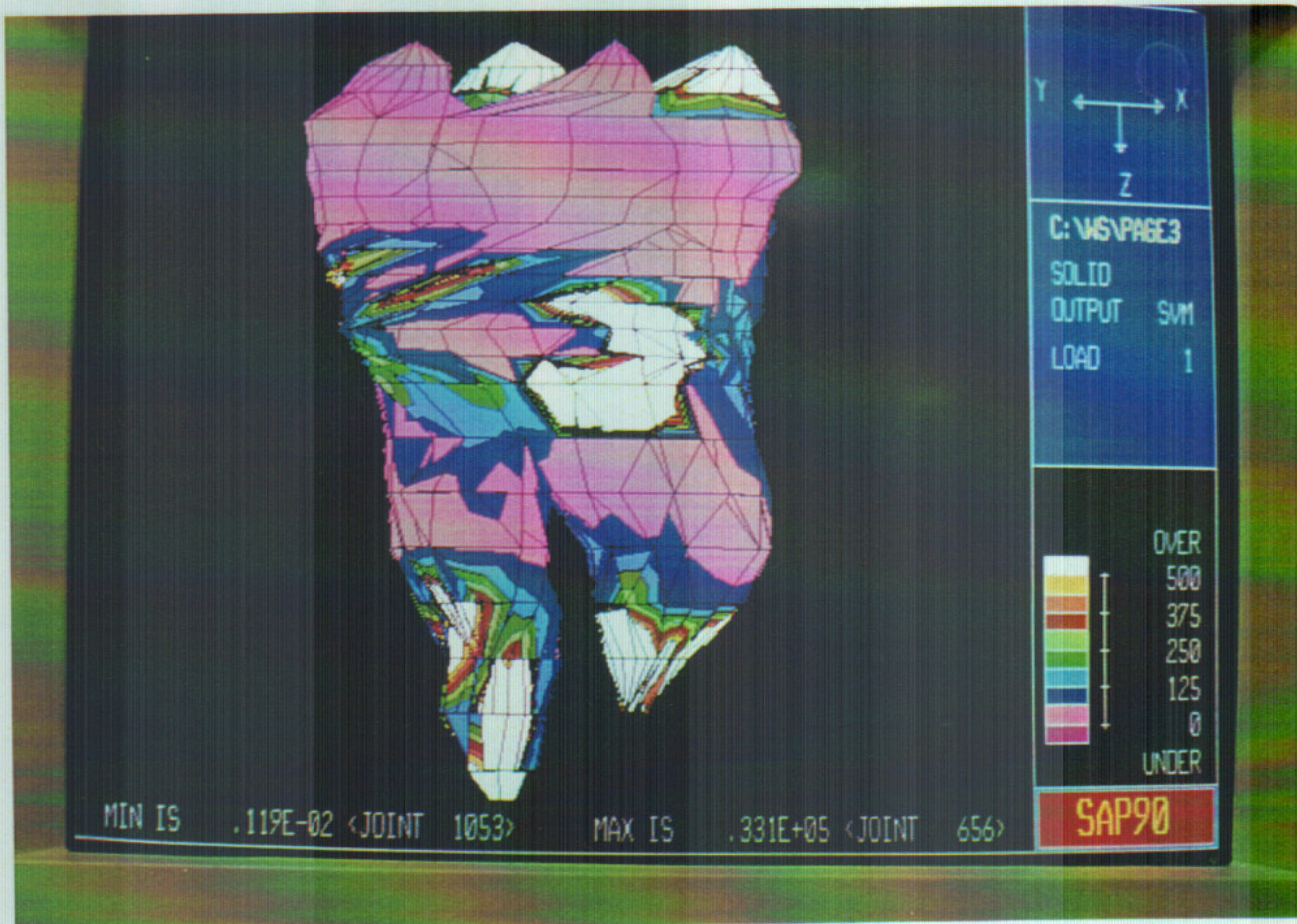
Vertikal yük altında inleyde, en yüksek değer 388.noktada 101 MPa, en düşük değer ise 262.noktada 3.7 MPa olarak izlenmiştir. İnley genelinde 5-30 MPa arasında değişen stres değerleri mevcuttur (Resim 3.12).



Kavite tabanında ise, mesial basamakta 25-50 MPa, distal basamakta 13-35 MPa, okluzal tabanda 25-65 MPa arasında değişen stres değerleri saptanmıştır (Resim 3.13).

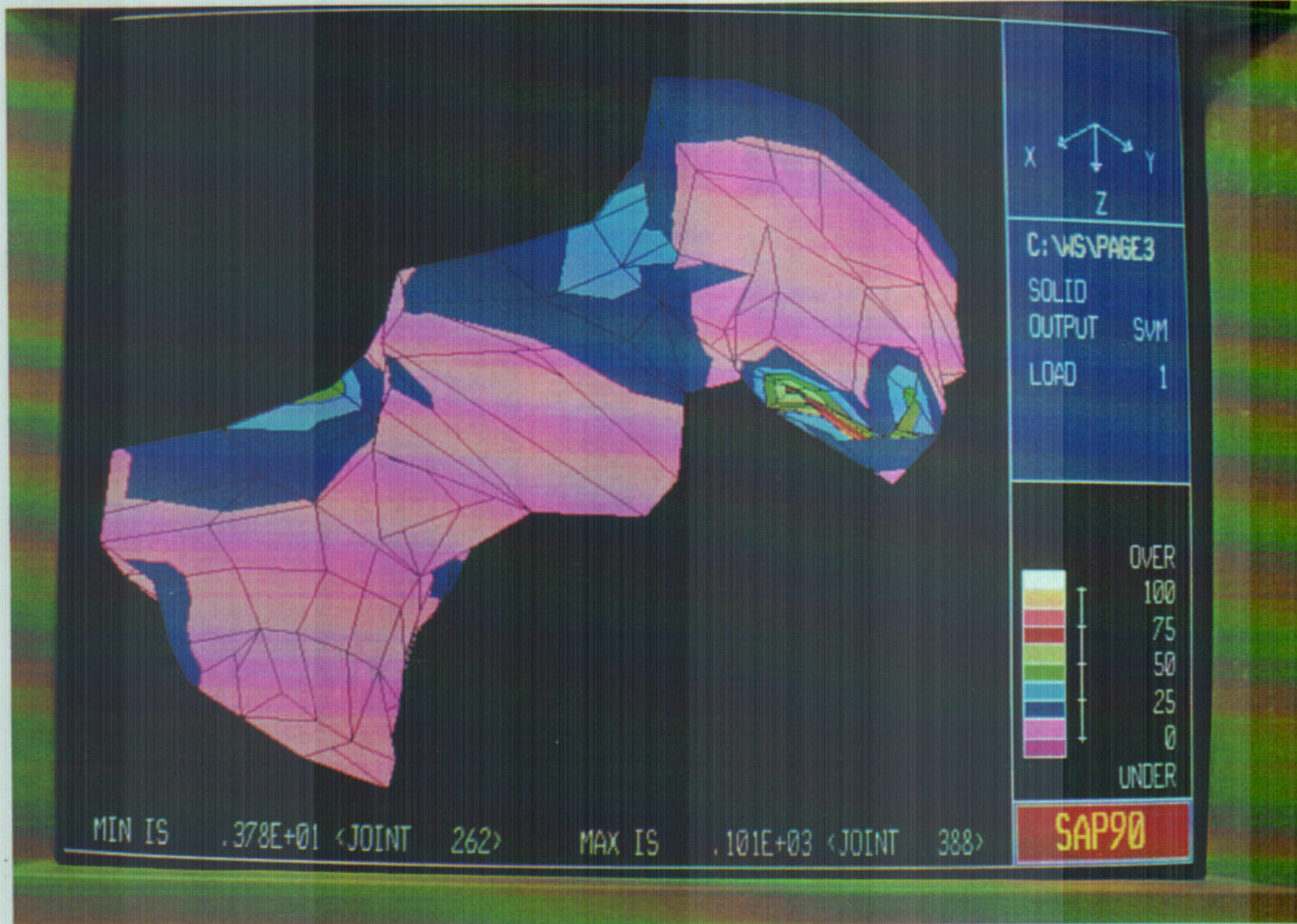
Lateral yüklemede (Durum 3b), en büyük stres değerleri kuvvet uygulanan tüberkül tepelerinde 75-350 MPa arası saptanmıştır. Mine sement sınırında 9-52 MPa arasında değişen stres yoğunlukları mevcuttur (Resim 3.14).

Lateral yük altında inleye baktığımızda, en yüksek değerin 388.noktada 11.7 MPa, en düşük değerin ise 326.noktada 0.3 MPa olduğu, inley genelinde ise 1-3 MPa arasında stres dağılımı saptanmıştır (Resim 3.15).

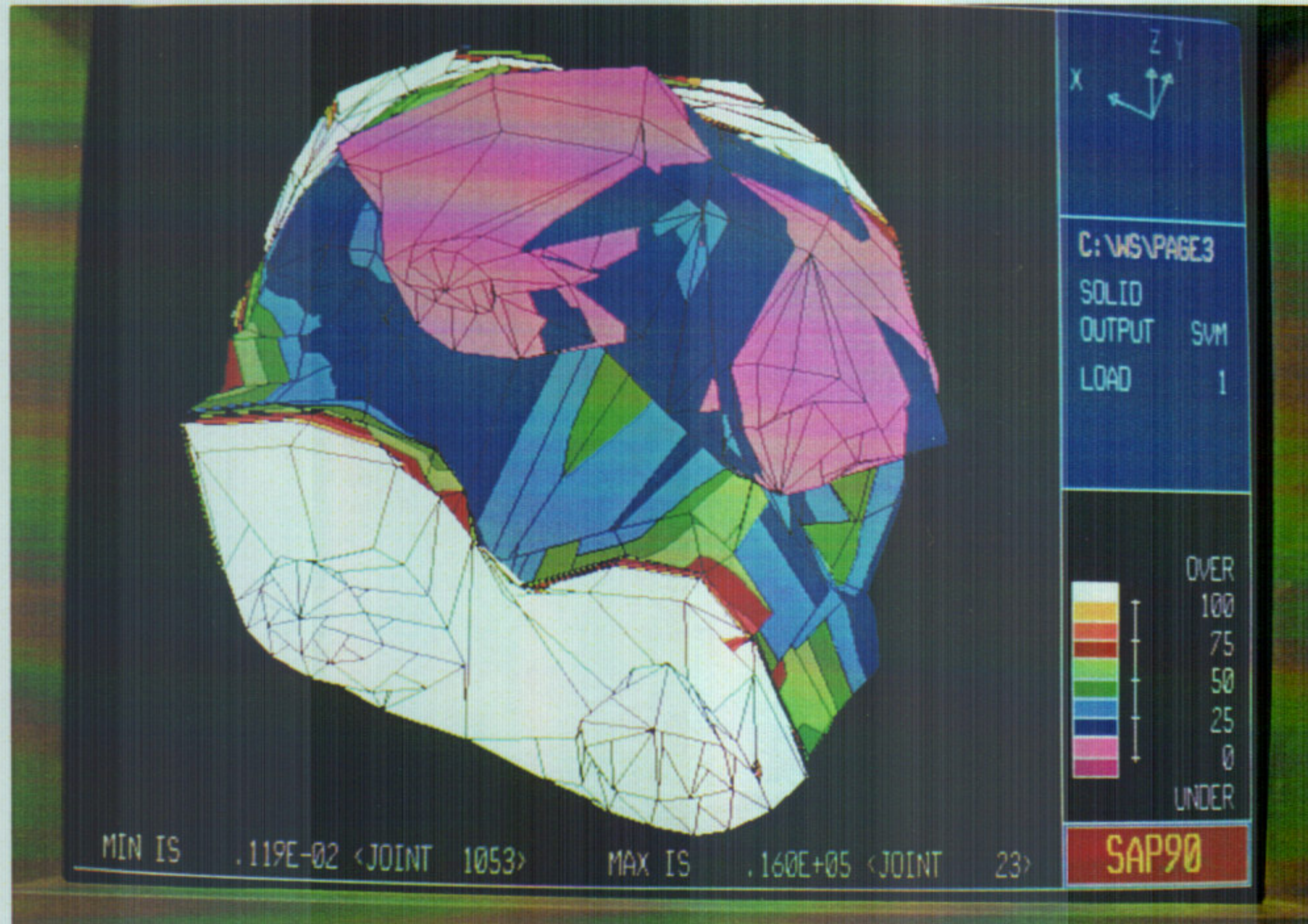


**Resim 3.11;** Kompozit inley grubunda vertikal yükleme sonrası oluşan stresler



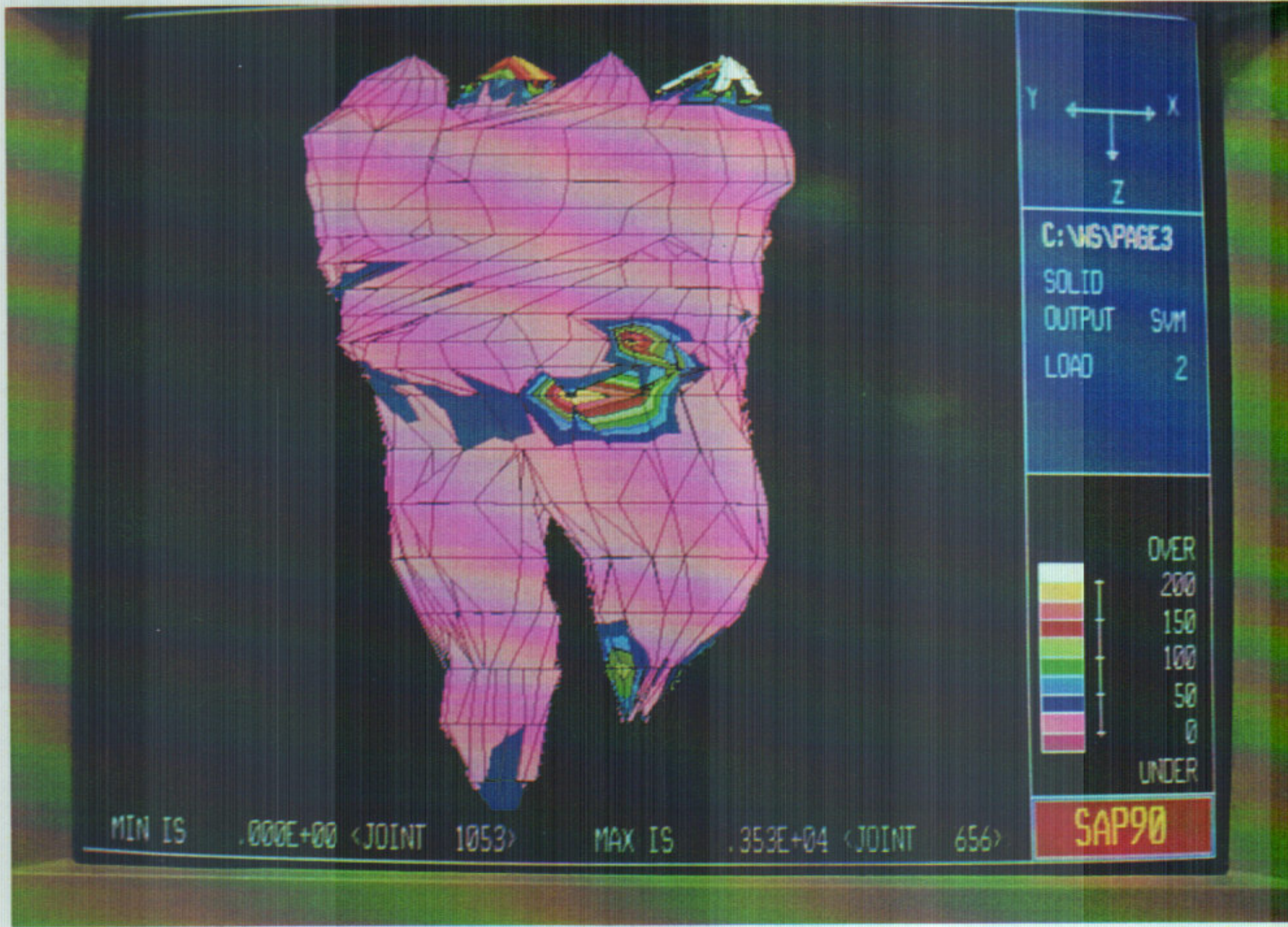


**Resim 3.12;** Kompozit inleyde vertikal yükleme sonrası oluşan stresler



**Resim 3.13;** Kompozit inley grubunda vertikal yüklemde kavite tabanında oluşan stresler





**Resim 3.14;** Kompozit inley grubunda lateral yükleme sonrası oluşan stresler

Kavite tabanında, mesial basamakta 1-5 MPa, distal basamakta 1-5 MPa ve okluzal tabanda 1-8 MPa değerlerinde stresler izlenmiştir (Resim 3.16).

Kompozit inley uygulanan gruba ait stres değerleri çizelge 3.2'de gösterilmiştir.

**Çizelge 3.2;** Kompozit inley ve Kavite Tabanına Ait Von Misses Stres Değerleri

|                         | <i>En yüksek<br/>(Max)</i> | <i>en düşük<br/>(Min)</i> | <i>genel<br/>dağılım</i> | <i>mesial<br/>basamak</i> | <i>distal<br/>basamak</i> | <i>okluzal<br/>kavite<br/>tabanı</i> |
|-------------------------|----------------------------|---------------------------|--------------------------|---------------------------|---------------------------|--------------------------------------|
| <i>vertikal<br/>yük</i> | 388.nokta/<br>101MPa       | 262..nokta/<br>3.7MPa     | 5-30MPa                  | 25-50MPa                  | 13-35MPa                  | 25-65MPa                             |
| <i>lateral<br/>yük</i>  | 388.nokta/<br>11.7MPa      | 326.nokta/<br>0.3MPa      | 1-3MPa                   | 1-5MPa                    | 1-5MPa                    | 1-8MPa                               |



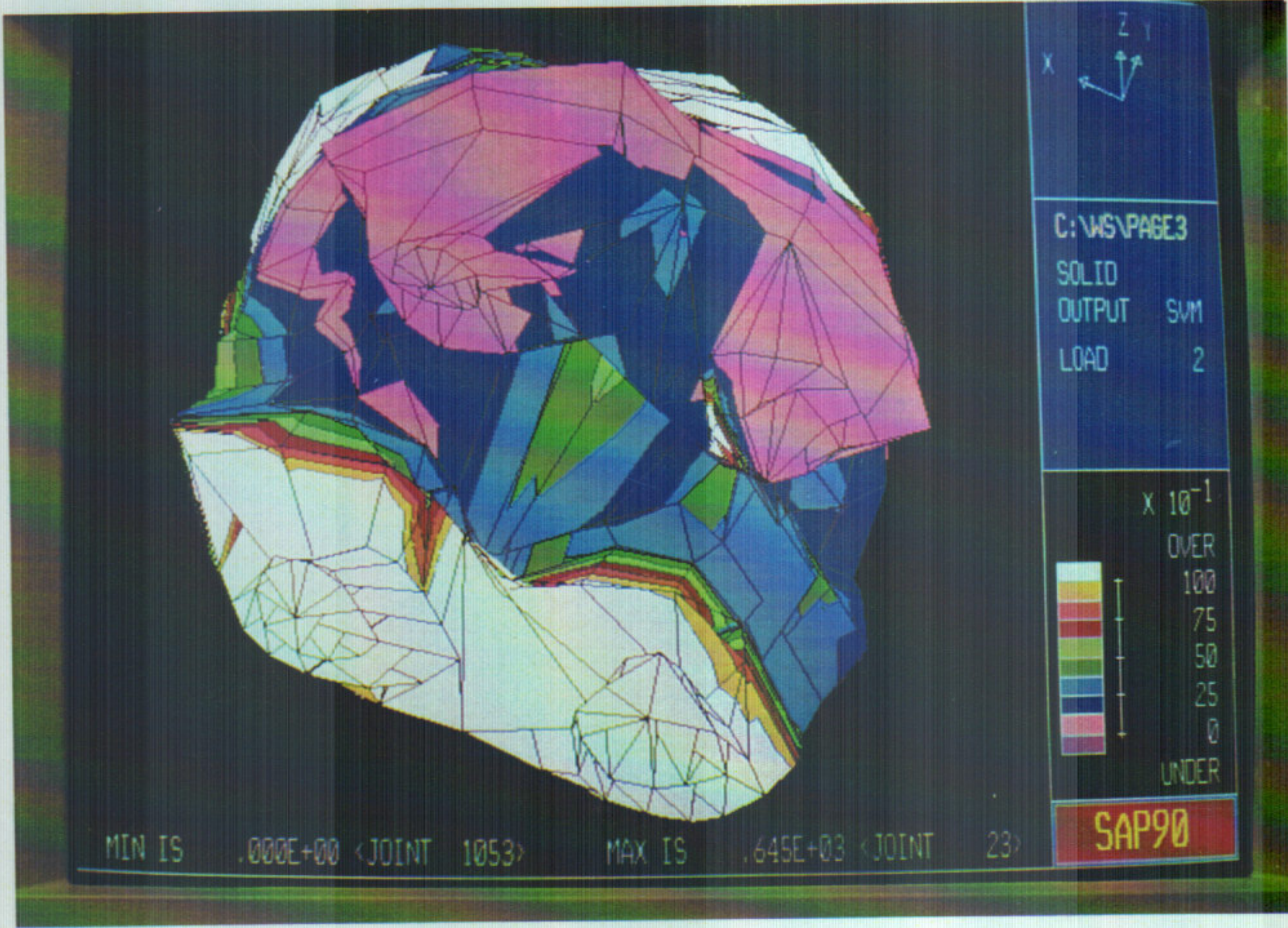
### 3.4.Porselen İnley Uygulanan Gruba Ait Stres Değerleri (4.Grup):

Porselen inley uygulanan bu gruba ait vertikal yüklemde (Durum 4a), dişin genel görünümünde yükün uygulandığı tüberkül tepeleri ve kök uçlarında 500 MPa üzeri stres değerleri gözlenmiştir. Mine sement sınırında 90-600 MPa arası değişen değerlerde Von Missen eşdeğer streslerine rastlanmıştır (Resim 3.17).

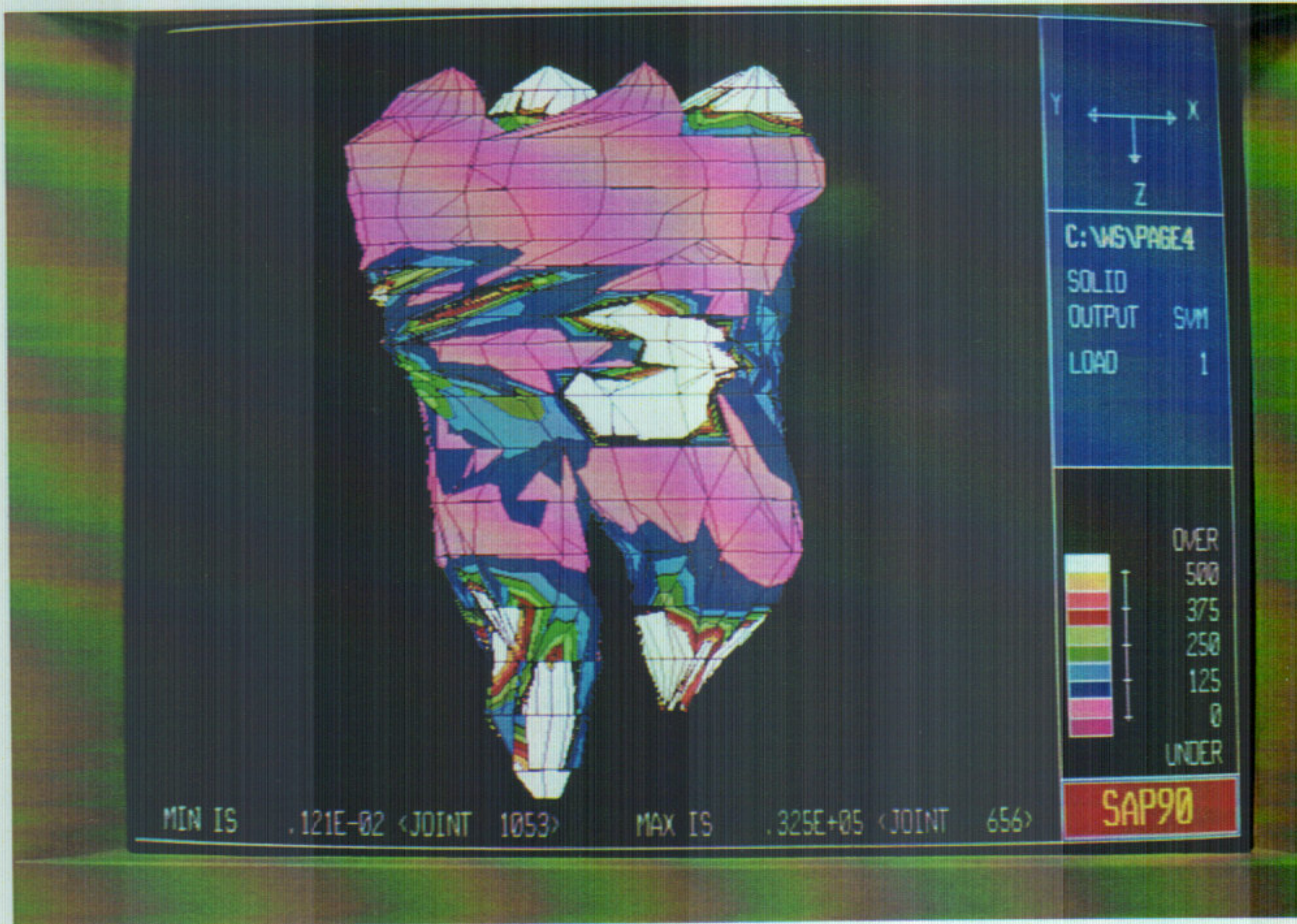


**Resim 3.15;** Kompozit inleyde lateral yüklem sonrası oluşan stresler



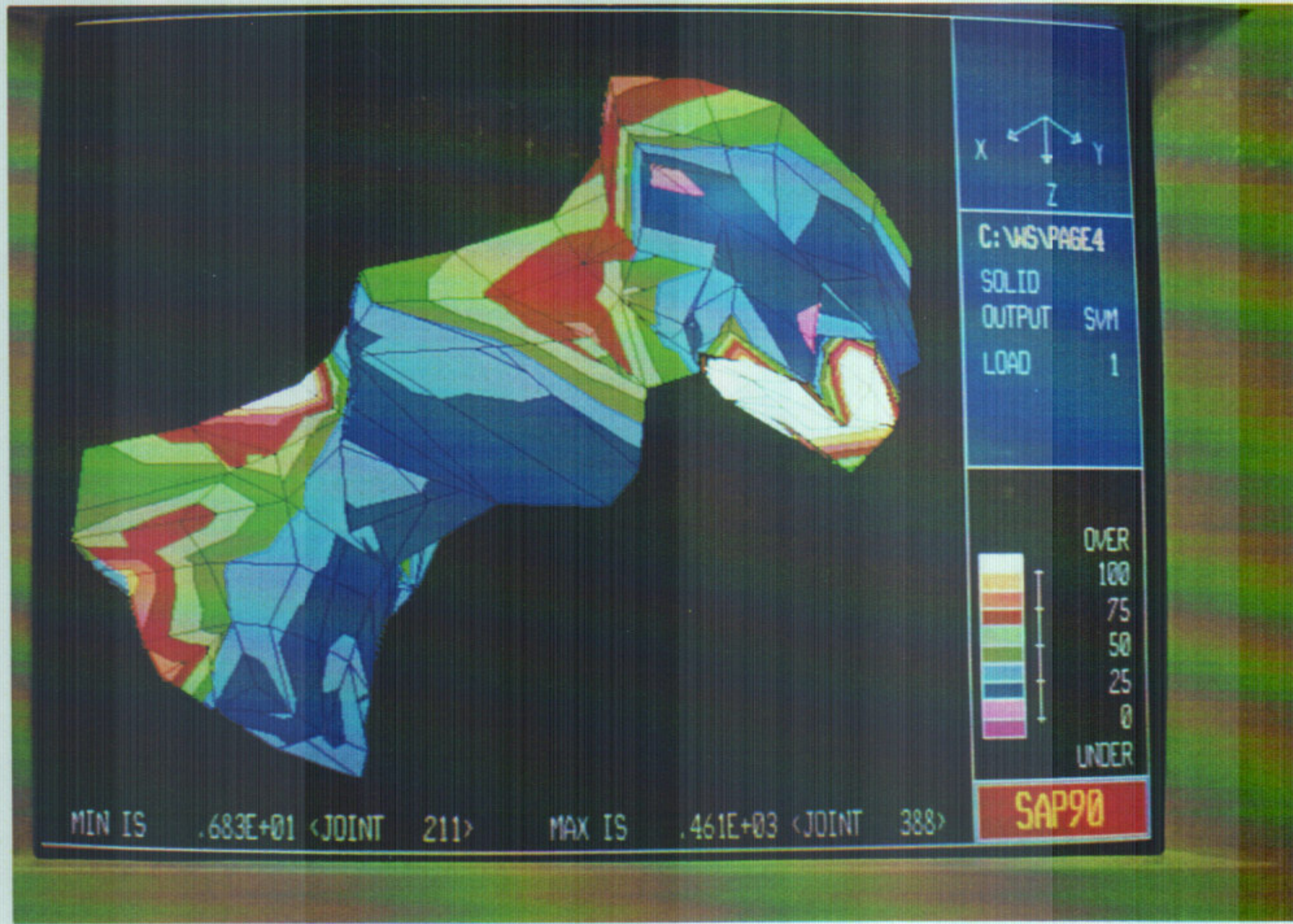


**Resim 3.16;** Kompozit inley grubunda lateral yüklemede kavite tabanında oluşan stresler



**Resim 3.17;** Porselen inley grubunda vertikal yükleme sonrası oluşan stresler





✕ **Resim 3.18;** Porselen inleyde vertikal yükleme sonrası oluşan stresler

Vertikal yüklemede inleyde 388.noktada 461 MPa ile en yüksek, 211.noktada 6.8 MPa ile endüşük stres değerleri saptanmıştır. İnley genelinde ise, 10-150 MPa arası stresler izlenmiştir (Resim 3.18).

Kavite tabanında; mesial basamakta 25-50 MPa, distal basamakta 5-50 MPa arası, okluzal tabanda ise 5-30 MPa arası eşdeğer stres dağılımı saptanmıştır (Resim 3.19).

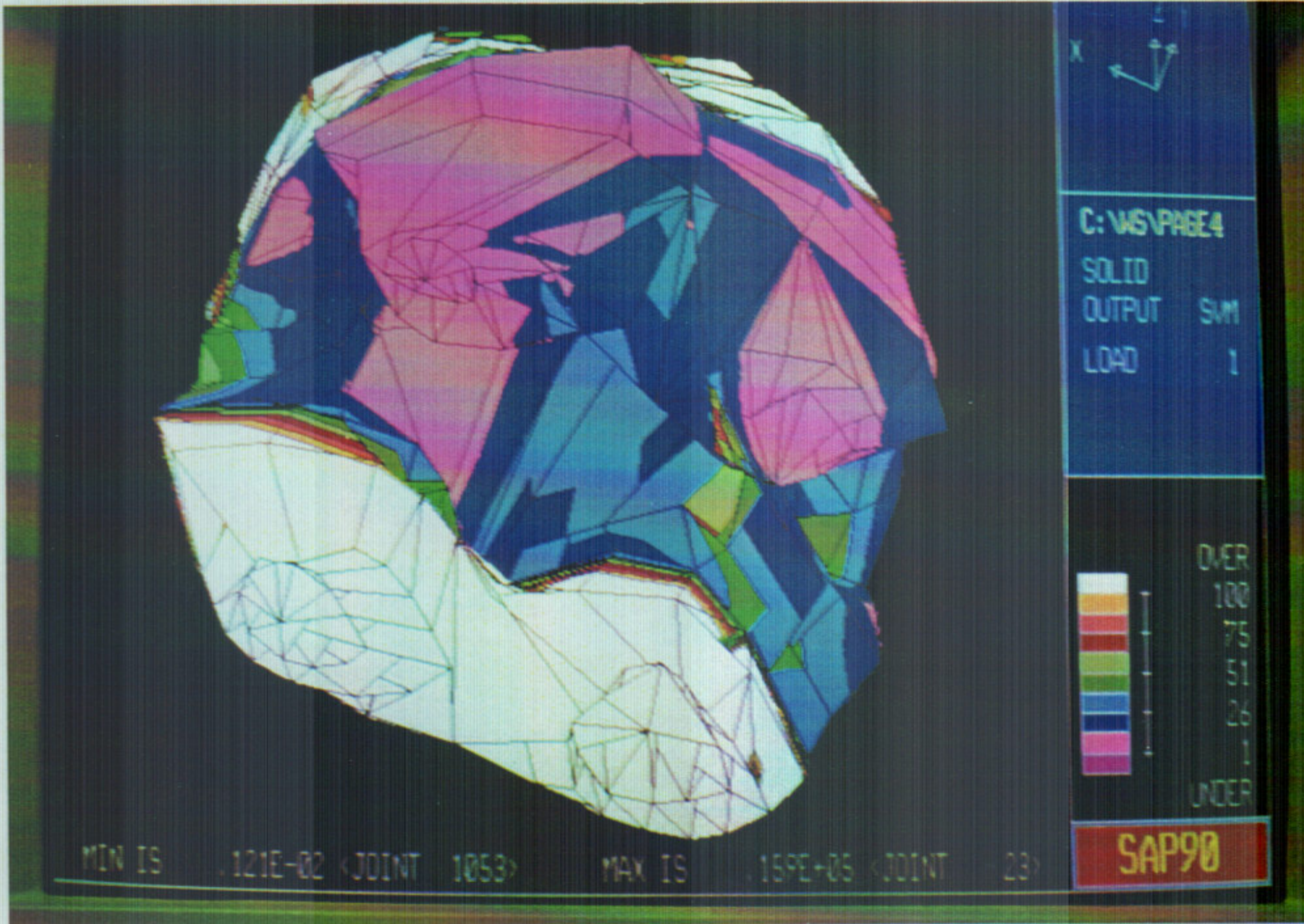
Lateral yüklemede (Durum 4b), dişin genel görünümünde en yüksek stres değerleri yük uygulanan tüberkül tepelerinde 150-225 MPa arasında izlenmiştir. Mine sement sınırında 8-55 MPa arasında değişen stresler mevcuttur (Resim 3.20).



Lateral yüklemde porselen inleyde 388. Noktada 58 MPa en yüksek, 222.noktada 0.8 MPa en düşük değerler saptanmıştır. İnley üzerinde değişen değerlerde 5-25 MPa arası eşdeğer stresler izlenmiştir (Resim 3.21).

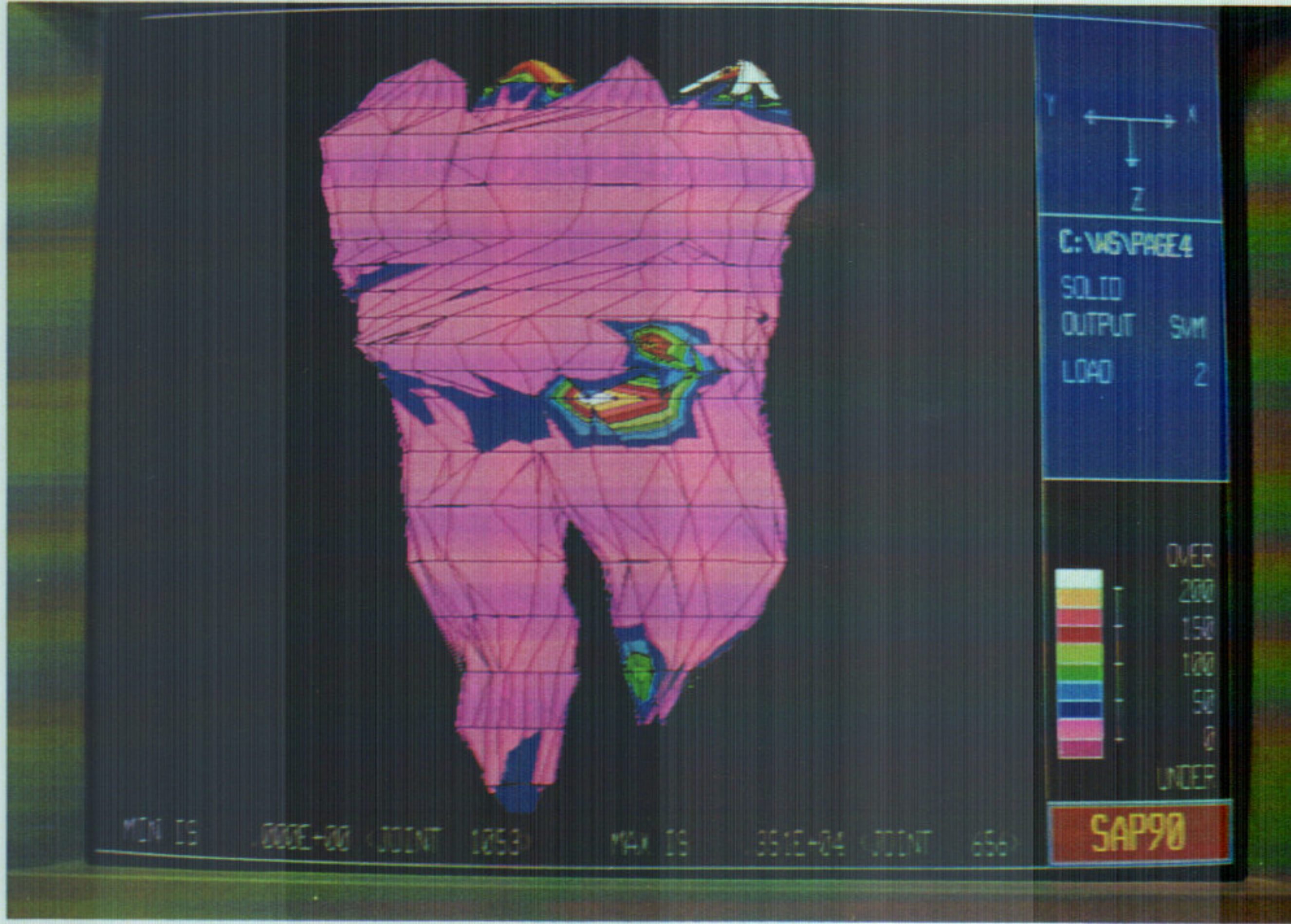
Kavite tabanına bakıldığında; mesial basamakta 12-25 MPa, distal basamakta 5-25 MPa, okluzal tabanda ise 5-25 MPa arası değişen eşdeğer stres değerleri saptanmıştır (Resim 3.22).

Porselen inley uygulanan gruba ait stres değerleri çizelge 3.3'de gösterilmiştir.

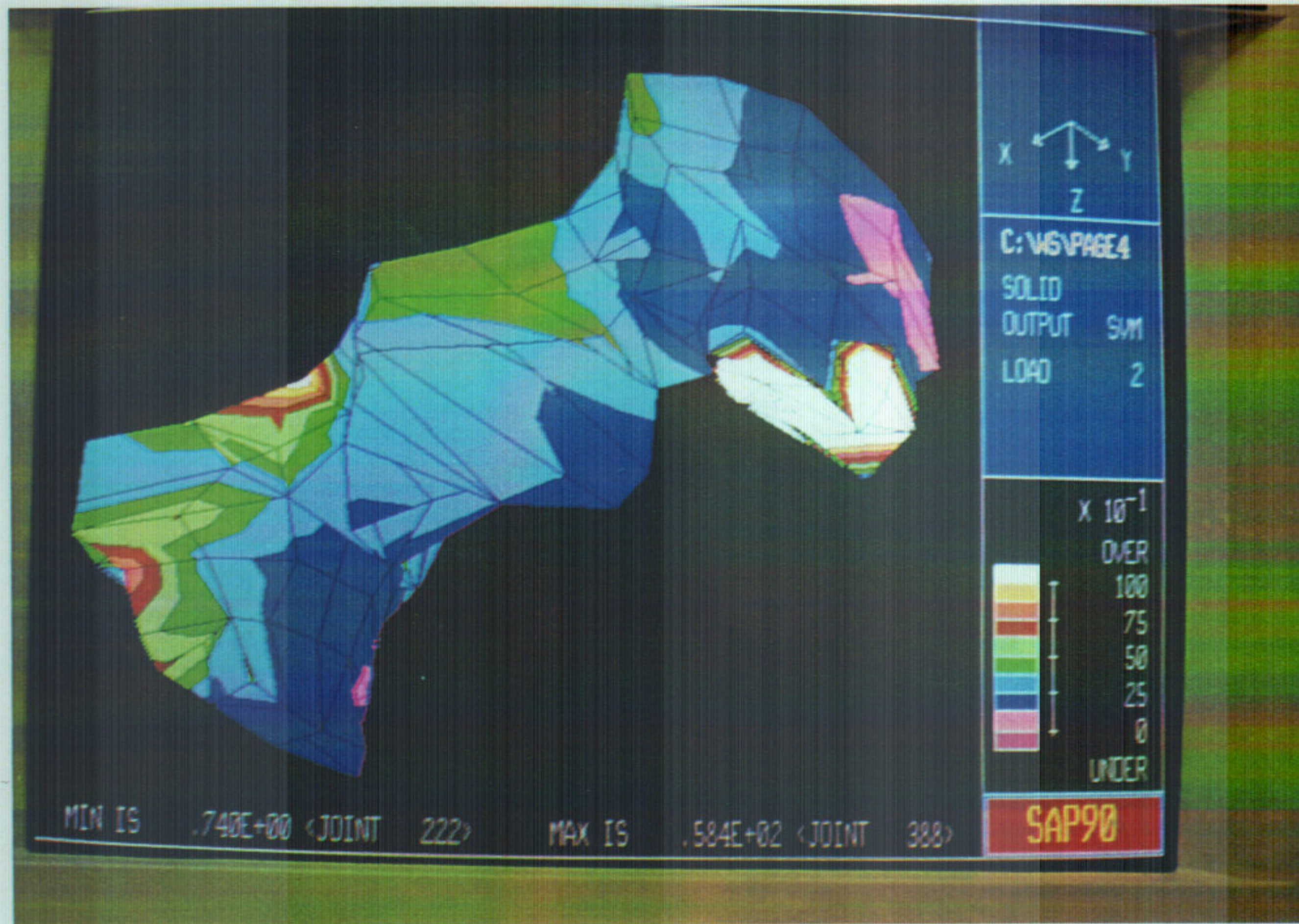


**Resim 3.19;** Porselen inley grubunda vertikal yüklemde kavite tabanında oluşan stresler



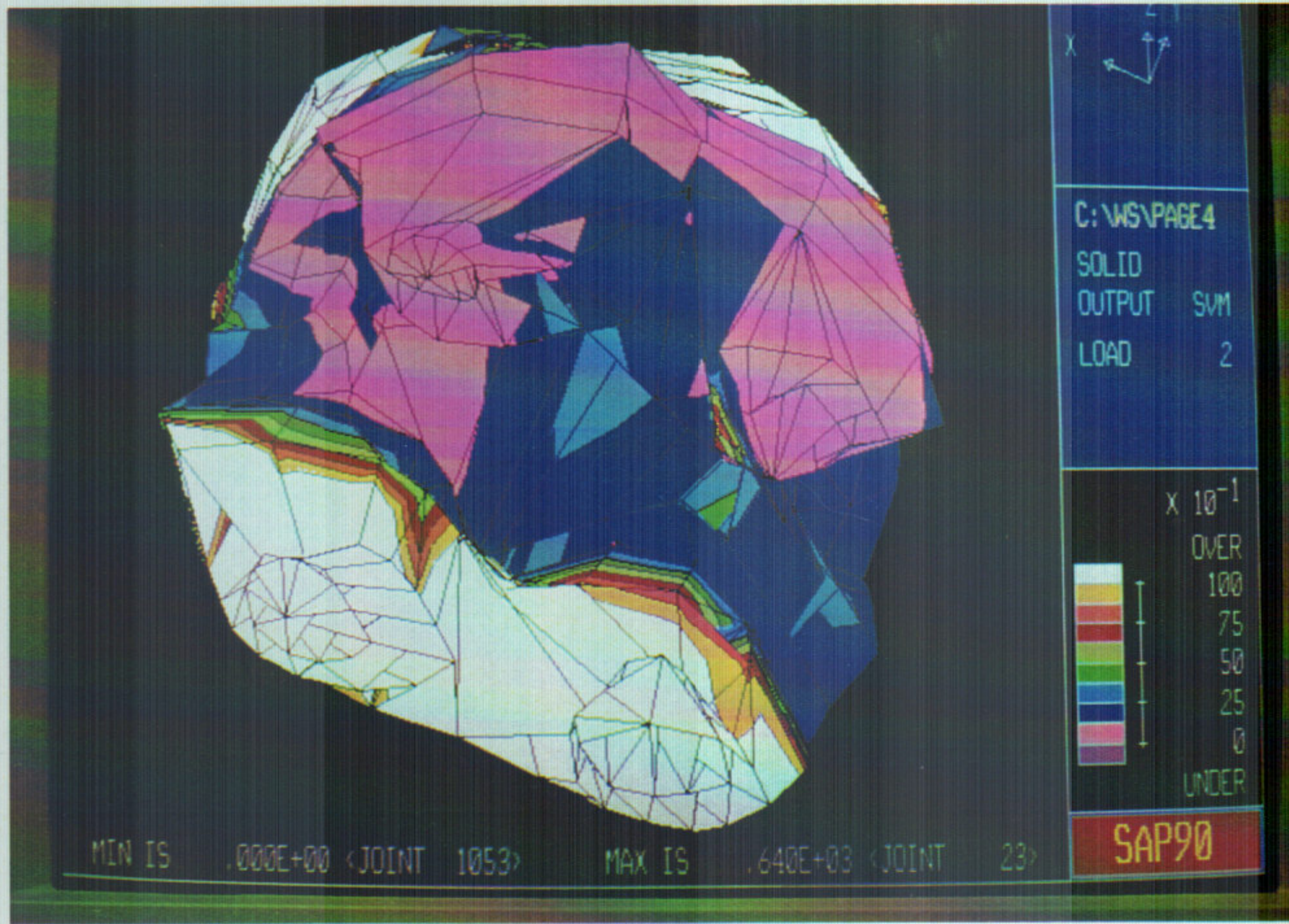


✕ Resim 3.20; Porselen inley grubunda lateral yükleme sonrası oluşan stresler



✕ Resim 3.21; Porselen inleyde lateral yükleme sonrası oluşan stresler





**Resim 3.22;** Porselen inley grubunda lateral yüklemde kavite tabanında oluşan stresler

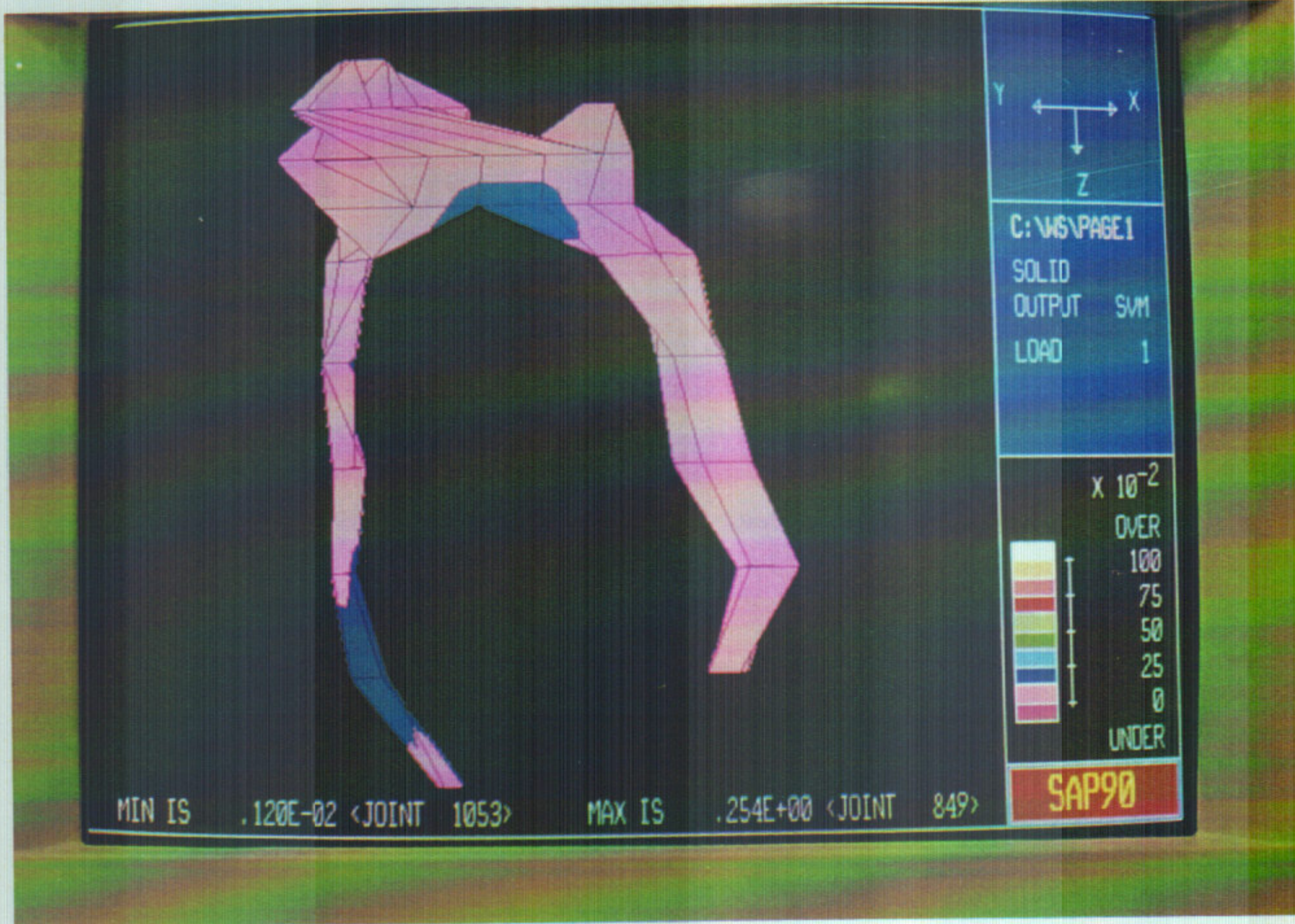
**Çizelge 3.3;** Porselen İnley ve Kavite Tabanına Ait Von Misses Stres Değerleri

|                         | <i>En yüksek<br/>(Max)</i> | <i>en düşük<br/>(Min)</i> | <i>genel dağılım</i> | <i>mesial<br/>basamak</i> | <i>distal<br/>basamak</i> | <i>okluzal<br/>kavite<br/>tabanı</i> |
|-------------------------|----------------------------|---------------------------|----------------------|---------------------------|---------------------------|--------------------------------------|
| <i>vertikal<br/>yük</i> | 388.nokta/<br>461MPa       | 211.nokta/<br>6.8MPa      | 10-150MPa            | 25-50MPa                  | 5-50MPa                   | 5-30MPa                              |
| <i>lateral<br/>yük</i>  | 388.nokta/<br>58MPa        | 222.nokta/<br>0.8MPa      | 5-25MPa              | 12-25MPa                  | 5-25MPa                   | 5-25MPa                              |

Tüm gruplarda en az Von Misses eşdeğer stresi oluşan bölge pulpa olarak tesbit edilmiştir (Resim 3.23).



Araştırmamızın istatistik sonuçları Çizelge 3.4, 3.5, 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11' de gösterilmiştir.



Resim 3.23; Pulpa ve oluşan streslere ait örnek

Çizelge 3.4; Altın inley uygulanan gruba ait stres değerlerinin istatistiksel sonuçları(MPa)

|              | n   | Mesial basamak |      |            | Distal basamak |      |            | Okluzal taban |      |            |
|--------------|-----|----------------|------|------------|----------------|------|------------|---------------|------|------------|
|              |     | $\bar{x}$      | S    | $S\bar{x}$ | $\bar{x}$      | S    | $S\bar{x}$ | $\bar{x}$     | S    | $S\bar{x}$ |
| vertikal yük | 951 | 30.00          | 2.50 | 0.081      | 24.00          | 5.50 | 0.178      | 31.50         | 9.25 | 0.300      |
| lateral yük  | 951 | 2.50           | 0.75 | 0.024      | 2.00           | 1.00 | 0.032      | 2.50          | 1.00 | 0.032      |

Çizelge 3.5; Kompozit inley uygulanan gruba ait stres değerlerinin istatistiksel sonuçları(MPa)

|              | n   | Mesial basamak |      |            | Distal basamak |      |            | Okluzal taban |       |            |
|--------------|-----|----------------|------|------------|----------------|------|------------|---------------|-------|------------|
|              |     | $\bar{x}$      | S    | $S\bar{x}$ | $\bar{x}$      | S    | $S\bar{x}$ | $\bar{x}$     | S     | $S\bar{x}$ |
| vertikal yük | 951 | 37.50          | 6.25 | 0.203      | 24.00          | 5.50 | 0.178      | 45.00         | 10.00 | 0.324      |
| lateral yük  | 951 | 3.00           | 2.50 | 0.081      | 3.00           | 1.00 | 0.032      | 4.50          | 1.75  | 0.057      |



**Çizelge 3.6;** Porselen inley uygulanan gruba ait stres değerlerinin istatistiksel sonuçları(MPa)

|              | n   | Mesial basamak |      |            | Distal basamak |       |            | Okluzal taban |      |            |
|--------------|-----|----------------|------|------------|----------------|-------|------------|---------------|------|------------|
|              |     | $\bar{x}$      | S    | $S\bar{x}$ | $\bar{x}$      | S     | $S\bar{x}$ | $\bar{x}$     | S    | $S\bar{x}$ |
| vertikal yük | 951 | 37.50          | 6.25 | 0.203      | 27.50          | 11.25 | 0.365      | 17.50         | 6.25 | 0.203      |
| lateral yük  | 951 | 18.75          | 3.25 | 0.105      | 15.00          | 5.00  | 0.162      | 15.00         | 5.00 | 0.162      |

**Çizelge 3.7;** Altın(A), Kompozit(K), Porselen(P) inleylerin mesial basamağında oluşan Von Misses stres değerlerinin karşılaştırılmalı istatistiksel sonuçları

| Yükler       | Karşılaştırmalar | Student t test sonuçları |      |         |
|--------------|------------------|--------------------------|------|---------|
|              |                  | t                        | sd   | P       |
| vertikal yük | A-K              | -34.36                   | 1900 | P<0.001 |
|              | A-P              | -34.36                   | 1900 | P<0.001 |
|              | K-P              | 0.00                     | 1900 | p>0.001 |
| lateral yük  | A-K              | -5.91                    | 1900 | P<0.001 |
|              | A-P              | -150.24                  | 1900 | P<0.001 |
|              | K-P              | -118.46                  | 1900 | P<0.001 |

**Çizelge 3.8;** Altın(A), Kompozit(K), Porselen(P) inleylerin distal basamağında oluşan Von Misses stres değerlerinin karşılaştırılmalı istatistiksel sonuçları

| Yükler       | Karşılaştırmalar | Student t test sonuçları |      |         |
|--------------|------------------|--------------------------|------|---------|
|              |                  | t                        | sd   | P       |
| vertikal yük | A-K              | 0.00                     | 1900 | P>0.001 |
|              | A-P              | -8.62                    | 1900 | P<0.001 |
|              | K-P              | -8.62                    | 1900 | p<0.001 |
| lateral yük  | A-K              | -21.81                   | 1900 | P<0.001 |
|              | A-P              | -78.62                   | 1900 | P<0.001 |
|              | K-P              | -72.57                   | 1900 | P<0.001 |



**Çizelge 3.9;** Altın(A), Kompozit(K), Porselen(P) inleylerin okluzal tabanda oluşan Von Misses stres değerlerinin karşılaştırılmalı istatistiksel sonuçları

| Yükler       | Karşılaştırmalar | Student t test sonuçları |      |         |
|--------------|------------------|--------------------------|------|---------|
|              |                  | t                        | sd   | P       |
| vertikal yük | A-K              | -30.56                   | 1900 | P<0.001 |
|              | A-P              | -38.67                   | 1900 | P<0.001 |
|              | K-P              | 71.97                    | 1900 | p<0.001 |
| lateral yük  | A-K              | -38.25                   | 1900 | P<0.001 |
|              | A-P              | -78.62                   | 1900 | P<0.001 |
|              | K-P              | -61.12                   | 1900 | P<0.001 |

**Çizelge 3.10;** Tüm gruplara ait vertikal ve lateral yüklemeler sonucu oluşan Von Misses genel stres değerlerinin istatistiksel sonuçları(MPa)

| Gruplar                         | Yükler       | Min-Max | $\bar{x}$ | S      | Sx   |
|---------------------------------|--------------|---------|-----------|--------|------|
| <b>KONTROL</b><br><b>GRUBU</b>  | vertikal yük | 100-150 | 125.00    | 12.50  | 0.41 |
|                                 | lateral yük  | 10-50   | 30.00     | 10.00  | 0.33 |
| <b>ALTIN</b><br><b>İNLEY</b>    | vertikal yük | 125-200 | 162.50    | 18.75  | 0.61 |
|                                 | lateral yük  | 12-50   | 31.35     | 9.50   | 0.31 |
| <b>KOMPOZİT</b><br><b>İNLEY</b> | vertikal yük | 100-250 | 175.00    | 37.50  | 1.22 |
|                                 | lateral yük  | 9-52    | 30.50     | 10.75  | 0.35 |
| <b>PORSELEN</b><br><b>İNLEY</b> | vertikal yük | 90-600  | 345.00    | 127.50 | 4.13 |
|                                 | lateral yük  | 8-55    | 31.50     | 11.75  | 0.38 |



**Çizelge 3.11;** Kontrol grubu ile, Altın, Kompozit ve Porselen İnley gruplarının vertikal ve lateral yüklemeler sonucu oluşan Von Misses genel stres değerlerinin karşılaştırılmalı istatistiksel sonuçları

| Yükler       | Karşılaştırmalar | Student t test sonuçları |      |         |
|--------------|------------------|--------------------------|------|---------|
|              |                  | t                        | sd   | P       |
| vertikal yük | Kontrol-Altın    | 51.32                    | 1900 | P<0.001 |
|              | Kontrol-Kompozit | 39.63                    | 1900 | P<0.001 |
|              | Kontrol-Porselen | 52.96                    | 1900 | p<0.001 |
| lateral yük  | Kontrol-Altın    | 0.180                    | 1900 | P>0.1   |
|              | Kontrol-Kompozit | 0.048                    | 1900 | P>0.1   |
|              | Kontrol-Porselen | 0.137                    | 1900 | P>0.1   |

Student t testi sonuçlarına göre, vertikal yük ve lateral yük altında en yüksek stres analizi değerleri altın ve kompozit inleylerde okluzal tabanda saptanırken, porselen inleylerde mesial basamakta saptanmıştır. En düşük stres analizi değerleri vertikal yük altında altın ve kompozit inleylerde distal basamakta saptanırken, porselen inley için okluzal tabanda saptanmıştır. Lateral yük altında ise en düşük stres analizi değerleri; altın, kompozit ve porselen inleylerin distal basamağında saptanmıştır.

Altın, kompozit ve porselen inleylerin mesial basamağında vertikal yük altında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılmasında ise, altın inley ile kompozit ve porselen inleyler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $P<0.001$ ) bulunurken, kompozit inley ile porselen inley arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız ( $P>0.001$ ) bulunmuştur.

Altın, kompozit ve porselen inleylerin mesial basamağında lateral yük altında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılmasında ise, altın,



kompozit ve porselen inleyler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $P<0.001$ ) bulunmuştur.

Altın, kompozit ve porselen inleylerin distal basamağında vertikal yük altında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılmasında, porselen inley ile altın ve kompozit inleyler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $P<0.001$ ) bulunurken, altın inley ile kompozit inley arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız ( $P>0.001$ ) bulunmuştur.

Altın, kompozit ve porselen inleylerin distal basamağında lateral yük altında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılmasında ise, altın, kompozit ve porselen inleyler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $P<0.001$ ) bulunmuştur.

Altın, kompozit ve porselen inleylerin okluzal tabanında vertikal ve lateral yük altında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılmasında; altın, kompozit ve porselen inleyler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $P<0.001$ ) bulunmuştur.

Kontrol grubunun; altın, kompozit ve porselen inleyle ait gruplarla vertikal yük altında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılmasında; kontrol grubu ile altın, kompozit ve porselen inleyler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $P<0.001$ ).

Kontrol grubunun; altın, kompozit ve porselen inleyle ait gruplarla lateral yük altında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılmasında; kontrol



grubu ile altın, kompozit ve porselen inleyler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $P>0.1$ ).

Tüm gruplara ait vertikal ve lateral yük altında oluşan Von Misses eşdeğer stres değerleri incelendiğinde, en düşük stres değeri 30.00 MPa olarak lateral yük altında kontrol grubunda saptanırken, en yüksek stres değeri 345.00 MPa olarak vertikal yük altında porselen inley grubunda saptanmıştır.

Bu bulgulara göre; kontrol grubu hariç, vertikal ve lateral yük altında mesial, distal ve okluzal tabanda en düşük Von Misses stres değerleri altın inley grubunda görülürken, sadece vertikal yük altında okluzal tabanda altın inley grubu porselen inley grubuna göre yüksek değerler göstermiştir. Genel olarak en düşük stres değerlerini altın inley grubu göstermektedir.



#### 4.TARTIŞMA

Günümüzde hastaların birçoğu arka grup dişlerine uygulanan restorasyonlarda da doğal görünüm ve estetiği tercih etmektedirler. Gittikçe artan bu istek karşısında araştırmacılar ve üreticiler, 1885'den beri yaygın olarak kullanılan amalgamın yerini alacak, ideal özelliklere sahip restoratif maddelerin arayışı içerisindeyler. Nitekim bu amaçla ışııkla veya kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinler geliştirilmiş, ancak uygulama güçlükleri, bazı fiziksel özelliklerin yetersizliği ve polimerizasyon büzülmesinin doğurduğu olumsuz sonuçlar bu maddelerin arka grup dişlerde kullanımını önemli ölçüde sınırlamıştır. Son yıllarda, yukarıda sözünü edilen dezavantajları ortadan kaldırmak için yapılan çalışmalar rezinin ekstraoral polimerizasyonu üzerinde yoğunlaşmıştır (Wendt ve Leinfelder, 1990; Peutzfeldt ve Asmussen, 1991; Covey ve ark., 1992). Kompozit inley olarak isimlendirilen bu uygulamalar, arka grup dişlerde metal inley restorasyonlara alternatif olarak yer almaktadır. Bunun yanı sıra, estetik özellikleri üstün olan porselenin arka grup dişlerde intrakoronal restorasyonlar için uygunluğu çok önceleri fark edilmekle birlikte, zamanın teknolojik olanaksızlıkları nedeniyle geniş bir uygulama alanına sahip olamamıştır. Ancak porselen materyalinde ve seramik sistemindeki gelişmeler, günümüzde estetik posterior restorasyonlarda porselen inleyn önemli bir seçenek olarak karşımıza çıkmasını sağlamıştır.

Dişhekimliği; tıp, biyomekanik ve metalurji gibi konuların birbiri içine girmesi ile karakterize bir bilim dalıdır. Dişhekimliğinde temel materyalin insan olması, yapılacak deneysel çalışmaların in vitro



düzenekler üzerinde hazırlanmasını gerekli kılmaktadır. Canlı dokudaki deneysel parametrelerin birden fazla faktörden etkilenecek bireysel olarak değişmesi, birçok test yönteminin yetersiz kalmasına neden olmaktadır.

Doğru sonuca varabilmek amacı ile hazırlanan deney modellerinin çok sayıda bireysel parametreyi taklit etmesi gereklidir. Bir çok stres analiz yönteminde ise bu parametreleri yansıtmak oldukça güçtür. Bunlardan fotoelastik stres analiz yöntemi, genel stres dağılımı ve lokalizasyonunu kalitatif olarak verirken, yöntemin kantitatif yönü sınırlı kalmaktadır. Fotoelastik stress analiz yönteminde, taklit edilen yapının benzer bir modeli kullanılmakta ve bu da çenenin mekanik özelliklerini tam olarak yansıtamamaktadır. SESA yönteminde ise araya yapay bir model materyali girmediği için sonuçlar fotoelastik yöntemle oranla gerçeğe çok daha yakındır (Dayangaç, 1982a; Hart ve ark., 1992; Clelland ve ark.,1995).

Stres analiz yöntemleri arasında sıklıkla başvurulanan diğer bir yöntem de gerilim ölçer metodudur. Gerilim ölçerler sadece lokalize oldukları bölgelerdeki yapının yüzeyinde oluşan sıkışma streslerini düzgün olarak ölçebilmektedirler. Gerilim ölçerlerin in-vivo şartlarda kullanımı bazı zorlukları da beraberinde getirmektedir. Cihazın ölçüm yapan apareylerinin ağız içerisine adaptasyonları oldukça güçtür. Aynı zamanda sadece yapıştıkları yerdeki stresleri belirlemelerinden dolayı daha derin ve iç bölgelerdeki stresleri ortaya koymaları mümkün değildir (Hart ve ark., 1992).



Son yıllarda SESA yöntemi, insan biyolojisi ile ilgili yapılan çalışmalarda yaygın ve güvenli bir şekilde kullanılmaktadır (Rieger ve ark., 1990; Goel ve ark., 1991; Hsunho ve ark., 1994; Kamposiora ve ark., 1994; Ghosh ve ark., 1995). SESA yönteminin diğer test yöntemlerine göre avantajlarını şöyle sıralayabiliriz;

1- Bu yöntem, matematiksel bir metod olup, kompleks materyal, geometri ve sınır koşulları içeren yapısal elemanların kolaylıkla incelenmesine olanak tanır.

2- Model modifikasyonu kolaydır ve birden fazla parametrenin aynı model üzerinde tartışılmasına ve değerlendirilmesine izin verir.

3- İn-vivo şartlarda ulaşılamayan lokalizasyonlarda bulunan stres ve gerilimleri, model üzerinde yansıtma özelliği vardır. Aynı zamanda iç stresleri de detaylı olarak ortaya koyar.

4- Stres tipini, stres dağılımını ve deplasmanların hep birlikte çok duyarlı olarak elde edilebilmesi imkanını sağlar.

5- Deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi mümkündür.

6- Gerçek yapıya daha yakın bir modelin hazırlanabilme avantajına sahiptir (Meroueh ve ark., 1987; Koriath ve ark., 1992; Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995).

Bu avantajları nedeniyle SESA yöntemi, dişhekimliğinde de kullanım alanı bulmaktadır. Bu yöntemin daha çok Ortodonti ve İmplantoloji alanlarında tercih edildiği, üç boyutlu yöntemin de son yıllarda kullanıma girdiği görülmektedir (Tanne ve ark., 1987; Rieger, 1988; Rieger ve ark.,



1990; Sameshima ve Melnick, 1994; Sato ve ark., 1995). Yapılan literatür taramalarında, Restoratif dişhekimliği alanında inleylerle ilgili iki veya üç boyutlu herhangi bir SESA çalışmasına rastlanılmamıştır. Bu çalışmada inley restorasyonlar üzerinde oluşan stresler yukarıda belirtilen avantajları nedenleriyle daha önce hiç yapılmayan üç boyutlu SESA yöntemiyle incelenmiştir.

Stress analiz çalışmalarında en önemli aşamalardan biri de model oluşturulmasıdır. Alınacak sonuçların gerçeğe daha yakın olabilmesi için model oluşturmanın önemi vurgulanmaktadır. Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru (1995), analiz modelleri hazırlarken gerçek yapıya ne kadar fazla yaklaşırsa sonuçların da o derece doğru olabileceğini belirtmişlerdir. SESA yönteminde üç boyutlu modellerde incelenecek yapının geometrisi, iki boyutlu modellere oranla daha gerçekçi olduğu çeşitli çalışmalarda ifade edilmektedir. Aynı zamanda vertikal ve lateral yüklemelerin klinik şartlarını taklit etmesi bakımından üç boyutlu modeller daha başarılıdır (Awadalla ve ark., 1992; Meijer ve ark., 1993a; Meijer ve ark., 1993b; Meijer ve ark., 1994a; Meijer ve ark., 1994b; Clelland ve ark., 1995).

Ağızdaki dokular (kemik, diş gibi) viskoelastik karakterdedir. Dişin mekanik davranışları, yükün uygulanma sıklığından, şiddetinden etkilenebilmektedir. Oysa SESA yöntemi linear elastik bir analiz yöntemidir. Linear elastisite, yapılardaki deformasyon veya şekil değişikliğinin uygulanan yükle orantılı fakat deformasyon oranından bağımsız olmasını tanımlar. Oysa canlı dokuda bir plastik deformasyon sınırı söz konusudur ve kemik dokusunda rezorbsiyonun izlenmesi kaçınılmaz olur. Buna rağmen pratikte, doğal dişlerde dişleri çevreleyen



mukozodaki reseptörler vasıtası ile çalışan proprioseptif mekanizma, fonksiyonel streslerde plastik deformasyona geçişi engellemektedir (Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru, 1995).

Stres dağılımı ve şiddeti üzerinde belirleyici rol oynayan bir diğer önemli mekanik özellik, kullanılan malzemenin ve dokuların elastik modülüsüdür. Dokularının elastik özelliği mineralizasyon ve yoğunlukla ilgilidir. Bu özellikler bireyden bireye değiştiği gibi aynı bireyde lokalizasyona bağlı olarak da değişmektedir (Brunski, 1992). Biyolojik dokuların mineralizasyon ve yoğunluk farklılıkları, stress analizlerinin yapıldığı çalışmalarda gerçeği tam olarak yansıtamamaktadır. Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru (1995), materyallerin homojen kabul edilmelerinin varılan deney sonuçlarını çok fazla etkilemeyeceğini vurgulamışlardır. Bu sebeple çalışmamızda kullanılan doku ve materyaller diğer araştırmacılar gibi homojen kabul edilmişlerdir (O'Brien, 1989; Hsunho ve ark., 1994; Kamposiora ve ark., 1994). Çalışmamızda altın, kompozit ve porselen olmak üzere üç farklı inley materyali incelenmiştir. Her materyal yapısına göre oldukça farklı sınıflara ayrılabilir. Oysa ki bir çok araştırmada, her bir materyalin farklı türleri olabilse de standart bir Young modülüsü ve Poisson oranı dikkate alınmaktadır. Bu da stress analizi çalışmalarının dezavantajlarından biridir. Çalışmamızda materyallerin Young modülüsleri ve Poisson oranları araştırmalarda kullanılan veriler baz alınarak değerlendirilmiştir (O'Brien, 1989; Hsunho ve ark., 1994; Kamposiora ve ark., 1994).



İnley restorasyonların farklı materyaller kullanılarak hazırlanabileceği göz önüne alındığında, bunlara gelecek olan fonksiyonel kuvvetler karşısında diş dokularının ve restorasyonun cevabını da iyi bilmek gerekmektedir. Bu amaçla çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılabilse de daha gerçekçi sonuca ulaşmak açısından böylesine karmaşık bir yapıda oluşacak stresler bir arada ancak üç boyutlu SESA yöntemi ile elde edilebilir. Bu metod, geometrik olsun veya olmasın her türlü cisme veya komplike yapılara kolaylıkla uygulanabilir. Bu sebep çalışmamızda üç boyutlu SESA yönteminin kullanılmasında diğer bir faktörü oluşturmuştur.

Ayrıca, her inley restorasyonunda aynı ara bağlayıcı ajanın kullanılacağı ve bu ajan son derece ince bir tabaka oluşturacağı için, iç yapıda oluşan stresi etkilemeyeceği düşünülerek, model oluşturulurken bu bölge göz ardı edilmektedir (Reeh ve Ross, 1994). Birçok araştırmacı da Endodontik alanda yaptıkları SESA çalışmalarında kanal dolgusu sırasında dolgu patını, sonuçları etkilemeyeceği düşüncesiyle gözardı etmişlerdir (Cailleteau ve ark., 1992; Williamson ve ark., 1995; Yaman ve ark., 1995). Araştırmamızda da model oluştururken bu çalışmalar göz önüne alınarak inley ile diş arasındaki yapıştırıcı ajanın kalınlığı göz ardı edilmiştir.

Elde edilen verilerin gerçeğe yakın olabilmesinin ilk şartı doğru bir model oluşturulmasıdır. Anatomik ölçü ve oranların modele doğru yansıtılabilmesi ancak gerçek örnekler kullanılarak mümkün olabilir. Bir çok çalışmada Wheler'in (1974) bildirdiği ölçülere uygun olarak hazır şablon modeller kullanılmıştır (Dayangaç, 1982a,b; Eskitaşçıoğlu ve



Berksun, 1995; Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995). Yapılan literatür taramalarında gerçek materyallerin kullanıldığı model analizlerinin çok az sayıda olduğu görülmektedir. Williamson ve arkadaşları (1995), maxiller kesici diş üzerinde SESA yöntemiyle yaptıkları çalışmada, oluşturdukları matematiksel modeli doğal diştan kesitler alarak dijitalize etmişler ve bilgisayar ortamına aktarmışlardır. Sameshima ve Melnick (1994), SESA yöntemiyle yaptıkları Ortodontik çalışmada, sefalometrik filmler kullanarak model oluşturmuşlardır. Özgey (1998), çalışmasında da model oluştururken hastadan çekilen tomografik filmleri kullanarak implant ve destek dokulara iletilen kuvvetleri incelemiştir. Goel ve arkadaşları (1991), insan dişinin mine-dentin bağlantısındaki stresleri inceledikleri çalışmalarında hazırladıkları matematiksel model için çekilmiş insan premolar dişi kullanmışlardır. Çalışmamızda da aynı şekilde model oluşturmak için gerçek bir diş kullanılmıştır. Bu amaçla yeni çekilmiş alt ikinci molar dişe inley kavitesi açılarak direkt yöntemle kompozit inley yapılmış, diş 0.5 ve 1 mm.'lik kesitlere ayrılmıştır. Kesitler, 21 bölümde 951 nokta ve bu noktaların sınırladığı 799 eleman ile değerlendirilerek matematiksel model elde edilmiştir. Böylece, iki ve üç boyutlu diğer stres analiz yöntemlerinden farklı olarak daha gerçekçi bir model üzerinde üç boyutlu SESA yöntemi uygulanmış ve gerçeğe daha yakın sonuçlar alınmıştır.

Dayangaç (1982b), iki boyutlu SESA yöntemi kullanarak MOD amalgam dolgularda kırılma olasılığını azaltabilecek kavite şekillerini incelediği çalışmasında, farklı MOD kavite tiplerine amalgam dolgu yapıldığı varsayılarak dişin uzun eksenine paralel 45 kg.lık çiğneme kuvveti altında bu dolgularda oluşabilecek stres dağılımını incelemiştir.



Bu çalışmasının sonucunda, stresler kavite tabanının çukurlaştırılan bölgesinde, düz kavite tabanına oranla yatay ve dikey yönlerde daha az yoğunlukla ve homojen kabul edilebilecek bir dağılım göstermiştir. Üç boyutlu SESA yöntemi kullanılarak MOD inley kavitesinde ~~altın~~, kompozit ve porselen inleylerde vertikal ve lateral yük altında oluşan stresleri incelediğimiz bu çalışmada, vertikal yük olarak 45 kg.lık çiğneme kuvveti uygulanmıştır. Vertikal yük altında altın, kompozit ve porselen inleylerin mesial basamak, distal basamak ve okluzal tabandaki Von Misses eşdeğer streslerinin değerlendirildiği bu çalışmanın sonuçları ile Dayangaç'ın (1982b) yaptığı çalışmanın sonuçları yöntemlerin ve kavite şekillerinin farklılıkları nedeniyle karşılaştırılamamasına rağmen her iki çalışmada da aynı vertikal yükleme kuvveti uygulanmıştır.

Stres analizi çalışmalarında bulguların değerlendirilmesi kalitatif olarak yapılmalıdır. Üç boyutlu SESA yöntemi kullanılan bu çalışmamızda, stres yoğunluğu vertikal ve lateral kuvvetler uygulayarak iki grupta incelenmiştir. Stres dağılımı sonucunda oluşan maksimum ve minimum stres değerlerinin renk skalası ile birlikte matematiksel olarak da izlenebildiği bu çalışmada, altın, kompozit ve porselen inleylerdeki stres dağılımları ve restorasyonların etkilendiği bölgeler Von Misses eşdeğer stresleri şeklinde kalitatif olarak tespit edilmiştir.

Altın, kompozit ve porselen inley uygulanan gruplara ait vertikal yük altında oluşan Von Misses eşdeğer stresleri karşılaştırıldığında, mesial basamakta en yüksek stres ortalama 37.50 MPa ile kompozit ve porselen inleylerde saptanırken, en düşük stres ortalama 30 MPa ile altın inleyde saptandı. Distal basamakta en yüksek stres ortalama 27.50 MPa ile



porcelen inleyde saptanırken, en düşük stres ortalama 24 MPa ile altın kompozit inleylerde saptandı. Okluzal tabanda ise, en yüksek stres ortalama 45 MPa ile kompozit inleyde saptanırken, en düşük stres ortalama 17.50 MPa ile porcelen inleyde saptandı. Altın inleydeki stres değeri 31.50 MPa olarak tespit edildi. Altın, kompozit ve porcelen inley uygulanan gruplara ait lateral yük altında oluşan Von Misses eşdeğer stresleri karşılaştırıldığında, mesial basamakta en yüksek stres ortalama 18.75 MPa ile porcelen inleyde saptanırken, en düşük stres ortalama 2.50 MPa ile altın inleyde saptandı. Kompozit inleydeki stres değeri 3.00 MPa olarak tespit edildi. Distal basamakta en yüksek stres ortalama 15 MPa ile porcelen inleyde saptanırken, en düşük stres ortalama 2 MPa ile altın inleyde saptandı. Kompozit inleydeki stres değeri 3 MPa olarak tespit edildi. Okluzal tabanda ise, en yüksek stres ortalama 15 MPa ile porcelen inleyde saptanırken, en düşük stres ortalama 2.50 MPa ile altın inleyde saptandı. Kompozit inleydeki stres değeri 4.50 MPa olarak tespit edildi.

Kalitatif olarak tespit edilen bu sonuçlara göre; altın, kompozit ve porcelen inley uygulanan gruplara ait vertikal ve lateral yük altında oluşan stres değerlerinin mesial ve distal basamakta farklı olduğu görülmektedir. Dayangaç (1982a) 'ın alt 2. molar MOD kaviterlerde yaptığı iki boyutlu SESA çalışmasında çizilen matematiksel model simetrik olduğu için dişin yarısı değerlendirilmiş, elde edilen bulguların dişin diğer yarısında da aynı olacağı kabul edilmiştir. Üç boyutlu SESA yöntemi kullanarak yapılan bu çalışmada ise gerçek alt 2. molar diştten matematiksel model elde edildiği için, dişin mesiali ve distali simetrik olamayacağından sonuçlar farklı bulunmuştur.



Ersoy ve arkadaşları (1995), kompozit ve porselen inley materyallerinin kırılma özellikleri ile ilgili yaptıkları çalışmada kırılma dirençlerini, kompozitler için ortalama 45 kg.yük altında ortalama 440 MPa olarak saptamışlar, porselen için ortalama 28 kg.yük altındaki kırılma dirençlerini ise ortalama 274 MPa olarak bildirmişlerdir. Çalışmamızda altın, kompozit ve porselen inleylerde oluşan Von Misses stres değerleri her ne kadar altın inleyde diğerlerine göre daha düşük çıktıysa da, kompozit ve porselen inleylerde gözlenen stres değerleri bu materyallerin kırılma dirençlerinin altında olduğundan her üç inley tipinin de klinik uygulamalarda kullanılabileceği görüşündeyiz.

Restoratif dişhekimliğinde kullanılan materyallerin çiğneme kuvvetleri altında oluşan streslere karşı koyacak nitelikte olmaları ve kalıcı deformasyonlar ile kırılmalara uğramayacak yapıda olmaları gerekmektedir. Bu nitelikleri belirlemek amacıyla yapılan stres analizi çalışmasında elde edilen bulgular ışığı altında altın, kompozit ve porselen inleyler arasındaki Von Misses eşdeğer stresleri karşılaştırıldığında, en düşük stres değerlerine altın inley grubunda rastlanmasına rağmen, kompozit ve porselen inleylerin de lateral ve vertikal yükler altında oluşan kuvvetlere karşı koyabilecek nitelikte olduğu gözlenmiştir. Bunun yanı sıra, altın inleylerin maliyetlerinin yüksek oluşu, laboratuvar çalışmalarının uzunluğu ve estetik olmayışlarından dolayı arka grup dişlerin restorasyonlarında amalgam ve kompozit dolgulara alternatif olarak kompozit ve porselen inleyler tercih edilebilirler. Kompozit ve porselen inleylerde oluşan Von Misses eşdeğer stresleri karşılaştırıldığında, porselen inleylerle kompozit inleyler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunduğundan, mesial basamakta ve distal basamakta porselen



inleylerdeki stres değerleri kompozit inleyle nazaran daha yüksek bulunmuştur. Porselenin bu dezavantajı dokuların mineralizasyon farklılıkları ve okluzal uyumsuzluklar düşünüldüğünde dişte kırılmalara veya pulpanın tekrarlayan stresler ile zarar görmesine neden olabilecektir. Buna ilaveten, porselen inleylerin maliyetlerinin yüksek olması, laboratuvar işlemlerinin uzun sürmesi, son cilalamadan sonra üzerlerinde işlem yapılamaması ve karşıt dişte aşınmaya neden olması gibi dezavantajları da göz önünde bulundurulduğunda, porselen inley yerine kompozit inleylerin daha iyi bir alternatif olabileceği düşünülebilir.

SESA yöntemi, yapılar üzerine mekanik bir yükleme esnasında oluşan stres dağılım ve deplasmanlarını incelemek için kullanılmaktadır. Bu yöntem uçak endüstrisi için geliştirilmiş olup daha sonra inşaat mühendisliğinde kullanım alanı bulmuştur. Günümüzde SESA yöntemi biyomekanik ve dişhekimliği alanında da kullanılmaya başlamıştır. SESA yönteminin geçerliliği, geometrinin materyal özelliklerinin destek ve yükleme durumlarının fiziksel idealizasyonlarına dayanmaktadır. Dişhekimliği alanında yapılan çalışmalar materyallerin homojen kabul edilmesi esasına dayanmaktadır. Gerçekte ise doğada hiçbir materyal homojen değildir. Aynı cinsten iki organizmaya ait her bir dokunun iç yapısı dahi birçok etkene bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir. Gerek sonlu elemanlar gerekse diğer stres analiz yöntemlerinde, analizin en zor kısmının model oluşturulması olduğu düşünülürse, dişhekimliği alanında yapılacak çalışmalarda modelin gerçek dişlerden elde edilmesi bir avantaj getirecektir. SESA yöntemi için belirtilen olumsuzluklar ve analizi yapılan canlı dokunun bireysel faktörlerden etkilendiği bilinse bile, SESA modelleri geometrik yaklaşımları ve kompleks materyal



özelliklerini yansıtmamasından dolayı tercih edilmektedir. Fakat yine de kas ve ısırma kuvvetlerinin yönü ve şeklindeki belirsizlik, uygulanma yerleri, çene geometrileri ve dokuların mekanik özelliklerindeki belirsizlikler SESA sonuçlarının tartışılır hale gelmesine neden olmaktadır. Her in vitro test yönteminde olduğu gibi, bu yöntemle yapılan çalışmalar neticesinde elde edilen bulgular sadece kalitatif yönleri ile değerlendirilse bile, deneysel ve klinik çalışmalara destek sağlayacağı düşüncesindeyiz. Daha iyi sonuçlar, incelenecek yapının tüm özelliklerinin model üzerine aktarılabilmesi ve deneysel donanımların geliştirilmesi ile mümkün olacaktır.



## 5.SONUÇ

Bu çalışmada; alt ikinci büyük azı dişi kullanılarak açılan MOD inley kavitesine uygulanan altın, kompozit ve porselen inleylerde; mesial, distal ve okluzal basamakta vertikal ve lateral yük altında oluşan Von Misses eşdeğer stresleri üç boyutlu gerçek matematiksel model üzerinde SESA yöntemi kullanılarak incelenmiş ve şu sonuçlar elde edilmiştir;

- Altın inleylerde vertikal yük altında en yüksek stres değeri okluzal tabanda (31.5 MPa) saptanırken, en düşük stres değeri distal basamakta (24 MPa) saptanmıştır. Lateral yük altında; en yüksek stres değeri okluzal taban ve mesial basamakta (2.5 MPa) saptanırken, en düşük stres değeri distal basamakta (2 MPa) saptanmıştır.
- Kompozit inleylerde vertikal yük altında en yüksek stres değeri okluzal tabanda (45 MPa) saptanırken, en düşük stres değeri distal basamakta (24 MPa) saptanmıştır. Lateral yük altında; en yüksek stres değeri okluzal tabanda (4.5 MPa) saptanırken, en düşük stres değeri distal ve mesial basamakta (3 MPa) saptanmıştır.
- Porselen inleylerde vertikal yük altında en yüksek stres değeri mesial basamakta (37.5 MPa) saptanırken, en düşük stres değeri okluzal tabanda (17.5 MPa) saptanmıştır. Lateral yük altında; en yüksek stres değeri mesial basamakta (18.75 MPa) saptanırken, en düşük stres değeri distal basamakta ve okluzal tabanda (15 MPa) saptanmıştır.



- Kontrol grubu ve altın, kompozit, porselen inleylerde vertikal yük altında oluşan genel streslerin karşılaştırılmalı incelemesinde; en yüksek stres değeri porselen inleyde (345MPa) saptanırken, en düşük stres değeri kontrol grubunda (125MPa) saptanmıştır. Altın inleydeki stres değeri 162.5 MPa iken, kompozit inleydeki stres değeri 175MPa'dır. Kontrol grubu ile altın, kompozit ve porselen inleyler arasındaki stres değerleri farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $P < 0.001$ ).
- Kontrol grubu ve altın, kompozit, porselen inleylerde lateral yük altında oluşan genel streslerin karşılaştırılmalı incelemesinde; en yüksek stres değeri porselen inleyde (31.5 MPa) saptanırken, en düşük stres değeri kontrol grubunda (30 MPa) saptanmıştır. Altın inleydeki stres değeri 31.35 MPa iken, kompozit inleydeki stres değeri 30.5 MPa'dır. Kontrol grubu ile altın, kompozit ve porselen inleyler arasındaki stres değerleri farkı istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $P > 0.1$ ).
- Sonuç olarak; vertikal ve lateral yük altında, kontrol grubu hariç, altın, kompozit ve porselen inleylerde oluşan Von Misses eşdeğer stres değerleri karşılaştırıldığında; en yüksek değerleri porselen inley grubu gösterirken en düşük değerleri ise altın inley grubu göstermektedir.



## ÖZET

### **Farklı Materyaller Kullanılarak Yapılan İnleylerde Oluşan Stresin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi**

Bu çalışmanın amacı, altın, kompozit ve porselen inleylerde vertikal ve lateral kuvvetler altında oluşan streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmesidir.

Bu amaçla, MOD inley kavitesi açılarak direkt kompozit inley yapılan alt ikinci molar diştten kesitler alınarak gerçek üç boyutlu matematiksel model bilgisayar ortamında oluşturulmuştur. SAP 90 programı kullanılarak dört farklı grupta vertikal ve lateral kuvvetler altında oluşan stresler Von Misses stres değerleri cinsinden saptanmıştır.

Altın, kompozit ve porselen inleylerde vertikal ve lateral kuvvetler altında mesial basamakta oluşan en yüksek stres değeri 37.5 MPa ile kompozit ve porselen inleylerde saptanırken, en düşük değer 2.5 MPa ile altın inleyde saptanmıştır.

Altın, kompozit ve porselen inleylerde vertikal ve lateral kuvvetler altında distal basamakta oluşan en yüksek stres değeri 27.5 MPa ile kompozit inleyde saptanırken, en düşük değer 2 MPa ile altın inleyde saptanmıştır.

Altın, kompozit ve porselen inleylerde vertikal ve lateral kuvvetler altında okluzal tabanda oluşan en yüksek stres değeri 45 MPa ile



kompozit inleyde saptanırken, en düşük değer 2.50 MPa ile altın inleyde saptanmıştır.

Sonuç olarak; altın, kompozit ve porselen inleylerde vertikal ve lateral kuvvetler altında, okluzal taban ile vertikal yük altında mesial basamakta ve lateral yük altında distal basamakta oluşan stresler karşılaştırıldığında her üç inley tipinde istatistiksel olarak anlamlı ( $P<0.001$ ) sonuçlar bulunmuştur. Mesial basamakta vertikal yük altında kompozit inley ile porselen inley arasında oluşan stres farkı ve distal basamakta vertikal yük altında altın inley ile kompozit inley arasındaki stres farkı istatistiksel olarak anlamsız ( $P>0.001$ ) bulunmuştur.

Gerçek diş kullanılarak yapılan bu çalışmada bu dişin üç boyutlu matematiksel modele aktarılmasıyla in-vivo şartların diğer stres analiz yöntemlerine nazaran daha iyi taklit edildiği ve gerçek değerlere yaklaşıldığı ortaya konulmuştur.

**Anahtar Sözcükler:** Metal inley, kompozit inley, porselen inley, stres, üç boyutlu stres analiz yöntemi.



## SUMMARY

### **The Investigation of Stress Formed in Inlays Fabricated From Different Materials by Finite Element Stress Analysis**

The purpose of this study was to investigate the stresses formed under the vertical and lateral forces in gold, composite and porcelain inlays by three dimensional finite element stress analysis method.

For this purpose a MOD inlay cavity was performed and sections were obtained from the second lower molar tooth to which direct composite inlay applied. Then real three dimensional mathematical model was established by computer. The stresses formed under the vertical and lateral forces in four different groups were examined by SAP 90 program in terms of Von Misses stress values.

The highest stress value occurred in the mesial step, under the vertical and lateral forces was found to be 37.5 MPa in composite and porcelain inlays and the lowest value was found to be 2.5 MPa in gold inlay.

The highest stress values occurred in the distal step, under the vertical and lateral forces was found to be 27.5 MPa in composite inlay and the lowest value found to be 2 MPa in gold inlay.



The highest stress values occurred in the occlusal base, under the vertical and lateral forces was found to be 45 MPa in composite inlay and the lowest value was found to be 2.50 MPa in gold inlay.

When the stresses in gold, composite and porcelain formed under the vertical pressure in occlusal base and mesial step, and formed under the lateral pressure in distal step were compared, statistically important results were found in each inlay type ( $P < 0.001$ ). The stress difference between composite inlay and porcelain inlay under the vertical pressure in mesial step, and the stress difference between composite inlay and gold inlay under the vertical pressure in the distal step were found to be statistically unimportant ( $P > 0.001$ ).

As a result, By transferring the natural tooth to the three dimensional mathematical model, the in-vivo conditions were found to be better copied than the conditions obtained from other stress analysis methods, and the values obtained were found to be more close to the real values.

**Key Words:** Metal inlay, composite inlay, porcelain inlay, stress, three dimensional finite element stress analysis.



## KAYNAKLAR

- ANUSAVICE, K.J. (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *J. A. D. A.*, **124**: 72-84.
- ASMUSSEN, E. (1985). Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of composite resins. *Oper. Dent.*, **10**: 61-73.
- AWADALLA, H.A., AZARBAL, M., ISMAIL, Y.H., EL-IBIARI, W. (1992). Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. *J. Prosthet. Dent.*, **68**: 243-348.
- BAĞIŞ, Y.H. (1995). Farklı tekniklerle uygulanan kompozit inleylerin mikrosızıntı yönünden in vitro olarak incelenmesi. A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.
- BAYIRLI, G., ŞİRİN, Ş. (1982). Konservatif Diş Tedavisi. Dünya Tıp Kitabevi Ltd. Şti., İstanbul.
- BRINKER, H.A. (1978). Simplified porcelain inlays. *J. Prosthet. Dent.*, **40**: 44-49.
- BRUNSKI, J. B.(1992) Biomechanical factors affecting the bone dental implant interface. *Clin. Mater.*, **10**: 153-201.
- BURKE, F.J.T., QUALTROUGH, A.J.E. (1993). Aesthetic inlays: composite or ceramic. *Br. Dent. J.*, **176**: 53-60.
- CAILLETEAU, G.J., RIEGER, M.R., AKIN, J.E. (1992). A comparison of intracanal stresses in a post restored tooth utilizing the finite element method. *J. Endodon.*, **18**: 540-544.
- CAVEL, W.T., KELSEY, W.P. (1988). A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual cure resin cement. *Quint. Int.*, **19**: 257-262.
- CHRISTENSEN, G.J. (1989). Alternatives for the restoration of posterior teeth. *Int. Dent.J.*, **39**: 155-161.
- CHRISTENSEN, G.J. (1992). A look at state of the art tooth colored inlays and onlays. *J.A.D.A.*, **123**: 66-68.
- CLELLAND, N.L., LEE, J.K., BIMBENET, O.C., BRANTLEY, W.A.(1995). A three dimensional finite element stress analysis of angled abutments for on implant placed in the anterior maxilla. *J. Prosthet.*, **4**: 95-100.



- COVEY, C.L., TAHANEY, S.R., DAVENPORT, J.M. (1992). Mechanical properties of heat-treated composite resin restorative materials. *J. Prosthet. Dent.*, **68**: 458-461.
- CRAIG, R.G.(1989). Restorative Dental Materials. 8<sup>th</sup>. Ed. The C.V. Mosby Company. St. Louis., pp. 255-279.
- CUNNINGHAM, J., MAIR, L.H., FOSTER, M.A., IRELAND, R.S. (1990). Clinical evaluation of three posterior composite and two amalgam restorative materials: 3 years results. *Br. Dent. J.*, **169**: 319-323.
- DARENDELİLER, S., DARENDELİLER, H., KINOĞLU, T. (1992). Analysis of a central maxillary incisor by using a three- dimensional finite element method. *J. Oral. Rehab.*, **19**: 371-383.
- DAYANGAÇ, B. ( 1982a). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile MOD amalgam dolgu kırılma olasılığını azaltabilecek kavite şeklinin incelenmesi. *H.Ü. Diş. Hek. Fak. Derg.*, **6**: 40-51.
- DAYANGAÇ, B. (1982b). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile MOD amalgam dolgu kırılma olasılığını azaltabilecek kavite şeklinin incelenmesi. *H.Ü. Diş. Hek. Fak. Derg.*, **6**: 79-91.
- DIETSCHI, D., MAGNE, P., HOLZ, J.(1994). Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quint. Int.*, **25**: 659-676.
- ERSOY, A.E., ÇETİNER, S., ÖZGEY, S. (1995). Kompozit inley materyalinin seramik inley ve posterior kompozit materyalleri ile kırılma özellikleri yönünden karşılaştırılmalı incelenmesi. *A.Ü. Diş. Hek. Fak. Derg.*, **22**: 281-284.
- ESKİTAŞÇIOĞLU, G. (1991). Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik kontakt tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin "structural analysis program" ile incelenmesi. A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, Ankara.
- ESKİTAŞÇIOĞLU, G., BERKSUN, S. (1995). Metal destekli porselen restorasyonlarda farklı kalınlıklardaki altyapıların stres analizi. *A.Ü. Diş. Hek. Fak. Derg.*, **22**: 41-46.
- ESKİTAŞÇIOĞLU, G., YURDUKORU, B.(1995). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *A.Ü. Diş.Hek. Fak. Derg.*, **22**: 201-205.
- GHOSH, J., NANDA, R.S., DUNCANSON, M.G., CURRIER, G.F. (1995). Ceramic bracket design: An analysis using the finite element method. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, **108**: 575-582.
- GOEL, V.K., KHERA, S.C., RALSTON, J.L., CHANG, K.H. (1991). Stress at the dentinoenamel junction of human teeth- A finite element investigation. *J. Prosthet. Dent.*, **66**:451-459.



- GWINNETT, A.J., BARATIERI, L.N., MONTERIOS, S., RITTER, A.V. (1994). Adhesive restorations with amalgam: Guide lines for the clinician. *Quint. Int.*, **25**: 687-695.
- HART, T.R., HENNEBEL, V.V., THONGPREDA, N., VAN BUSKIRK, W.C., ANDERSON, R.C. (1992). Modeling the biomechanics of the mandible: A three dimensional finite element study. *J. Biomech.*, **25**: 261-286.
- HOB0, S., IWATA, T. (1985). A new laminate veneer technique using castable apatite ceramic materials. 1. Theoretical considerations. *Quint. Int.*, **16**: 451-457.
- HONDRUM, S.O. (1992). A review of strength properties of dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, **67**: 859-865.
- HSUNHO, M., LEE, S., CHEN, H.H., LEE, M.C. (1994). Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J. Prosthet. Dent.*, **72**: 367-372.
- HUNTER, A.J., FEIGLIN, B., WILLIAMS, J.F. (1989). Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J. Prosthet. Dent.*, **62**: 166-172.
- JAMES, D.F. (1983). An esthetic inlay techniques for posterior teeth. *Quint. Int.*, **7**: 725-731.
- KAMPOSITORA, P., PAPAVALILIOUS, G., BAYNE, S.C., FELTON, D.A. (1994). Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *J. Prosthet. Dent.* **71**: 435-441.
- KAWAGUCHI, M., FUKUSHIMA, T., MIYAZAKI, K. (1994). The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible- light- activated resins composites. *J. Dent. Res.*, **73**: 516-521.
- KEDİCİ, S. (1985). Dişhekimliğinde apatit seramik teknolojisi. *H.Ü. Diş Hek. Fak.Derg.*, **9**: 261-269.
- KIDD, E.A.M., SMITH, B.G.N. (1990). Pickard's Manuel of Operative Dentistry. 6<sup>th</sup> Ed. , Hong Kong, Oxford Uni. Press, p. 159-171.
- KIM, K.H., PARK, J.H., IMAI, Y., KISHI, T. (1994). Microfracture mechanism of dental resin composites containing spherical- shaped filler particler. *J. Dent. Res.*, **73**: 499-504.
- KORIOTH, T.W.P., ROMILLY, D.P., HANNAM, A.G. (1992). Three dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am. J. Phys. Anthropol.*, **88**: 69-96.
- KREJI, I., LUTZ, F. (1991). Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *J. Dent.*, **19**: 24-32.



- KUROKOWA, M. (1990). Consideration of the polymerization characteristic of composites cured by argon ion laser. *J. Nihon. Univers. Sch. Dent.*, **32**: 47-48.
- LACY, A.M. (1987). A critical look at posterior composite restorations. *J.A.D.A.*, **114**: 357-362.
- LEINFELDER, K.F., LEMONS, J.E. (1988). *Clinical Restorative Materials and Techniques*. 1<sup>st</sup> ed., Philadelphia, Lea & Febiger.
- LUTZ, F., PHILLIPS, R.W. (1983). A classification and evaluation of composite resin system. *J. Prosthet. Dent.*, **50**: 480-488.
- MC CABE, J.F. (1992). *Applied Dental Materials*. 7<sup>th</sup> ed., London, Butler & Tanner.
- MEERBEEK, B.V., INOKOSHI, S., WILLEMS, G., MOACK, M.J., BREAM, M., LAMBRECHTS, P., ROULET, F., VANHERLE, G. (1992). Marginal adaptation of four tooth-colored inlay systems in vivo. *J. Dent.*, **20**: 18-26.
- MEIJER, H. J. A., STARMANS, F. J. M., BOSMAN, F., STEEN, W. H. A. (1993a). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J. Oral Rehab.*, **20**: 147-157.
- MEIJER, H. J. A., STARMANS, F. J. M., BOSMAN, F., STEEN, W. H. A. (1993b). A three dimensional finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch. Oral Biol.*, **38**: 491-496.
- MEIJER, H. J. A., STARMANS, F. J. M., BOSMAN, F., STEEN, W. H. A. (1994a). Locations of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J. Oral Rehab.*, **21**: 47-56.
- MEIJER, H. J. A., STARMANS, F. J. M., BOSMAN, F., STEEN, W. H. A. (1994b). A three dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int. J. Prosthodont.*, **7**: 271-279.
- MEROUEH, K.A., WATANABE, F., MENTAG, P.J. (1987). Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osseointegrated cylindrical implants. *J. Oral. Implants.*, **13**: 216-239.
- MILLEDING, G.P. (1992). Microleakage of indirect composite inlays. *Acta. Odontol. Scand.*, **50**: 295-301.
- MÖRMANN, W.H., BRANDESTINI, M., LUTZ, F., BARBAKOV, F. (1989). Chairside computer-aided direct ceramic inlay. *Quint. Int.*, **20**: 329-339.
- NATHANSON, D., RIIS, D.N., CATALDO, G.L., ASHAYERI, N. (1994). Cad-Cam ceramic inlays and onlays: Using an indirect technique. *J.A.D.A.*, **125**: 421-427.



- O'BRIEN, W.J.(1989) Dental materials: Properties and Selection. 1 st ed., Chikago, Quintessence Publishing Co., p. 513-566.
- ÖZGEY, S. (1998). Implant ve destek dokulara iletilen kuvvetlerin in vivo kuvvet değerleri kullanılarak incelenmesi. A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, Ankara.
- PEUTZFELDT, A., ASMUSSEN, E. (1991). Mechanical properties of three composite resin for yhe inlay/onlay technique. *J. Prosthet. Dent.*, **66**: 322-324.
- PHILLIPS, R.W. (1975). Restorative resins. *Dent. Clin. North. Amer.*, **19**: 226-233.
- POWELL, V., GORDON, G.E., JHONSON, G.H.(1991). Clinical evaluation of direct esthetic restorations in cervical abrasion / erosion lesions: one year results. *Quint. Int.*, **22**: 687-692.
- QUALTROUGH, A.J.E., WILSON, N.H.F., SMITH, E.A. (1990). The porcelain inlay: A historical view. *Oper. Dent.*, **15**: 61-70.
- RAZAK, A.A.A., HARRISON, A. (1997). The optimum curing cycle for a light- and heat-cured composite inlay material. *J. Oral. Rehab.*, **24**: 297-302.
- REEH, E.S., ROOS, G.K. (1994). Tooth stiffness with composite veneers: A strain gauge and finite element evaluation. *Dent. Mater.*, **10**: 247-252.
- RIEGER, M.R. (1988). Finite element stress analysis of root-form implants. *J. O. I.*, **14**: 472-484.
- RIEGER, M.R., ADAMS, W.K., KINZEL, G.L. (1990). A finite element survey of eleven endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, **63**: 457-465.
- SAMESHIMA, G.T., MELNICK, M. (1994). Finite- element based cephalometric analysis. *Angle. Orthod.*, **64**: 343-380.
- SATO, Y., YUASA, Y., AKAGAWA, Y., OHKAWA, S. (1995). An investigation of preferable taper and thickness ratios for cast circumferential clasp arms using finite element analysis. *Int. J. Prosthodont.*, **8**: 392-397.
- SHETH, P.J., JENSEN, M.E., SHETH, J.J. (1989). Comperative evaluation of three resin inlay techniques: microleakage studies. *Quint. Int.*, **20**: 831-837.
- SHORTHALL, A.C., BAYLIS, R.L. (1991). Microleakage around direct composite inlays. *J. Dent.*, **19**: 307-311.
- SKEETERS, T.M., BURKETT, H.N., MEE, T.R. (1986). Inlay repair of a broken solder joint. *J. Prosthet. Dent.*, **56**: 156-157.



- SPEARS, I.R. (1997). A three-dimensional finite element model of prismatic enamel: A re-appraisal of data on the Young's modulus at enamel. *J. Dent. Res.*, **76**: 1690-1697.
- STANGEL, I., BAROLET, R.Y. (1990). Clinical evaluation of two posterior composite resins: Two years results. *J. Oral. Rehab.*, **17**: 257-268.
- STURDEVENT, C.M.(1995). The Art and Science of Operative Dentistry. Ed: ROBERSON, T.M., HEYMAN, H.O., STURDEVANT, J.R. 3 rd. ed., St Louis, The Mosby Company., pp. 252-254.
- STURDEVENT, C.M.(1995). The Art and Science of Operative Dentistry. Ed: ROBERSON, T.M., HEYMAN, H.O., STURDEVANT, J.R. 3 rd. ed., St Louis, The Mosby Company., pp. 609-625.
- TANNE, K., SAKUDA, M., BURSTONE, C.J. (1987). Three- dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, **92**: 499-505.
- TONN, E.M., RYGE, G. (1985). Two years clinical evaluation of light cured composite resin restorations in primary molars. *J. A. D. A.*, **111**: 44-48.
- ULUSOY, M., AYDIN, A.K. (1988). Bölümlü Protezler. 1.baskı, Ankara, A.Ü. Basımevi, s. 37-132.
- ÜNSAL, M.K. (1994). The clinical measurements of stress and strain induced in Bronemark Implant fixtures and abutments during the fitting of a castbeam and during the application of simulated functional loads. Degree of Doctor of Philosophy. University of Sheffield, Sheffield.
- VAN NOORT, R. (1993). Dental materials: 1991 literature review. *J. Dent.*, **21**: 5-30.
- WENDT, S., LEINFELDER, K.F.(1990). The clinical evaluation of heat treated composite inlays. *J.A.D.A.*, **120**: 177-181.
- WILLIAMSON, L.J.R., FOTOS, P.G., GOEL, V.K., SPIVEY, J.D., RIVERA, E.M., KHERA, S.C. (1995). A three-dimensional finite element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J. Endodont.*, **21**:362-367.
- YAMAN, S.D., ALAÇAM, T., YAMAN, Y.( 1995). Analysis of stress distribution in a vertically condensed maxillary central incisor root canal. *J. Endod.*, **21**: 321-325.
- YUASA, Y., SATO, Y., OHKAWA, S., NAGASAWA, T. (1990). Finite element analysis of the relationship between clasp dimensions and flexibility. *J. Dent. Res.*, **69**: 1664-1668.



YÜCEL, T., AKINCI, T., BATUR, F., GÜMÜŞ, H. (1989). Çeşitli posterior kompozit dolguların yüzey sertliklerinin incelenmesi. *İ.Ü. Diş. Hek. Fak. Derg.*, 23: 40-45.

YÜCEL, T., POYRAZOĞLU, E., DEMİREL, Ş., YILDIRIM, S., BENDERLİ, Y. (1988). Görünür ışık ile sertleşen posterior kompozit ile amalgam restorasyonların bir senelik klinik sonuçları. *İ.Ü. Diş. Hek. Fak. Derg.*, 22: 39-46.

ZAİMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, A.E., AKSU, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. 1.baskı, A.Ü. Basımevi, Ankara.