

283831

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ

**KRONİÇİ VE KRONDİŞİ HASSAS TUTUCU
UYGULANAN DESTEK DİŞ VE ÇEVRE DOKULARINDA
«SONLU ELEMANLAR» YÖNTEMİ İLE STRESS ANALİZİ**

Protez (Diş) Programı

Doktora Tezi

Öt. Yavuz Aslan

Ankara 1977

T.C.

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ

KRONİÇİ VE KRONİK HASSAS TUTUCU
UYGULANAN DESTEK DİŞ VE ÇEVRE DOKULARINDA
"SONLU ELEMANLAR" YÖNTEMİ İLE STRESS ANALİZİ

Protez (Diş) Programı

Doktora Tezi

Dt. Yavuz Aslan

Rehber Öğretim Üyesi: Doç.Dr. Cengiz Tokman

Ankara 1977

İÇİNDEKİLER

Sayfa No.

1. GİRİŞ	: 1
- Tarihçe	: 3
2. PROBLEM	: 5
- Pre-fabrike Hassas Tutucular	: 6
- Kroniçi Hassas Tutucular	: 11
- Yarı Hassas Tırnaklar	: 22
- Krondiği Hassas Tutucular	: 24
- Krondiği Uzantılı Hassas Tutucular	: 25
- Stress	: 34
- Strain	: 35
- Aşırı Stress'in Periyodontal Ligament ve Alveol Kemiginde Sebep Olduğu Biyokimyasal Olaylar	: 41
3. MATERİYEL VE METOD	: 46
4. BULGULAR	: 54
5. TARTIŞMA	: 95
6. SONUÇ	: 107
7. ÖZET	: 109
8. KAYNAKLAR	: 112

GİRİŞ

Çalışmamızda kroniçi ve krondişi uzantılı tutucuların okluzal yükler altında destek diş ve çevre dokularında oluşturduğu stress'leri ve deplasmanları bilgisayarda sonlu elemanlar yöntemiyle çözümleyerek incelemeye çalıştık.

Çağımızda dişhekimliğinde uygulanan protezlerde estetik amaç giderek daha büyük önem kazanmaktadır. Estetikten amaçladığımız sağlıklı diş ve çene yapısının en doğal görünümüne yaklaşmaktır. Çoğu zaman uygulanan protezlerle, özellikle geniş restorasyonlarla, yüzün alt yarısının görünümü tamamen değişebilir. Bu da tüm görünümü ve yüz ifadesini etkiler. Rahatlıkla kullanabileceği protezi kroşeleri görünüyor diye bir defa bile takmayan hastalara kliniğimizde oldukça sık raslıyoruz. Aynı şekilde uzun süre kullandığı protezinden çok memnun olduğu halde kroşesiz protez sözünü duyup kliniğimize başvuran hastaların sayısı da az değildir.

Estetiğin bu kadar hızla önem kazanmasının yanında, gerçekte en az onun kadar önemli olan bir diğer nokta da, mümkün olduğu zaman protezin ağızdaki, özellikle yatay ve dikey hareketlerini azaltabilmektir. İşte prefabrike hassas tutucular uygulandıklarında çok değerli estetik avantajının yanında proteze daha hassas bir giriş yolu sağlayarak, daha stabil protez yapımında kullanılabilirler.

Bu parçaçıkların fabrikasyonu A.B.D. ve Avrupa'nın birçok ülkesinde çok sayıda büyük firma tarafından gerçekleştirilmektedir. İmalâtçılar her geçen gün bu konuya daha çok

ilgi gösterip daha büyük yatırımlar yapmaktadırlar.

1972 yılında Rantanen ve arkadaşlarının⁵² Finlandiya'da yaptıkları araştırmaya göre yılda yaklaşık 2000 tutucu satılmakta, 900 hassas tutucu retansiyonlu protez yapılmaktadır.

Gün geçtikçe prefabrike hassas tutucuların çeşitleri artmakta, daha kullanışlı modifikasyonları ortaya çıkmaktadır. Hattâ fiziksel nitelikleri daha yüksek alaşımlar bulunup, kullanılarak aynı dayanıklılık ve fonksiyon daha küçük boyutlar içinde başarıldıkça daha iyi nitelikte hassas tutucuların yapımı gerçekleşecektir. Hiç kuşkusuz bu alandaki gelişmelerin hızı giderek artacak ve uygulamalar da hızla yaygınlaşacaktır.

Ülkemizde de hassas tutucu retansiyonlu protezlerin uygulamaları hızla artmaktadır. Buna karşılık bu tutucularla ilgili araştırma ve yayınlar azdır. Memleketimizde uygulama fırsatı bulabildiğimiz pek az prefabrike tutucu tipi vardır. Üstelik bunların mekanik özellikleri de çoğunlukla ne hekim ne de teknisyen tarafından tam olarak bilinmediğinden uygulama çoğu zaman yanlış olabilmektedir.

Dişhekimliğinde kullanılan hassas tutucular arasında en geniş uygulama alanı bulabilen, müteharrik protezi destek dişlere bağlayan kroniçi ve krondişi uzantılı, hassas tutuculardır. Bu iki tip tutucu arasında da çok yönlü ayrılıklar vardır. En büyük farklardan belkide birincisi okluzal yüklerin iletimindedir. Çalışmamızda bu farklılık bilimsel ve ayrıntılı biçimde araştırılıp, kıyaslanmıştır. Yanlış veya eksik uygulamanın destek diş ve çevre dokularında nasıl bir stress dağılımına neden olabileceği ortaya konmaya çalışılmıştır.

Tarihçe:

Çeşitli nedenlerle kaybolan dişleri protezlerle tamamlamak düşüncesi muhakkak ki ligatürlerden de eski olmakla beraber, ilk yapılan protezlerde malzeme olarak muhtemelen kemik, taş veya balmumunun kullanılması yüzünden zamanımıza kadar gelememişlerdir. Bugüne kadar ele geçirilen en eski protezlerin M.Ö.500-400 yıllarında yaşamış olan Etrüks'lere ait olduğu saptanmıştır. Bu protezler 3-5 mm genişliğinde altın bantlar içine dana dişinden oyulmuş dişlerin yerleştirilmesiyle yapılan köprülerdir⁴⁴.

Bugünkü anlamı ile protez yapımının başlangıcı 18. yüzyıla tesadüf eder. Bu yüzyılda çoğunlukla kron ve köprü protezlerinin yapıldığı görülmektedir. Modern dişhekimliğinin kurucusu olan Fauchard'ın devrine (1678-1761) kadar zaman zaman ampirik bir şekilde yapılmış olan tam veya bölümlü protezlere tesadüf edilmektedir⁶⁸.

Bu devirden itibaren dişhekimliği ile ilgili pratik uygulamaların yanısıra teorik konular üzerinde de çalışmalar gelişmiştir.

Hassas tutucular üzerinde çalışmalar ise geçen yüzyılın sonlarına doğru Carr, Peeso, Parr, Alexander ve Morgan'nın basit kroniçi tutucuları planlayıp kullanmalarıyla başlar⁴⁶. Griswald sadece kendisine ait tutucuyu planlamakla kalmamış, aynı zamanda uygulama için gerekli olan paralelometreyi de geliştirmiştir. 1906 da Herman Chayes'in^{18,46} planladığı tutucu bazı modifikasyonlarıyla birlikte kendi ismi altında halâ kul-

lanılmaktadır. Chayes'in ilk düşüncesi tutucuyu linguale doğru yerleştirmektir ancak daha sonra meziyo-distal yönde yerleştirilmesini tavsiye etmiştir⁴⁶.

1938 de Dr.J.W.Sherer, sherer yaylı kilit (sherer spring lock) tutucusunu geliştirmiştir²². Bu sistemde ucu destek kromda "undercut" a giren L şeklinde düz yaylı kol daralan tırnağın yanına lehimlenmiştir. Aynı yıl Weaver⁶⁵, 19. yüzyılın sonlarında Alexander'ın plânlamasına benzer şekilde hassas tutucuları birbirine paralel bukko-lingual olarak yerleştirmeyi tavsiye etmiştir. Yine aynı sene içinde Dr.E.B. Clark, Clark tutucusunu geliştirmiştir²². Bu tutucu tipinde derin incelen tırnak ve destek kromda "undercut" a giren lingual kroşe kolu bulunmaktadır. Bu devrede A.B.D. de Herman Chayes ve B.B.Mc. Collum'un hassas tutucuların gelişmesine büyük yararları dokunmuştur⁶¹.

PROBLEM

Bugün prefabrike hassas tutucular daha komplike hale gelmişlerdir. Direkt retinerlerin iki esas tipi vardır⁶⁰.

1 Kroniçi retinerler: Bunlara internal tutucu veya hassas tutucu da denir.

2 Krondişı retinerler: Bu grubu esas olarak kroşeler oluşturur. Hassas tutucuların kroşelere göre bazı avantajları varsada bu avantajların sağlanabilmesi için çok daha dikkâtlı tedavi plânlaması ve uygulaması gereklidir. Hassas tutucular- da çok küçük görünen hatalar bile destek dişin kaybına kadar giden rproblemlere yol açabilir. Bir başka deyişle hassas tutucularla, destek dişlere zarar vermek çok daha kolaydır. Yanlış uygulanan hassas tutucudan sonra tedavi plânlamasını değiştirmek çok güç olduğundan, önceden destek diş ve çevre dokularındaki etkilerinin gözönüne alınması gereklidir.

Kroniçi hassas tutucular, vertikal kuvvetleri destek diş kökünün üzerinden ilettiklerinden strees'leri krondişı tutucularına göre daha uygun dağıtırlar. Hassas tutucuların eksik veya yanlış uygulanmasında, hattâ bazen doğru uygulanmış bile olsa uzun zaman kullanılıp çok aşınmış tutucularda, resiprokalleme fonksiyonunun azalmasıyla yan kuvvetlerin iletimi artacaktır. Yan kuvvetler destek diş ve çevre dokularında daha zararlı stress'lere neden olabilirler. Bahsedilen koşullardaki kuvvet iletimlerinin destek diş ve çevre dokuları sistemine etkilerinin biyomekanik yönden tam olarak araştırılmasını içeren bir çalışmaya raslamadık. Kroniçi ve krondişı

vertikal yüklemelerin stress analizlerini ve aralarındaki farkı, ayrıca bahsedilen tipteki tutucularda veya resiprokal fonksiyonu olmayan derin tırnaklarda yan kuvvetlerin oluşturduğu stress'leri ve her yükleme ile destek dışındaki hareketleri (sistem içinde, destek dışın deplasmanlarını) bilimsel bir yöntemle göstermeye çalıştık.

Uygulanan hassas tutuculardan, zararlı olabilecek bu kuvvetlerin doğuşunu ve destek dışı iletilişini daha iyi anlayabilmek için, dişhekimliğinde kullanılan, özellikle kroniçi ve kronişi uzantılı, hassas tutuculardan bahsedilmesi uygun olacaktır.

Prefabrike Hasas Tutucular:

Prefabrike hassas tutucular genellikle soy metâllerden yapılmış birbirine uyan iki parçadan meydana gelirler. En yaygın olarak müteharrik protezi sabit restorasyona tutturmakta kullanılırlar, ayrıca iki bölümlü sabit veya müteharrik protezlerin parçalarını birbirine tutturmakta kullanılırlar^{46,63}. Hattâ yarık damak ve yarık pre-maksillâ, bu tür protezlerle başarılı olarak kapatılabilir¹⁰.

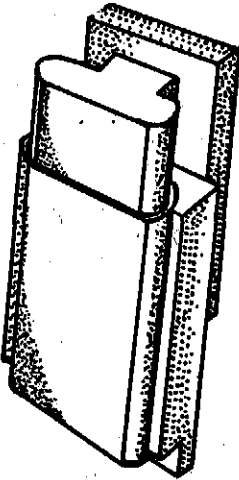
Ray⁵⁴ ve Nakazawa⁴³ hassas tutucuları birbirlerine benzer biçimde sınıflandırırken, Breisach¹¹ bu tutucuları tiplerine, yapılarına ve fonksiyonlarına göre ayrı ayrı sınıflandırmıştır. Preiskel⁴⁶ in sınıflandırması ise aşağıdaki gibidir.

Kronal	Radiküler	Aksesuar
1. Kroniçi tutucular	3. Çıt çıt tipi tutucular	5. Yardımcı tutucular
2. Krondişi tutucular	4. Barlı tutucular	a) Vidalar
	a) Bar Eklemleri	b) Sürtünme cihazları
	b) Bar Üniteleri	c) Sürgüler
		d) Mentşe eklemler plâklar.

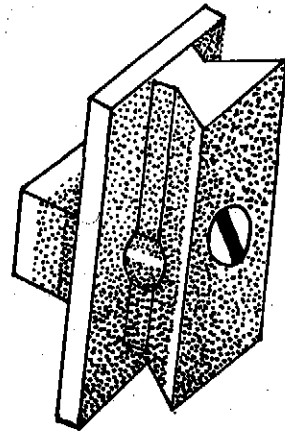
1. Kroniçi hassas tutucular: Erkek (flange) ve dişi (slot) olmak üzere iki parçadan oluşmuştur. Dişi, sabit restorasyona gömülerek tutturulmuş, erkek müteharrik parçaya sabitleştirilmiştir. Kroniçi tutucuların iki tipi vardır.

a) Retansiyonunu tamamen sürtünmeden alanlar. Örnek, Stern G/A tutucu olabilir (Şekil 1).

b) Mekanik bir kilitle retansiyonunu arttıranlar. Bu



Şekil 1. Stern G/A tutucusu tamamen sürtünmesel retansiyonu olan tutuculara iyi bir örnektir. (Preiskel'den)



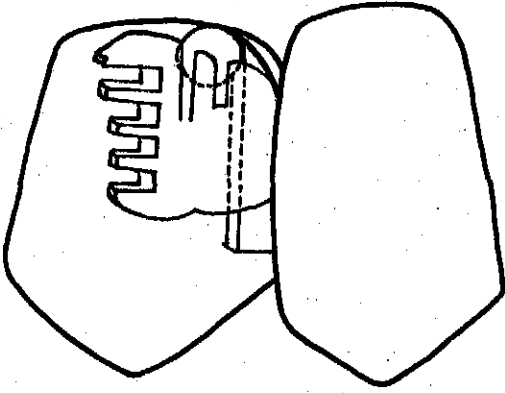
Şekil 2. Crismani tutucusu retansiyonunu yaylı bir ilave cihazla arttıran tutuculardandır. (Preiskel'den)

gruba da Crismani tutucusu iyi bir örnek olabilir (Şekil 2).

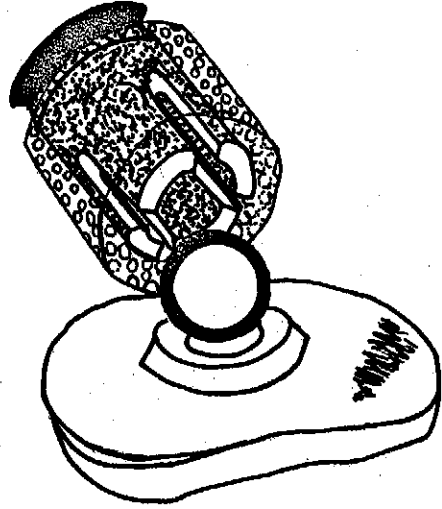
Bu tutucular protezin iki bölümü arasında genellikle rijit bir birleşim sağlar.

2. Krondişı hassas tutucular: Mekanizmalarının bir bölümü veya tümü dişin kron konturunun dışında kalan tutuculardır. Bu tutucuların birçoğu protezin iki bölümü arasında belirli miktarda harekete izin verirler. Örnek, Dalbo krondişı hassas tutucusu olabilir (Şekil 3).

3. Çıt çıt tipi tutucular: Kökün üzerindeki sabit pivo kapağına lehimli erkek parçanın şeklinden dolayı bu isim verilebilir. Rijit birleşen ve belirli harekete izin veren tipleri vardır. 1971 de, Akın² bu gruba sokabileceğimiz bir tutucu geliştirmiştir. Bu gruba Dalbo Çıt çıtı örnek verilebilir (Şekil 4).



Şekil 3. Dalbo krondişı tutucusu (Preiskel'den)



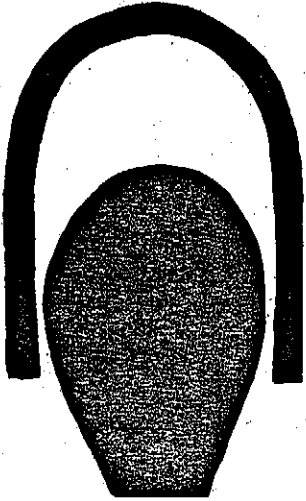
Şekil 4. Dalbo çıt çıtı küçük ama sağlam tutucudur. Özellikle total protezi kök kapağına tutturmakta çok yararlıdır. (Preiskel'den)

4. Barlı Tutucular: Augsburg⁴ 1966 da bu yöntemi ayrıntılı olarak yayınlamış ve 1913 de Gilmore' un buna benzer uygulaması olduğundan Gilmore tutucusu olarak bahsetmiştir.

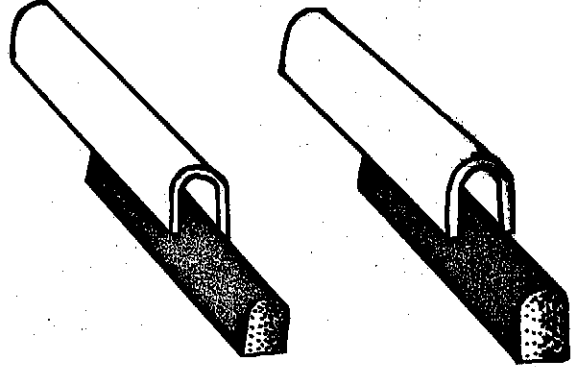
Bu tutucular dişleri veya kökleri birleştiren ve dişsiz kret üzerinde uzanan bir bar ihtiva ederler. Protez bu bar üzerine oturup bir veya birkaç yuvayla barla birleşir. İki tipi vardır.

a) Barlı eklemler: Belirli harekete müsaade ederler. Bu tip tutuculara da Dolder barlı eklemi iyi bir örnektir (Şekil 5).

b) Barlı üniteler: Burada birleşim rijittir. Örnek, Dolder barlı ünitesi olabilir (Şekil 6).

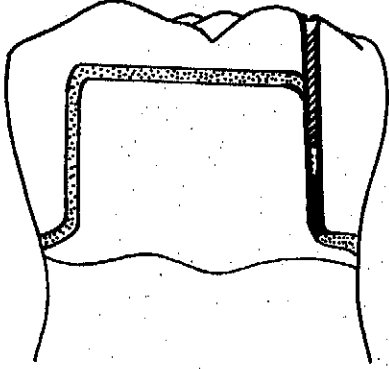


Şekil 5. Dolder barlı eklemi vertikal ve rotasyonel hareketlere izin verir. (Preiskel'den)



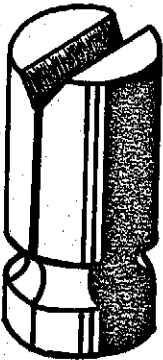
Şekil 6. Dolder bar ünitesi rijit birleşim yapar. (Preiskel'den)

5. Yardımcı Tutucular: Bu karışık grup esas olarak dörde ayrılır.



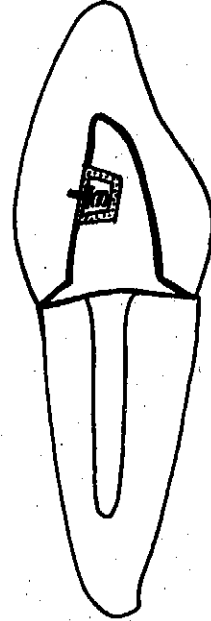
Şekil 7. Vidanın gireceği dişli yuva alt yapıda soy metalden hazırlanır. Sonra üst yapı vidayla tutturulabilir. (Preiskel'den)

b) Sürtünme cihazları: Yayla itilen piston kolu teleskop kronların iki kısmı arasında retansiyonu arttıırırlar (Şekil 8). Yarık çubuklar protezin iki parçasını birbirine birleştirmede yararlıdırlar (Şekil 9).

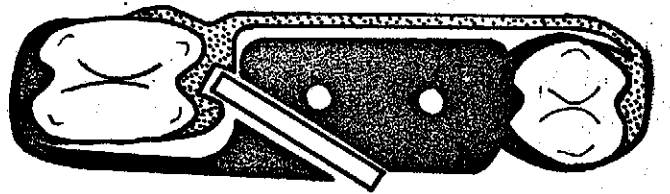


Şekil 9. P-W Yarık çubuğu (Preiskel'den)

a) Vidalı Üniteler: Protezin bütününün tek bir giriş yolu olmadığı zaman, protezi ağız içinde parçalarına ayırmada ve birleştirmede kullanılırlar. Özellikle teleskop kronların iki parçasını birleştirmede faydalıdırlar (Şekil 7).

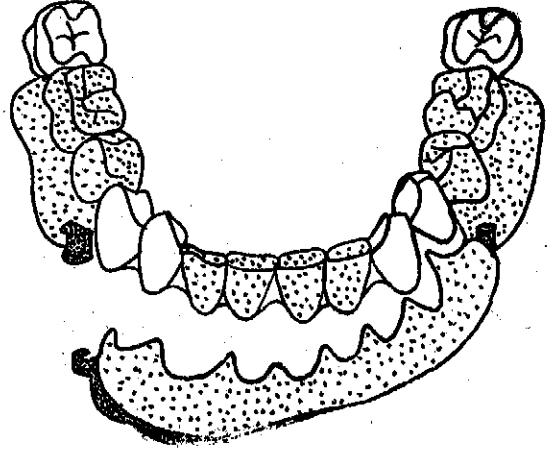


Şekil 8. Yaylı kol alt yapıyla, müteharrik kron arasındaki retansiyonu arttırır. (Preiskel'den)



Şekil 10. Giriş yolları farklı iki müteharrik protez parçasının ağızda sürgülenmesi (Preiskel'den)

c) Sürgüler: Protezin iki bölümünü ağızda birleştirmekte kullanılırlar. Farklı giriş yolları olan bölümleri ağıza oturtuktan sonra hasta onları sürgüyle birbirine kilitler (Şekil 10)



d) Menteşe eklemli plâklar: Bu tip uygulama mukozal "undercut"lara izin verir ve interdental sahaları retantif amaçlar için kullanabilir. (Şekil 11).

Şekil 11. Menteşe eklemli labial plâk interdental aralıkları retansiyon için kullanılabilir. (Preiskel'den)

Kroniçi Hassas Tutucular:

Parsiyel protez yapımında birçok biyomekanik problem ortaya çıkar. Esas biyomekanik prensipler destekleme, resiprokalleme ve retansiyon olmalıdır³⁶. Bu prensipler uygulanırken fiziksel nitelikleri farklı yapılar olan dişlerle mukoza ve altındaki kemik destekten yararlanılır. Aynı zamanda bu yapılar yapılacak protezle korunmalıdırlar. Mukozal taşınan protezlerde geniş protez plâğı uygulanır, ancak insiziv papillâ ve serbest dişeti gibi oluşumlar üzerine basınç yapmamalıdır. Doğal destek dişlerde vertikal kuvvetlere karşı okluzal tırnaklar, Kennedy barları veya hassas tutucular kullanılabilir. Vertikal ve horizontal fonksiyonel stress'leri kroniçi hassas tutucusundan daha uygun biçimde dağıtan bir başka retansiyon tipi olmadığı ileri sürülmektedir³⁶.

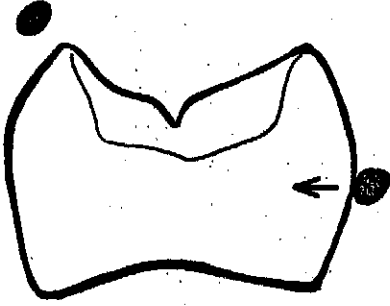
Kroniçi tutucularda iki parça arasında rijit bir bağlantı vardır. Direkt retinerlerin retantif, desteleyici ve resiprokalleme görevlerini başarıyla yaparlar.

Kroniçi Hassas Tutucuların Avantajları:

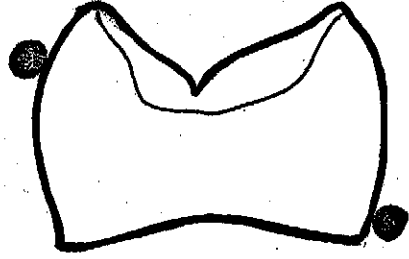
1. Estetik: Labial veya bukkal kroşe kolu olmadığından estetik tatmin edicidir.

2. Kron konturundan etkilenmeyen retansiyon: Kroşe retinerleri en ucuz ve basit direkt tutuculardır, ancak her zaman doğru planlanmaları kolay olmayabilir. Hassas tutucular kron konturuna bağlı olmaksızın yeterli retansiyonu sağlayabilirler. Weinberg⁶⁶ lingual retantif kroşe kolunun ilâve retansiyon için kullanılmasını tavsiye etmiştir.

3. Destek dişe daha az stress uygularlar^{46,59}: 1953 de Schuyler⁵⁷ "kroşe retansiyonlu parsiyel protezlerde kroşeler doğru plânlanır ve uygulanırsa oluşan vertikal ve horizontal stress'ler, hassas tutucu retansiyonlu protezlerdeki stress'ler kadar zararsızdır" demiştir. Çoğu zaman retantif kroşe kolunun esnerken dişe uyguladığı lateral stress resiprokal kolle karşılanamaz^{46,60}. Retantif kol "Undercut" a girip pasif hale geçtikten sonra resiprokal kol dişe değer (Şekil 12 ve 13). Bazı yazarlar da⁴⁶ resiprokallemenin aynı seviyede yapılamaması nedeniyle kroşelerin dişte rotasyona sebep olabileceklerini söylemişlerdir. Ancak bu durumun klinikte pratik olarak büyük bir önemi olmayabilir. Hassas tutucular takılıp çıkarılırken dişe yan stress vermezler.

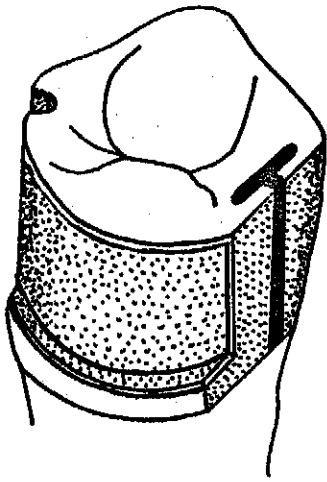


Şekil 12. Protez yerine otururken ilk olarak retantif kroşe kolu dişe değer ve esnerken krona yan kuvvet uygular. (Preiskel'den)

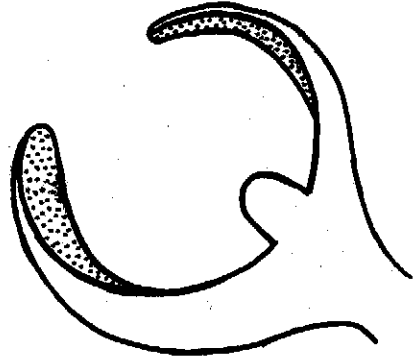


Şekil 13. Ancak protez yerine oturduktan sonra resiprokal kol krona temas etmektedir. (Preiskel'den)

4. Stabilite: Horizontal ve rotasyonel kuvvetlere de kolayca karşı koyarlar. Bu stabilite kontur içine uyan palatinal resiprokal kolla daha da arttırılabilir^{46,47} (Şekil 14).



Şekil 14. Lingual resiprokal kol mümkün olduğu kadar derine inmeli ilâve oluk retansiyonu arttırır ve kola sertlik verir. (Preiskel'den)



Şekil 15. Kroniçi tutucular, kroşelerin retansiyon, okluzal tırnak ve resiprokal kol fonksiyonlarını daha küçük hacim içinde başarırlar. (Peiskel'den)

5. Hacim azalması: Kron konturu içine girerek, oklu-
zal tırnak, retantif kol ve resiprokal kol fonksiyonlarını
görebildiği için protezin bütün hacmine göre önemli bir azal-
ma olacaktır^{35,46} (Şekil 15).

6. Yemek artığı retansiyonunu önler: Kroşelerin komp-
like plânlamaları yemek artığı birikimine, gingival irritas-
yona ve karieslere neden olabilir. Bu tutucular ise daha ko-
laylıkla temiz tutulabilir.

Kroniçi Tutucuların Dezavantajları:

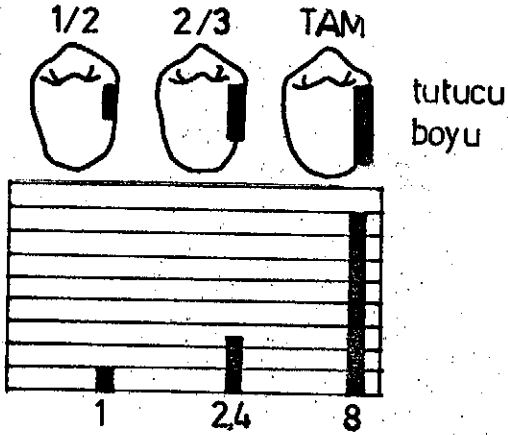
1. Destek dişte fazla preparasyon gerektirir^{35,36,46}:
Kroniçi tutucuların belkide en büyük dezavantaja budur. Brodbelt¹²
preparasyonun daha önceden modelde tespit edildiği gibi ağız-
da gerçekleştirilmesini sağlayan bir yöntem geliştirmiştir.

2. Maliyet ve zaman^{31,35,46}: Hastanın koltukta otur-
ma süresi fazladır, gerekli labratuvar zamanı da daha uzun ol-
duğundan maliyet yükselir.

3. Kron boyu ve pulpa büyüklüğü: En az 4 mm vertikal
yükseklige gerek vardır^{36,38,46,47} ve tutucu boyu azaldıkça,
fonksiyonları daha büyük oranda kaybolur^{36,38} (Şekil 16). Kron/
kök oranının uygun olduğu vakalarda gingivektomi, hattâ alveol
redüksiyonuyla klinik kron boyu uzatılmalıdır^{36,41,46}.

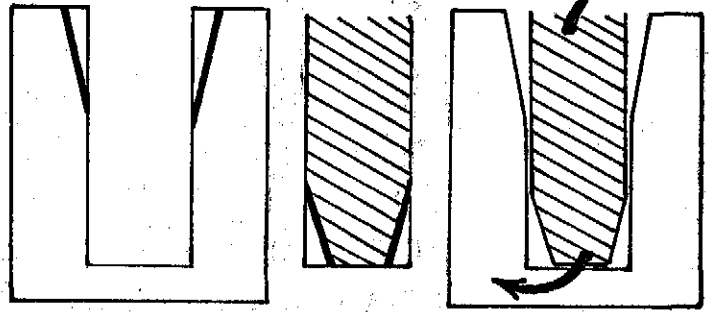
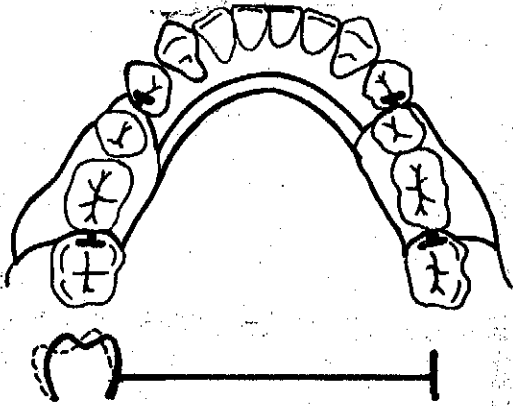
4. Yapımı için tecrübeye gerek vardır.

5. Destek dişin yeterli kemik desteği olması şarttır³⁵.



Şekil 16. Tutucu boyu kısaltıldıkça fonksiyonları daha büyük oranlarda kaybolur. (Kornfeld'ten)

6. Protezin devamlı takılıp çıkarılması, yatay ve rotasyonel hareketlere karşı koyması (Şekil 17) tutucunun eskimesine neden olur (Şekil 18). Aşınan tutucu fonksiyonlarını eskisi gibi yapamıyacaktır. Azalan fonksiyonlar retansiyon, destekleme ve resiprokallemedir. Özellikle son ikisi destek diş ve çevre dokuları sistemine istenmeyen aşırı stress'lerin gelmesine neden olabilirler.



Şekil 17. Bilateral protezler horizontal yüklerle karşı koyabilirler. Bir tarafa gelen rotasyonel yüklere karşı tarafların retinerleri mani olurlar. (Peiskel'den)

Şekil 18. Aşınma genellikle erkek parçanın gingival bölümünde, dişi parçanın ise okluzal üçlüsünde olur. Aşınan tutucu retansiyon ve resiprokalleme fonksiyonlarından kaybedebilir. (Preiskel'den)

Grosser³¹ 1953 yılında uzun vadeli protezler için kroşe retinerlerini tavsiye etmiştir. Genellikle aşınıp eskiyenin erkek parça olduğunu, kontrollarda bu parçanın yenisiyle değiştirilmesi gerektiğini, eğer dişi parça da eskimişse erkek parça değiştirilirken daha büyük erkek parça kullanılabilceğini 1966 yılında Bartlett⁵ yayınlamıştır. Goodman ve Goodman²⁹ 1963 de özellikle serbest sonlanan ağızlarda kullanılan hassas tutucuların aşınmasını, eskimesini ve destek dişlerde aşırı stress'i önleyen iki plânlama vermişlerdir.

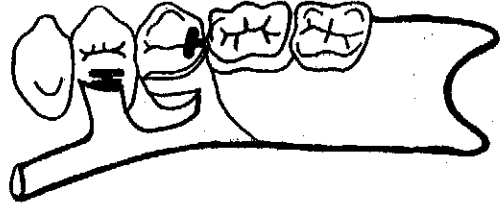
7. Çuhadaroğlu¹⁹ 1973 de bu tutucuların uygulanmasında özel alaşımlar kullanma zorunluluğu olduğunu söylemiştir.

Endikasyonları:

1. Estetik gereksinme
2. Herhangi bir nedenle sabit köprülerin kontendike olduğu Kennedy III. sınıf ağızlara uygulanabilir^{17,36,40,42,59,60}.
3. Yeterli kron yüksekliği: Prefabrike tutucunun boyunun en az 2/3 ü kullanılmalıdır^{36,38,41}.
4. Köprülerde destek dişlerin eksenlerinin çok farklı olduğu durumlarda konnektör olarak kullanılabilir⁴⁶.
5. Serbest sonlanan ağızlarda da kullanılabilceğini 1973 de Peiskel⁴⁶ yayınlamış, ancak hassas tutuculara ve protezi taşıyan bütün yapılara gelebilecek aşırı stress'leri azaltabilmek için bir takım öneriler getirmiştir.

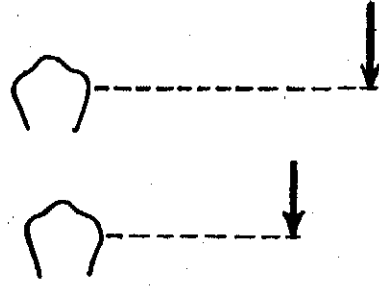
Bu değerli önerilerden bazılarını şöyle sıralayabiliriz:

1. Daha büyük ve sağlam tutucular seçilmelidir.
2. Ağız ister Kennedy I ister Kennedy II olsun, çenenin her iki tarafından en az iki splintli destek alınarak tutucular ikişer ikişer kullanılmalıdır (Şekil 19).



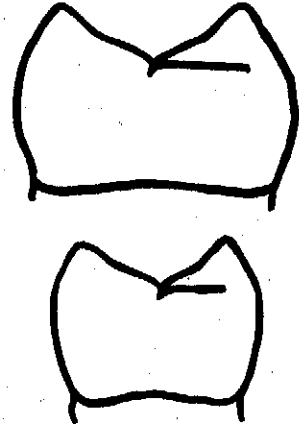
Şekil 19. Gerekli hacim bulunabildiğinde tutucular ikişer ikişer kullanılabilirler. (Preiskel'den)

3. Suni dişlerin erken sonlanması (Şekil 20) ve çiğneyici yüzeylerin daraltılması (Şekil 21) yararlıdır.



Şekil 20. Mümkün olduğu zaman serbest sonlanan protezlerde dişler erken sonlanmalıdır. Vertikal ve horizontal yüklerin doğurduğu kaldıraç hareketi azalacaktır. (Preiskel'den)

4. Yapay dişlerin erken sonlanmasına karşın protez plağının mümkün olduğu kadar geniş tutulması, hattâ bu amaç için giriş yolu arkadan öne biraz eğik verilerek protez plağının fossa retro-mylohyoidea içine kadar uzanması sağlanabilir. Bu giriş yoluyla destek dişin distalinde daha uygun rehber düzlem elde edilebilir⁴⁶.



Şekil 21 Okluzal yüzeyler daraltılırsa dişin lokmaya girmesi için gerekli kuvvet azalacaktır. Aynı zamanda çiğneyici ve çiğneyici olmayan kontaklarla oluşan torklar da azalacaktır. (Preiskel'den)

5. Böyle planlamada kullanılması için özel ölçü alma yöntemi de geliştirmiştir⁴⁸.

1962 de Christensen¹⁵ proteze ait ikinci moların kaldırılması ve distal plağın genişletilmesiyle protezin arkasında

plak altında oluşan kuvvetlerde cm^2 de 7 defa azalma olabileceğini söylemiştir.

Kontrendikasyonları:

1970 de Cuningam¹⁷ "serbest sonlanan ağızlarda kroniçi hassas tutucu uygulayabilmek için birden fazla sabit splintli destekler ve kuvvet kırıcılar uygulanmalıdır. Birçok vakalarda doğru plânlanmış ve uygulanmış kroşe retineri tercih edilebilir." demektedir. 1972 de Miller⁴² serbest sonlanan ağızlarda özellikle alt çenede kroniçi hassas tutucuların uygulanmaması gerektiğini, 1973 de Mc.Cracken⁶⁰ "kuvvet kırıcıların bazı dezavantajları olmasına rağmen belirli bir kuvvet kırıcı kullanılmadan kroniçi hassas tutucular, serbest sonlanan ağızlara uygulanmamasını", 1974 de Kornfeld³⁶ uygun kuvvet kırıcılar kullanılmadan mukozal taşınan protezlerde örneğin Kennedy I, II ve IV sınıf ağızlarda kullanılmamasını belirtmişlerdir. 1975 de Steffel⁵⁹ "eğer protez tamamen diş destekli olacaksa internal tutucular kullanılabilir" demiştir.

Steiger⁴⁶ 1959 da ve Mensor⁴⁰ 1968 de yük altında, mukoza, sağlıklı doğal dişe göre 4-20 defa daha fazla hareket edip, göçebileceğini belirmişlerdir.

1964 de Kane ve Thompson³⁴ aşırı yük kalkınca derhal orijinal haline gelebilen, labratuvarda yapılabilen bir stress eşitleyicisi tarif etmişlerdir.

1970 de Kabceneli³³ Ceka tutucusuna benzer, ama istrahat halinde parçacıkları arasında aralık olan bir kuvvet eşitleyicisi plânladığını bildirmiştir.

1975 de Cecconi ve arkadaşları¹⁴ kuvvet kırıcılar üzerindeki araştırmaları sonucunda, "kuvvet kırıcı kullanılmazsa destek diş çok aşırı stress'lere ve eğilmeye maruz kalacaktır" demişlerdir.

Yukardaki yazarların düşüncelerini bir cümleyle özetlersek birinci kontrendikasyon yukarda bahsedilen birçok müellif tarafından ortaya konmuş olur.

1. Serbest sonlanan ağızlarda kroniçi hassas tutucular kullanılmamalıdır.

2. Kron boyu kısa olan dişlere,

3. Geniş pulpalı dişlere uygulanmamalıdır.

Hassas tutucu retansiyonlu protez yapılmadan önce dikkât edilecek noktalar:

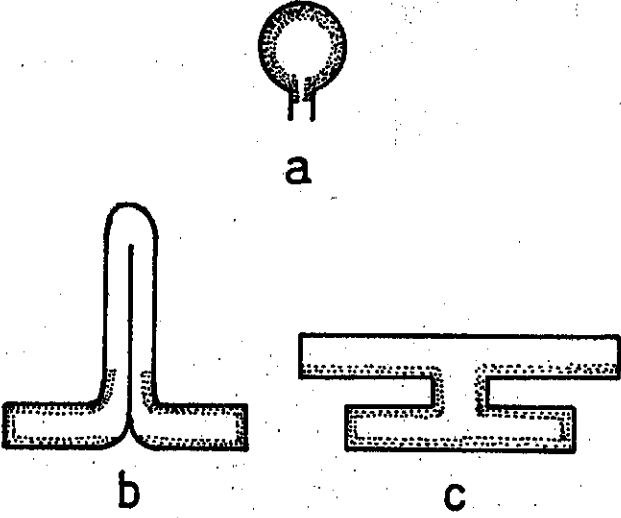
1. Maksiller serbest sonlanan ağızlarda tüberler civarında kemik "undercut" ı olmamalıdır.

2. Destek dişin kron/kök oranı ve kök formu uygun olmalıdır.

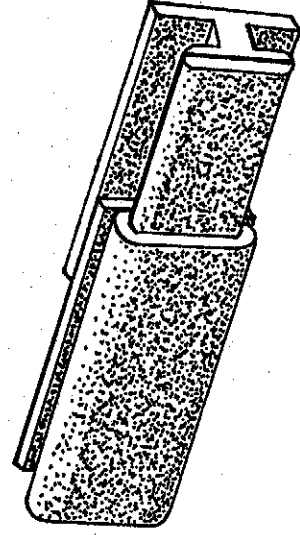
3. Dişsiz sahaların durumu ve genişliği önemlidir.

4. Hasta tedaviyi kabul edebilecek şekilde eğitilip, hazırlanmalıdır.

Retansiyonunu sadece sürtünmeden alan hassas tutucuların erkek parçaları eskiden T şeklinde yapılırken, artık H şeklinde yapılmaktadır. Şekil 22 ve 23



Şekil 22. Giderek sürtünme yüzeyini arttıran plânlamalar. (Preiskel'den)



Şekil 23. Enine kesitli H şeklinde olan erkek parça sürtünme alanını arttırır. McCollum tutucusu (Preiskel'den)

Yardımcı retantif parçacıkları olan tutucular daha uzun süre eskimeden kullanılır, ancak stabilite ve resiprokal-leme fonksiyonlarına pek yararları olmaz⁴⁶. Hatta hacimleri daha büyüktür, kullanılırken istenildiği kadar kısaltılamazlar. Yayları belli zaman aralıklarıyla değiştirilmelidir. Diğer tutuculara göre çabuk bozulabilirler.



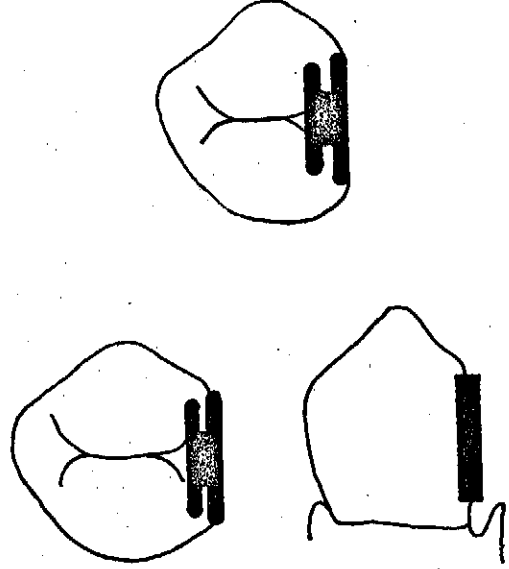
Şekil 24. Sürtünme yüzeyi boyun kalınlığıyla azalır. (Preiskel'den)

Tutucunun boynu kalınlaştırılırsa iyi bir rehber görevi yaparak yanlış takip çıkartma denemelerine mani olacaktır. Ama bu defa sürtünme yüzeyi azalacaktır.

(Şekil 24)

En iyi rehber iyi bir oluşu olan lingual kolla sağlanabilir (Şekil 14).

Eğer tutucu kron konturu içine yerleştirilemezse periodontal problemler, estetik yetersizlik görülebilir. Aynı zamanda tutucuyu kısaltmamız gerekeceğinden (distal dişeti papillası ve antagonist dişin tuberkülü nedeniyle) retansiyon, destekleme ve resiprokalleme fonksiyonlarında azalma olacaktır (Şekil 25).



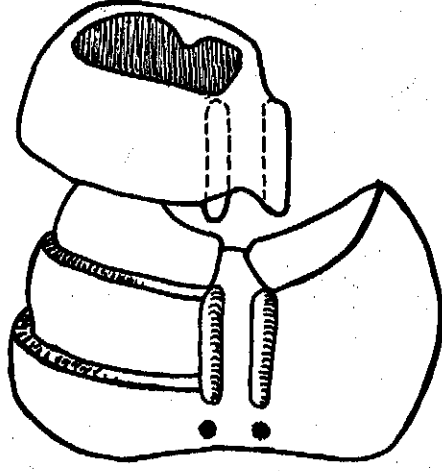
Şekil 25. Dişi parça tamamen kron konturu içine gömülmelidir. Aksi hâlde kron konturu değişecek, gingival kenara daimi uzantı yapacaktır.

(Preiskel'den)

Baum⁷, Martinelli³⁸, Przetak⁵¹, Rushford⁵⁵ ve Schulz⁵⁶

Kroniçi hassas tutucu uygulamalarında yeni ve pratik yöntemler geliştirmişlerdir.

Kanal omuz pin sistemi: Rotasyonel yer değiştirici kuvvetlere çok iyi karşı koyan bir plânlamadır. Müteharrik parça retansiyonunu esas olarak bir seri paralel pinden alır. İkinci olarak retansiyon vertikal yüzeylerden alınır. Retansiyon olukları takılıp, çıkarılırken rehber olurlar. Bu tutucular alt ve üst yapı olarak labratuvarda yapıldıklarından ve okluzal yüzeyi iki parça beraberce oluşturduklarından, okluzal yüzeyin hassasiyetle bitirilmesi güçtür⁴⁶ (Şekil 26).



Şekil 26. Kanal omuz pin sistemi
(Preiskel'den)

Yarı Hassas Tırnaklar:

Hassas tutuculardan daha basit ve ekonomiktirler, laboratuvarında yapılırlar. 1970 de Çuhadaroğlu¹⁸ bu yöntemle uygulamalar yaptıklarını yayınlamışlardır.

İletilecek kuvvetin yönü tırnak yeri preparasyonu ile belirlenir. Az eğimi olan tırnak yuvaları müteharrik proteze ilâve rehber düzlem sağlar. Tırnak yuvasının derinliği arttıkça lateral kuvvetlerin iletimi artar, ancak resiprokalleme fonksiyonu nedeniyle yan kuvvetlerin iletimi sınırlanır.

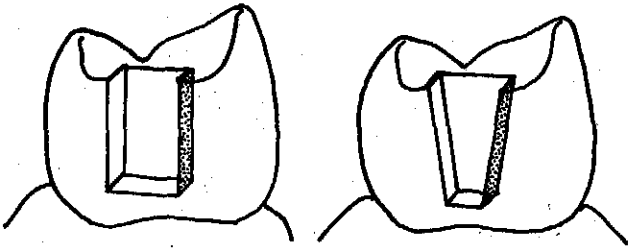
Derin tırnak ve lingual retansiyon kolu sistemi paralelometre yardımıyla mumdan işlenerek laboratuvarında yapılabilir. Mumdan, plastikten veya metalden tırnak yuvası modelleri olabilir. Daha çok paralelometre bunları ayarlamakta kullanılır (Resim 1). Mum işlenir, döküme alınmadan tırnak yuvası modelleri çıkartılır. Dökümden sonra paralelometreye takılabilen piyasemen yardımıyla yuvanın yüzeyleri düzeltilir.



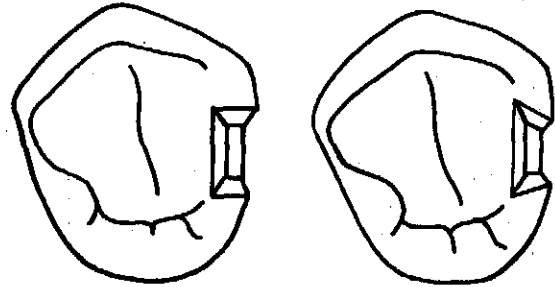
Resim 1. Değişik boyutlarda metâl ve plastik derin tırnak yuvası modelleri

Daha sonra erkek parça iskeletin bir bölümü gibi dökülebilir. Okluzal tırnak planlaması ve yerleştirilmesi fonksiyonlarını etkiliyecektir. 1969 da Blatterfein tırnak planlamasını dört ayrı yöntem incelemiştir⁴⁶.

1. Proksimal form
2. Okluzal form
3. Gingival taban formu
4. Proksimal yüzey yerleştirilmesi (Şekil 27, 28 ve 29)



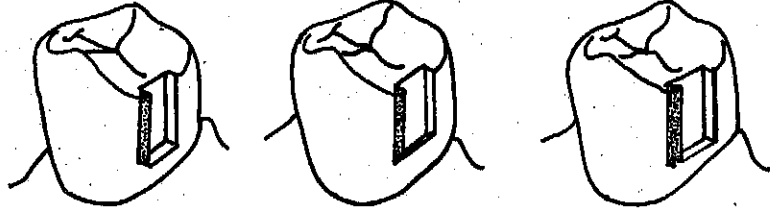
Şekil 27. Proksimal formlar (Preiskel'den)



Şekil 28. Okluzal formlar (Preiskel'den)

Resiprokal fonksiyon isteniyorsa tırnak derinliği en az 3 mm, yan duvarların daralması 5° den az olmalıdır. Boyun genişliği

ise en az 3 mm olmalıdır. Prefabrike retantif parçacıklardan Tach E-Z sistemi, C ve L sistemi daha kısa desteklerde kullanılabilir.



Şekil 29. Gingival taban formları
(Preiskel'den)

1963 te Knowles³⁷, Dowel tutucusunu anlatmış, 1973 te Koper³⁵ benzer olan Thompson Dowel tutucusunu ayrıntılı olarak yayınlamıştır. 1975 te Stananought⁵⁸ yarı hassas derin tırnağın konnektör olarak uygulanmasını anlatmıştır. 1974 de Cecconi¹³ desteğe kuvvet iletiminde;

1. Hasas tutucu ile derin tırnak arasında büyük fark olmadığını
2. Tırnak derinleştikçe destek diş hareketinin azaldığını
3. İki taraflı yüklemenin, tek taraflı yüklemeye göre daha az destek hareketine neden olduğunu belirtmiştir.

Kron dişi Hassas Tutucular:

Eğer hassas tutucunun bir bölümü veya bütün mekanizması kron konturu dışında kalıyorsa bunlara kron dişi tutucular diyebiliriz. Arkada desteği olan parsiyel protezlerde kullanılabilirler gibi esas serbest sonlanan protezlerde kullanılabilirler⁴⁶. Üç grupta incelenebilirler.

1. Krondişı uzantılı hassas tutucular: Krondişı tutucuların büyük bir kısmı bu gruba girer. Kroniçi tutucuları yerleştirmek için yeterli bukkolingual genişlik olmadığı zaman kullanılabilir⁴⁶. Destek dişte tutucu için özel preparasyona ihtiyaç yoktur. Ancak bu dişin gingival kenarının yanındaki daimi uzantı sürekli gingival irritasyon kaynağı olacaktır.

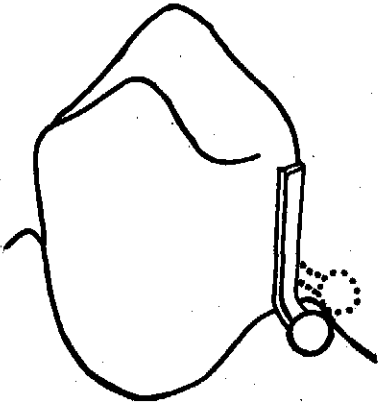
2. Birleştirici parçacıklar: Bu parçacıklar protezin iki bölümünü birbirine birleştirmede kullanılırlar. Protezi dişe tutturmada kullanılmazlar. Birleşim yeri genellikle protezin iki bölümü arasında belirli harekete izin verir. İlk defa aksiyal rotasyon ve rotasyon eklemlerini Steiger ve Boitel plânlamış ve tanıtmışlardır⁴⁶.

3. Kombine sistemler: Kombine sistemler iki hassas tutucu ihtiva eder. Menteşe tipi birleştirici parçacık dişin dışından direkt olarak kroniçi tutucuya birleşir. Kombine tutucunun erkek parçası ile kroniçi tutucunun erkek parçası birbirinin yerine kullanılabilirler. Protez çıkarıldığında hiç bir uzantı kalmaz ancak destekdişte özel preparasyon gereklidir.

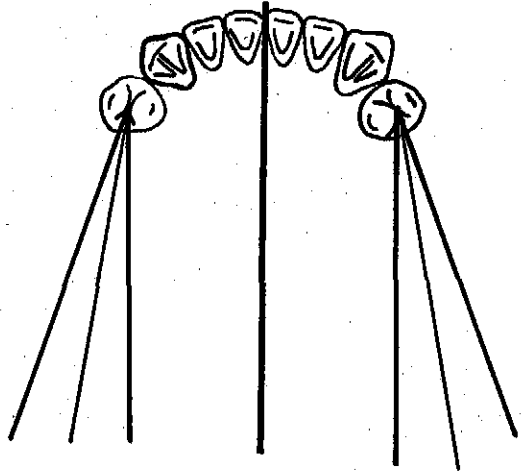
Krondişı Uzantılı Hassas Tutucular:

Özellikle alt kaninlerde bukkolingual boyutun yetersizliği nedeniyle kroniçi hassas tutucu kullanılmadığı zaman krondişı uzantılı hassas tutucular uygulanabilirler. Bu grubun bazı tipleri iki bölüm arasında belirli hareketlere izin verirler, kuvvet kırıcı nitelikleri vardır. Serbest sonlanan ağızlarda kullanılmaları tavsiye edilen bu tutuculardan Dalbo krondişı uzantılı hassas tutucusu ve Ceka tutucusun rijit ol-

mayan tipi en popölerleridir. Diğer bazı tipleri rijit birleşim yaparlar ve iki bölüm arasında harekete izin vermezler örnek: Scott tutucusu, Stabilex tutucusu, Conex tutucusu ve Ceka tutucusu rijit tipi olabilir⁴⁶. Bu tip tutucular vertikal stress'leri uzun eksen boyunca iletmezler. Bu nedenle destek alınan dişlerin sayısı arttırılarak splintlenebilir. Distal gingival papilla üzerine uzantı yaptıklarından burada harabiyete neden olabilirler. Giriş yolu desteğin distalinden verilirse tutucunun erkek parçasıyla mukoza arasında daha iyi temas olacak, daha az mukoza kaplanacaktır. Bu teması daha iyi ayarlayabilmek için tutucunun kretin orta çizgisinin lingualine doğru yerleştirilmesi tavsiye edilebilir. Burada mukozanın tutucudan daha geniş açıyla ayrılması, kendi kendine



Şekil 30. Linguale doğru ayarlama yemek artığı retansiyonunu azaltıp, temizlenmesini kolaylaştırır. (Preiskel'den)

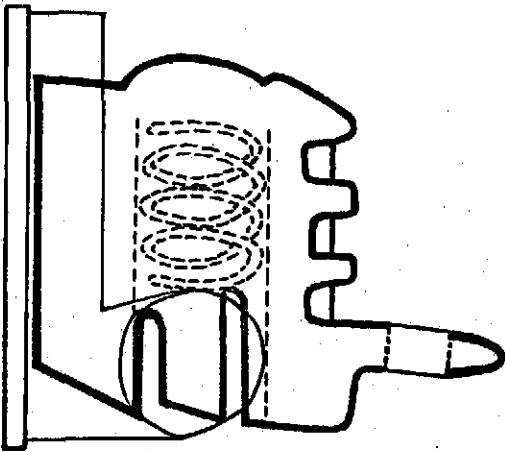


Şekil 31. Tutucular Sagittal düzlemle, kretin orta çizgisinin yaptığı açının açısı ortayı üzerine ayarlanmalıdır. (Preiskel'den)

temizlenebilmesini sağlar (Şekil 30). Kretin orta çizgisine uyar biçimde yerleştirilirse tutucuların menteşe hareketlerinin eksenleri birbirine uymıyacağından, Majör konnektörle ri-

jit olarak birleşen müteharrik parçanın menteşe hareketi ön-
lenecektir. Eğer tutucular sagittal düzleme paralel uygulanır-
sa, aşırı menteşe hareketiyle protezin arkası krete göre lin-
guale zorlandığından travmaya neden olabilir. Prince⁴⁹ 1965
yılında prensip olarak protez plağının maksimum hareket yö-
nüne uygun olarak konulmasını söylemiştir. İmalatçılar ise tu-
tucuları kretlerin orta çizgileriyle sagittal düzlemin yaptı-
ğı açının açısı ortayı üzerine konulmasını tavsiye ediyorlar^{3,46}
(Şekil 31).

DALBO TUTUCUSU: Erkek parça ucunda topuzla sonlanan
L şeklinde bardan oluşmuştur. Dişi parça bara sürtünerek to-
puzun çevresine temas edene kadar oturur. Bu birleşim direkt
retansiyon sağlar. Bu plânlama topuzun üzerine yerleşmiş yay
vasıtasıyla belirli vertikal harekete izin verir (Şekil 32).



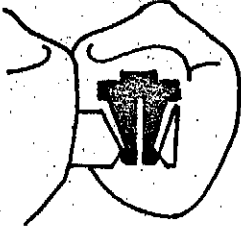
Şekil 32. Vertikal yükler
yay üzerinden iletildikle-
rinden belirli dikey hare-
kete izin verirler.

(Preiskel'den)

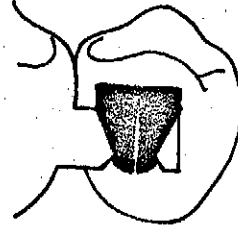
Yay yerine uyan esnemeyen me-
tal parçası ile vertikal ha-
reket önlenebilir. Ancak men-
teşe hareketini önleyecek bir
yapı yoktur. Bu tipteki en iyi
proteзде bile sık kontroller
şarttır. Çünkü alveolar rezorp-
siyon olabilir. Kötü bir sik-
lus kurularak bu rezorpsiyonla
artan protez hareketi daha
fazla kemik rezorpsiyonuna ne-
den olacaktır⁴⁶. Distal ve la-

teral yer değiştirici kuvvetlere çok iyi karşı koyarlar. Des-
tek dişe eğici stress vermeyen tutuculardandır⁴⁶.

CEKA TUTUCUSU: Bu tutucu ilk defa Belçika'lı protez teknisyeni Karl Cluytens tarafından geliştirilmiştir⁶⁴. İki tip erkek parça vardır. Birincisi belirli vertikal ve rotasyonel hareketlere izin verir (Şekil 33). Diğeri ise rijittir (Şekil 34)



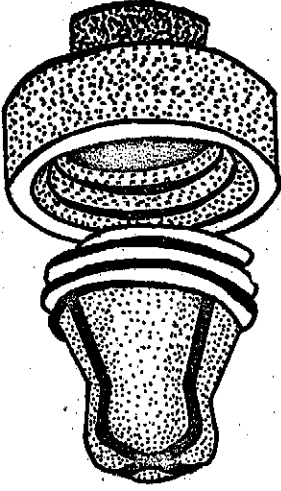
Şekil 33. Belirli hareketlere izin veren erkek parça (Preiskel'den)



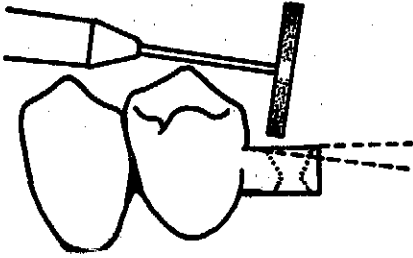
Şekil 34. Rijit olan erkek parça (Preiskel'den)

Serbest sonlanan protezlerde ve barlı tutucularda daha fazla retansiyon elde etmek için kullanılabilirler. Diğer uzantılı hassas tutuculara göre daha estetikler ve yapımları daha kolaydır.

Yuvarlak daralan boşluğu olan dişi parça destek dişe lehimli, konik erkek parça müteharrik proteze tutturulmuştur. Erkek parça genellikle vidalıdır, kolayca takılıp çıkarılabilir. Üzerindeki yarıklar nedeniyle esneyip daralarak yerine oturur (Şekil 35). Plastik barlı olanları da vardır (Resim 2).



Şekil 35. Ceka tutucusunun erkek parçası vidalıdır, gerektiğinde kolaylıkla değiştirilebilir. (Preiskel'den)



Şekil 36. Kuvvet kırıcı niteliği kazanması için dişi parça distale doğru aşındırılır. (Waltz'dan)

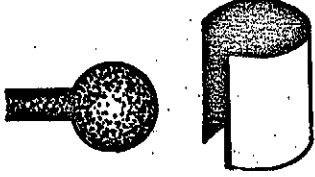
Birçok vakada tutucunun izin verdiği hareketleri arttırmak yerine sınırlamaya çalışmak daha doğru olabilir⁴⁶.



Resim 2. Plâstik barlı Ceka tutucusu alttan görülmektedir.

Plastik barlı Ceka dişisi destek kron mumdan işlenirken, istenildiği gibi kesilip paralelometre ile mum krona yapıştırılır. beraberce döküme alınır. Plastik bar yerine dental altın gelir. Protez bittikten sonra dişi parçanın üzeri distale doğru 3° den çok olmamak şartıyla aşındırılarak kuvvet kırıcı niteliği elde edilebilir⁶⁴. (Şekil 36).

TOPUZ TUTUCU: (Roach Tutucusu) Okluzal stress'leri dişe en az ileten tutuculara örnektir⁵⁹. Protezin vertikal, rotasyonel ve menteşe hareketlerine karşı koyamaz. Yalnız distal yer değiştirici kuvvetlere karşı koymaya çalışır.



Şekil 37. Topuz tutucu destek dişe en az stress geçiren tutuculardandır.

Resiprokalleme fonksiyonu yoktur, sürtünme yüzeyinin az olması nedeniyle retansiyonu da azdır. Ancak uygulanması kolay ve ucuz bir pre-fabrike tutucudur (Şekil 37).

Rentanen ve arkadaşları⁵³ 1972 yılında Finlandiya da 89 hastaya 102 protezi, 180 hassas tutucu kullanarak uygulamışlardır. %13 ü teknik hatalardan doğan retansiyon azlığı veya bozulma göstermişler, sadece 3 hasta protez vurmasından şikayet etmiş. Hastaların %94 ü sert yiyecekleri, %70 i yapışkan yiyecekleri rahatlıkla çiğneyebiliyorlarmış. 6 yıldan daha uzun kontrol edebildikleri protezler olmuş. Retansiyon %96 sında kaybolmamış, %16 sında kaybolmuş. En çok Ceka tutucularının retansiyon kaybına uğradıklarını iddia etmişlerdir. Destek dişlerin ancak %6 sında sağlıklı dişeti bulunabildiğini ilâve etmişlerdir.

Ocak 1975 tarihinden itibaren kliniğimizde de biri erkek olan 7 hastaya 20 Ceka tutucusu ve yine biri erkek olan 6 hastaya 14 topuzlu tutucu ayrıca bir bayan hastaya 4 adet yarı hassas tırnak uygulanmıştır. Bu hastaların kontrollerini sürdürmeye çalışmaktayız (Resim 3,4,5,6 ve 7).



Resim 3. Ceka tutucusunun iki şekilde uygulanışının model üzerinde görünümü, Dişi parçalar destek dişlere lehimlenmiştir.



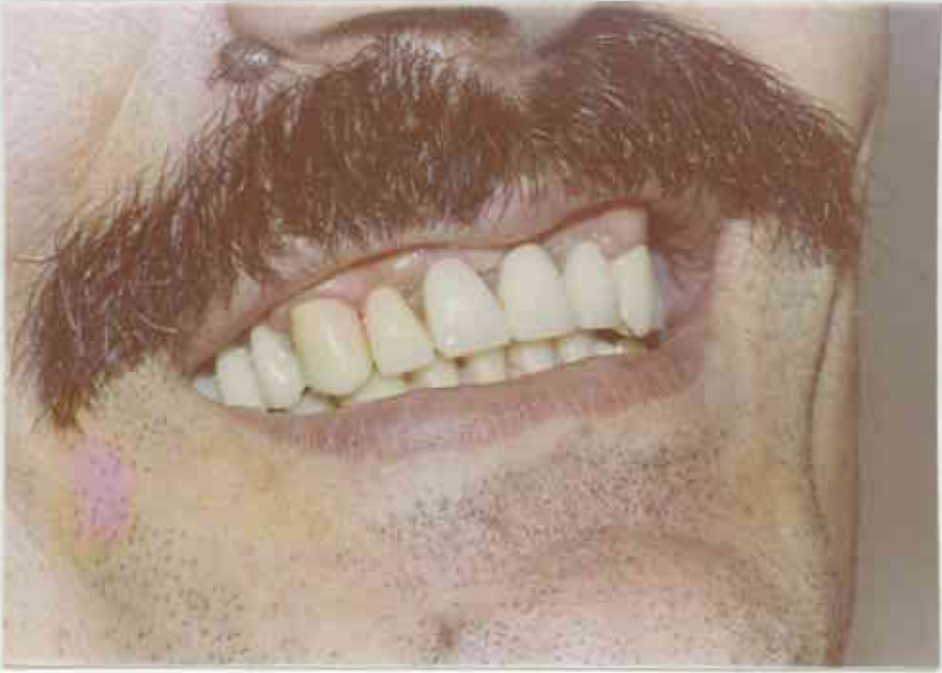
Resim 4. Topuz tutucusunun erkek ve dişi parçaları lehimlendikten sonra müteharrik protez iskeletinin modele oturduğu görülmektedir.



Resim 5. Ceka retansiyonlu parsiyel protez bitirildikten sonra sabit bölümleri ağıza yapıştırılmadan önce alttan görünümü



Resim 6. Ceka dişisini taşıyan kronun ağızdaki görünümü



Resim 7. Topuz tutuculu parsiyel protez uygulanmasıyla, kroşe görünmediğinden daha estetik görünüm elde edilebilir.

Stress:

Bir kuvvet bir cisme etki edip o cisimde deformasyona neden olabilir, bu dış kuvvet uygulamasına karşı cisimde bir dayanıklılık vardır. O halde stress dışardan uygulanan bir kuvvete karşı cismin içinde oluşan, intermoleküler rezistans veya reaksiyondur^{16,24,30}. Uygulanan dış kuvvetle aynı şiddette ve ters yöndedir. Hem uygulanan dış kuvvet hem de karşılığında oluşan iç direnç (Stress) cismin belirli sahasında dağılırlar. Bu nedenle bir yapıdaki stress'ten bahsedilirken birim alandaki kuvvet olarak konuşulur. Bu yönden düşünülürse stress basınca benzer çünkü her ikisinde aşağıdaki eşitlikle gösterilebilir.

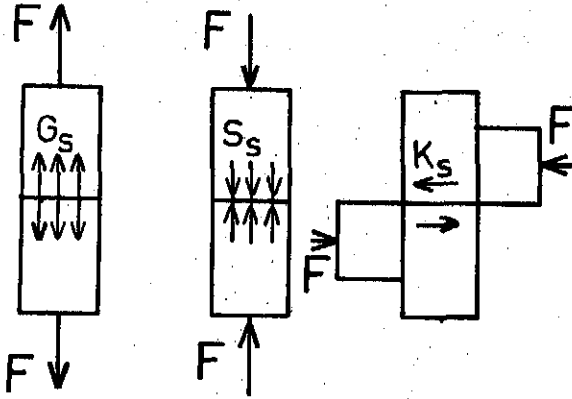
$$\text{Stress} = \frac{\text{Kuvvet}}{\text{Alan}}$$

Uygulanan dış kuvvete karşı oluşan bu iç karşı koyma kuvvetini (stress'i) ölçmek pratik olarak çok güçtür. Daha kolay yolu uygulanan dış kuvvetin kesit alanına bölünmesidir. Stress uygulanan kuvvetle doğru, uygulandığı alanın büyüklüğüyle ters orantılıdır. Dental restorasyonlarda alanlar genellikle küçük olduklarından, oluşabilecek stress'ler çok önem kazanırlar.

Stress'lerin tipleri: Kuvvet cisme herhangi bir açı veya yönden uygulanabilir. Çoğu zaman yapıda kompleks stress'ler oluşur. Bütün stress'ler üç esas stress tipine indirgenbilirler, Bunlar gerilme, sıkışma ve kesme stress'leridir (Şekil 38).

Gerilme Stress'i: Cismin iki ucundan, aynı doğru üzerinde ama ters yönlerde (birbirinden uzaklaşan yönlerde) uygulanan kuvvetlerle oluşur.

Sıkışma Stress'i: Cismin iki ucundan, aynı doğru üzerinde birbirine doğru uygulanan kuvvetlerle oluşur.



Şekil 38. Üç esas stress tipi gerilme, sıkışma ve kesmedir. (Craig'den)

Kesme Stress'i: Karşılıklı birbirine doğru uygulanan kuvvetlerle oluşur, ancak kuvvetler aynı doğru üzerinde değildir.

Deformasyon (Strain):

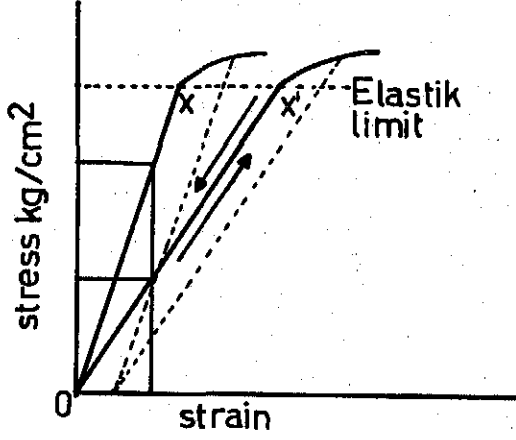
Kuvvet cisme etki ettiğinde cismin şeklinde bir değişiklik olabilir. Bu şekil değişikliğine deformasyon diyebiliriz. Her tip stress kendine uyacak tipte deformasyona neden olur. Çekme kuvvetlerinden veya gerilim stress'inden oluşan deformasyon uzamadır. Sıkışma veya itme kuvveti sıkışma deformasyonuna veya cismin kısılmasına neden olacaktır.

Deformasyon (strain): Stress'le cismin birim boyunun değişmesidir. Deformasyonun özel ölçüm birimi yoktur, aşağıdaki eşitlikten sayı olarak elde edilir.

$$\text{Deformasyon (Strain)} = \frac{\text{Oluşan deformasyon miktarı}}{\text{Cismin orijinal boyu}} \quad \text{veya} \quad \frac{\Delta l}{l}$$

Her stress uygulamasında az veya çok deformasyon görülür. Bu en iyi stress-strain çizelgesinde anlaşılabilir.

Çizelge 1



Çizelge 1. Stress-strain eğrisi (Craig'den)

Değişik kompozisyonlu 2 materyelin stress-strain eğrisi yukardaki gibi olabilir. Her ikisinde de açıkça görülebildiği gibi stress arttıkça (strain de) deformasyonda artacaktır. Gerçete 0-X arasında deformasyon uygulanan stress'le oransaldır. (Lineardır) Yani stress iki misli arttırılırsa, deformasyonda iki misli artacaktır. Ancak X değerindeki stress'ten daha yüksek stress uygulanırsa artık deformasyon oransal olarak değişmeyecektir. Bu nedenle X deki stress değerine oransal limit denir. (Proportional limit) Bu noktaya kadar uygulanan stress'lerle oluşan deformasyon elastiktir. Yani, kalıcı deformasyon olmaz. Bir başka deyişle, uygulanan stress ortadan kalkınca, cisim orijinal boyutlarına dönecektir, bu da çizelgede 0 noktasıyla gösterilen stress yokken deformasyonda olmayan başlangıç noktasıdır. Oransal limitten sonraki bölgeye plastik bölge denebilir. Oransal limitten fazla stress uygulaması kalıcı deformasyona neden olur. Materyelin kalıcı deformasyon yapmadan dayanabileceği en fazla stress'e elastik limit de denir. Pratik amaçlar için elastik limitle, oransal limit aynı stress'le gösterilebilir¹⁶.

Sonlu elemanlar yöntemiyle stress analizi programları linear sistemler için hazırlanmıştır. Yani araştırmada kullanılan bütün materyellerin homojen ve izotrop olması aynı zamanda ne kadar büyük yükleme yapılırsa yapılsın materyelin oransal limit içinde kaldığı kabul edilmiştir. Buna göre araştırmamızda elde edilen bütün deformasyonlar reversibildir (elastik strain). Yükleme kaldırılınca sistem her zaman orijinal haline dönecektir. Bir başka deyişle yüklemeler iki misli arttırılırsa oluşan stress'ler de, deformasyonlar da tam iki misli artacaktır. Oransal limit içinde stress, deformasyonla orantılı olduğundan çizelgede düz çizgiyle gösterilir. Bu düz çizginin eşitliği basitçe³⁰ $Strees = E.Strain$ dir. Bu çizgi başlangıç noktasından geçtiğinden belirli bir eğimi vardır. Bu parametreye Young's modülü denir, E harfiyle gösterilir. Yukardaki eşitlik de Hooke's kanunu olarak bilinir³⁰.

Dişhekimliğinde stress analizine son 25 yılda ilgi duyulmuş ve en çok fotoelastik yöntem kullanılmıştır. Önce-leri dental restorasyonlarda stress ve strain esas olarak 3 şekilde ölçülmeye çalışılmıştır.

1. Kırılğan lākla kaplama yöntemi
2. Strain gages yöntemi
3. Fotoelastik yöntem

Bu yöntemler önce endüstriyel alanlarda kullanılmaya başlanmış daha sonra dişhekimliğine adepte edilmiştir¹⁶.

Sonlu elemanlar stress analizi yöntemi fotoelastik yöntemden daha yeni bir yöntemdir. İlk defa 1956 da uçak sanayiinde kullanılmış sonra diğer mühendislik dallarına girmiştir.

Bu yöntemle stress analizi yapılacak sistemin önce bir matematiksel modeli hazırlanır. Belirli sayıda elemanlara ayırılır ve bu elemanlar yine belirli sayıda düğüm noktalarıyla birbirleriyle birleşirler.

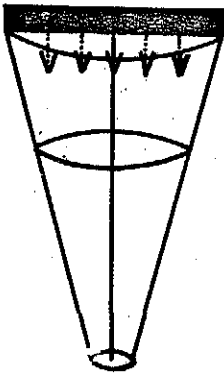
Her eleman için stress'lerin ve her düğüm noktası için deplasmanların hesaplanabilmesi için:

1. Düğüm noktalarının ve elemanların toplam sayısı,
2. Her elemanı ve düğüm noktasını tanıtan iki ayrı numaralandırma sistemi,
3. Yine her eleman için Young's modulu ve Poisson's oranı (yan deformasyonun, dik deformasyona oranını gösteren her materyal için farklı olan bir sayıdır),
4. Her düğüm noktasının koordinatları,
5. Her düğüm noktası için sınır koşulları (serbestlik dereceleri),
6. Ve kuvvetlerin (yüklemelerin) düğüm noktalarından uygulanmaları gerekmektedir¹⁶.

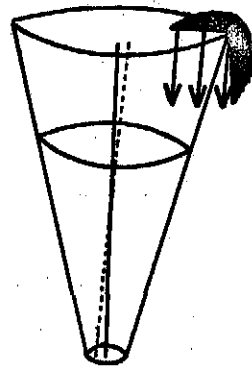
Tylman ve Hildebrand, tek diş üzerine 45 kg. 1 aşan kuvvet uygulamalarında periodontal membranda ağrı hissi meydana geldiğini gnathodynamometre ile yaptıkları araştırma sonucu bulmuşlardır¹⁹. Vertikal kuvvetleri, özellikle aksiyel kuvvetleri periodontal membranın bütün lifleri paylaşarak karşıladıklarından bu tür yüklere çok iyi karşı koyarlar. Diş, periodontal membran ve alveol kemiği için en az zararlı olabilecek veya fizyolojik sınırlar içinde en çok yük kaldıracabilecek yükleme tipidir.

Horizontal kuvvet uygulandığında dişin vücutca bir hareketi olmaz, uzun ekseninde bir rotasyon olur. Bu rotasyonun merkezi kökün orta üçlüsünde hattâ apikale daha yakındır⁴⁵. Alveol kemiğinde kuvvetin geldiği tarafta apikal üçlü, karşı tarafta servikal üçlü sıkışarak rezorbe olabilir^{9,45,62}. Buna uyar biçimde periodontal membran dönme eksenini seviyesinde dar apikal ve servikalde daha geniřtir⁴⁵.

İyi anlaşılabilmesi için diş bir kesik koniye benzetilirse geniş olan yüzey okluzal yüzey, dar olan ise dişin apikal bölgesi olacaktır (üst birinci ve ikinci molarlar hariç). Bütün okluzal yüzeyden kuvvet uygulanırsa dişte basit yuvasına gömülme hareketi olur (Şekil 39). Vertikal basınç okluzal yüzeyin kenarından uygulanırsa aşağı hareket, tork hareketiyle komplike hale gelir ve rotasyon oluşur (Şekil 40).



Şekil 39. (Osborne'dan)

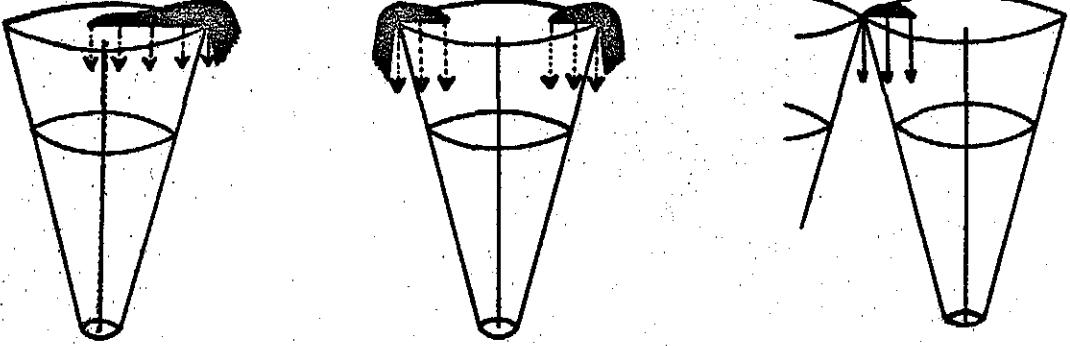


Şekil 40. (Osborne'dan)

Bu rotasyonu önlemek için üç yöntem mümkündür.

1. Çok geniş ve uzun tırnak kullanarak: Tırnağın ucu meziyodistal fissurun ortasına kadar uzanmalıdır (Şekil 41).
2. Hem meziyale, hem de distale karşılıklı daha kısa tırnak uygulanarak (Şekil 42) önlenabilir.

3. Meziyal tırnak koyarak, meziyal temas noktası yardımıyla rotasyon önlenir⁴⁵ (Şekil 43).



Şekil 41. (Osborne'dan) Şekil 42. (Osborne'dan) Şekil 43. (Osborne'dan)

1965 te Prince⁴⁹ lateral ve rotasyonel kuvvetler dönme ekseninden uzaklaştıkça tork olarak ilettiği stress'lerin artabileceğini belirtmiştir.

Tylman⁶² ise sol alt ikinci promolar üzerinde aksiyel ve aksiyel olmayan yüklemelerle, diş hareketlerini, dönme eksenini, tork değerini ayrıntılı biçimde hesaplamaya çalışmış ve karşı koyan dokuları belirtmiştir.

Hem dişler ve hem de dişleri destekleyen yapılar aşırı stress'ten etkilenirler. O halde esas prensip stress'leri harabiyet yapmayan (zararsız) dereceye indirmek ve bu seviyede tutmaktır.

Destekleyici dokular stress'lerin değişimlerine direkt cevap olarak ömür boyu, sürekli mikroskobik değişim gösterirler²⁰. Stress'ler tamamen kaldırılırsa periodontal ligament daralır, hatta gerçek bir membrana döner, Liflerin normal dizilimleri bozulur ve normal yüklere bile güçlükle karşı koyabilir.

Uygun olmayan okluzyon, parsiyel müteharrik protez desteği veya uzun köprü desteği olarak dişler aşırı stress'lerle uğrayabilirler ve o dişin ekstraksiyonuna kadar gidebilen problemler oluşabilir. Çoğu zaman bu problemler hafif mobilitayla başlarlar. Aşırı keskin travma ise fibrillerin yırtılmasına, hemoraj ve nekrozla patolojik değişikliklere neden olabilir. Aynı basınç osteoklastik aktiviteyi uyararak alveol kemiğin rezorpsiyonuna neden olabilir. Zarar görüp harabolan her hücre diğer hücreleri parçalayabilen proteolitik enzimler açığa çıkarır. Ancak cevabı zor olan şu kritik sorular akla gelebilir.

1. Bir tek hücrenin zarar görüp parçalanması için dişin ne kadar stress'li hareketine gerek vardır²⁰?

2. Açığa çıkacak proteolitik enzimlerin diğer hücrelere zarar verecek kadar olabilmesi için kaç tane hücre zarar görmelidir²⁰?

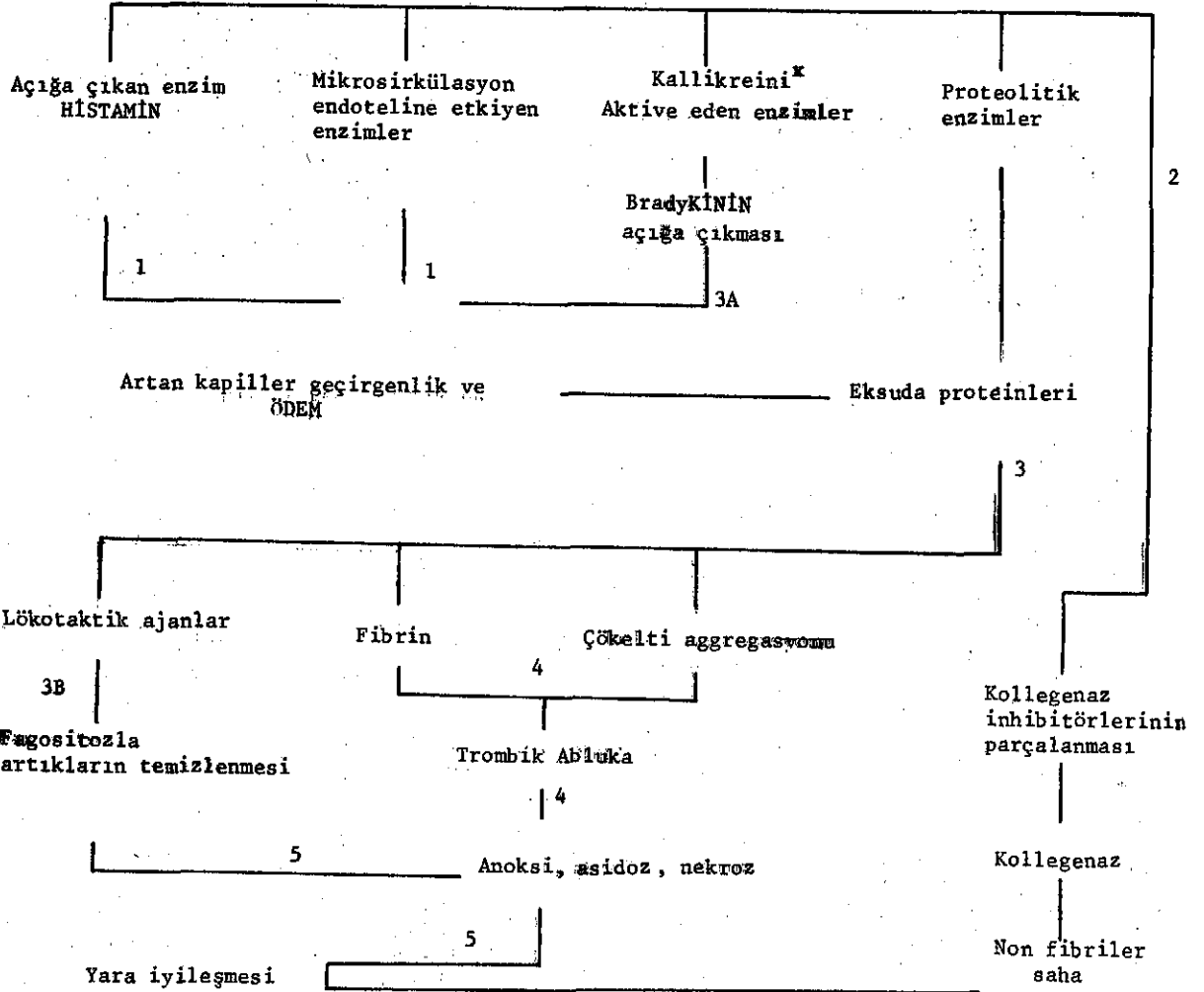
Aşırı Stress'in Periodontal Ligament ve Alveol Kemiğinde Sebep Olduğu Biokimyasal Olaylar:

Beerstecher ve Bell⁸ 1974 yılında bu olayları aşağıdaki gibi açıklamaya çalışmışlardır.

AŞIRI OKLUZAL KUVVET

HÜCRE PARÇALANMASI
LİZOZOMLARIN PARÇALANMASI

HÜCRE İÇİ ENZİMLERİN HÜCRE DIŞINA ÇIKMASI



* Frey ve Kraut'un ismini koyduğu pankreasta oluşan, idrarla dışarı atılan, vazodilatator etkisi olan ve epinefrinin vazopressör etkisine antagonist etki gösteren bir maddedir.

Biyokimyasal Olayların Sıralanışı:

1. Histamin ve daha sonra serotonin gibi bazı hücre derüveleri derhal kapiller sistem üzerine etki ederek damarların geçirgenliklerini arttıırırlar. Böylelikle daha fazla eksuda ekstrasellüler-ektravasküler (hücre dışı ve damar dışı) aralığa geçecektir. Bazı lizozomal (lizozomdan çıkan) proteolitik enzimler de bu damarların endotel tabakasına etki ederek geçirgenliklerini daha da arttıırırlar. Bu eksuda kan plazmasıyla hemen hemen aynıdır. Yalnız daha az protein ihtiva eder. Bunun, periodontal membranın ektravasküler aralığında bulunması ödeme neden olur. Böylelikle aniden, sert bir travmaya uğrayan diş normal okluzal diziliminden (seviyesinden) süratle yükselebilir.

2. Kollogen fibrilleri parçalayan enzimler sağlıklı dokularda aktif şekilde bulunmazlar, ancak ekstra-sellüler dokuda inaktif olarak depolanırlar. Açığa çıkan bazı lizozomal proteazlar çevredeki kritik kollogen fibrilleri parçalayan kollagenazı aktive ederler. Değişen derecelerde diş mobilitesi ile sonuçlanabilir.

3. Lizozomal enzimlerden bazıları eksuda proteinlerine etkiyerek protein parçalanma ürünlerini (peptidleri) açığa çıkarırlar. Bu peptidlere kininler denir ve organizmada bir çok etkileri olabilir.

Travmatik okluzyonda ortaya çıkan kininler veya kimyasal ara ürünler şunlardır:

Bradikinin: İkinci derecede kapiller geçirgenliği artırarak ödeme neden olur.

Lökotaksin: Bir grup peptidin eski adıdır. Hücresel yaralanma sahasına fagositik hücrelerin infiltre olmasını sağlarlar.

Lökosit Arttırıcı Faktör: Bazı enfeksiyon ve enflamasyonlarla beraber görülen yüksek sistemik lökosit sayısına neden olan etkindir. Travmatik okluzyon lökositozisi bu yolla oluşabilir.

Pireksin: Bir çok non enfeksiyonel dental problemlerde ateş yapan bir kimyasal ara üründür.

4. Bu olaylarla oluşan peptidlerden bazıları çökelek kümeleri aggregasyonuna neden olabilirler. İlâve olarak bağ dokusunda bir enzim oluşur, ancak bu fibrinojeni fibrine çeviren trombin değildir. Sonuç olarak pıhtılar yaralı saha mikrosirkülasyonu içinde yapılır, buna bağlı olarak iskemi ve anoksi nedeniyle ara sahadaki geri kalan hücrelerde ölebilir.

5. Eğer ilk yaralanma tekrarlanmazsa fagositik hücreler, artırları temizliyeceklerdir. Yakınındaki fibroblastlar, yani kollogen fibrillerle, implantasyonu için yeni bir mukopolisakkarit yapı yaratırlar.

6. Travma sürekli olursa veya kısa aralıklarla tekrar ederse bazı protein yıkım ürünleri vücutta yabancı protein gibi hareket edebilirler ve otosensitivite yaratabilirler. Yabancı protein otoantijeniyle sürekli reaksiyonu sağlayan antibadiler oluşur. Antijen-antibadi kompleksi fagositler

tarafından yıkılıp sindirilirler. Bu olaylarla sonraki hücrelerin lizozomal duvarları daha kolay parçalanır hale gelir. Bu sahadaki hücreler de kolaylıkla parçalanacak ve bütün siklus yeniden başlayacaktır. Kronik olarak aşırı stress'e uğrayan dişte bu kötü siklus en basit şekliyle böyle başlar.

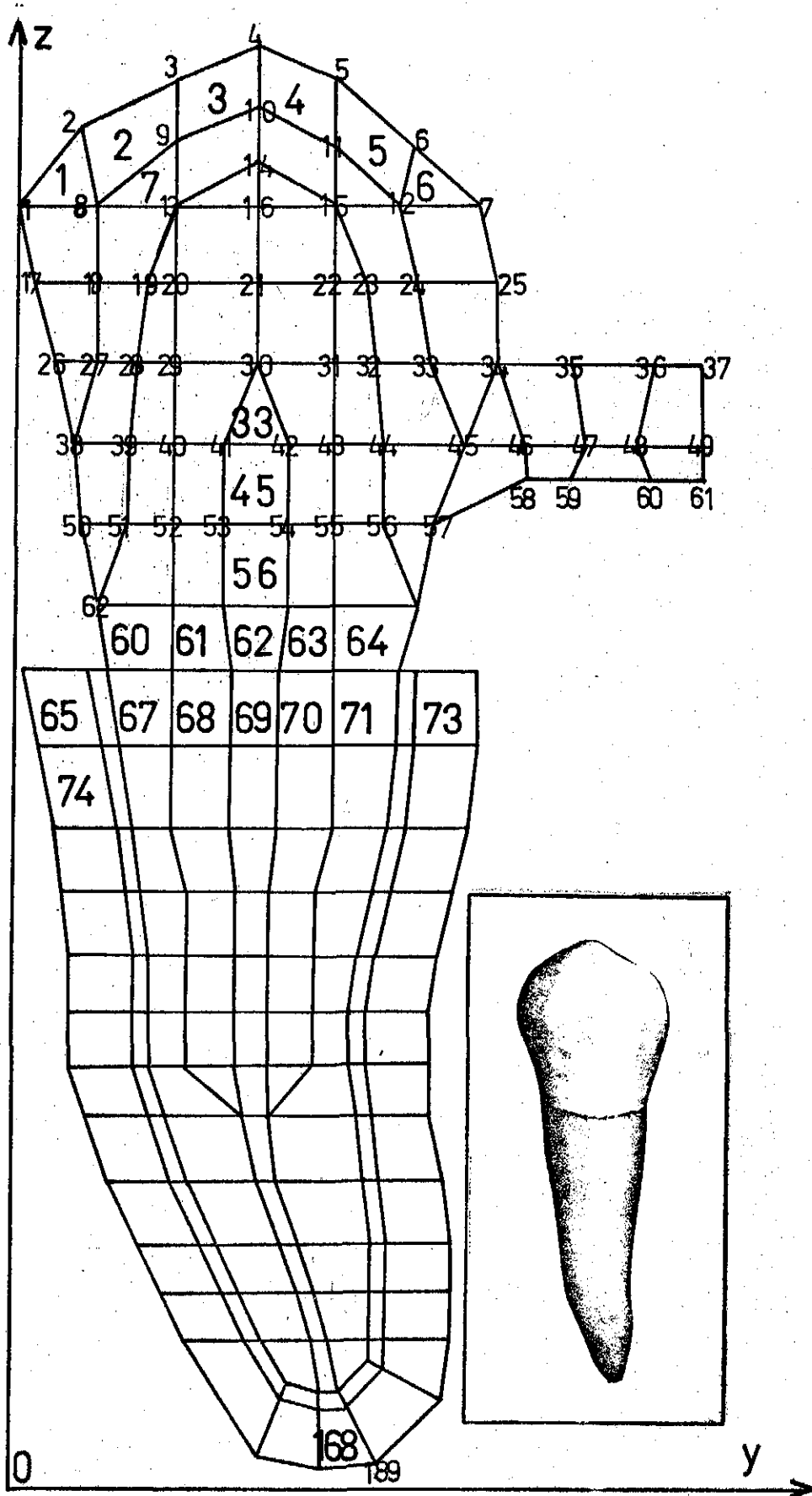
7. Osteositlere veya diğer fibroblast derivelerine gelen sirkülasyon azaldığında, bu hücreler limitli oksijen stoklarını, "pentoz siklusu" veya "fosfo glukonat şant" gibi bir karbonhidrat metabolizması sistemi ile kullanarak bir süre için yaşamlarını sürdürebilirler. Enerji metabolizmasının bu şekilde olmasının önemi sitrik asit gibi kalsiyumu çözebilen ve mobilize edebilen asit materyellerinin birikimine neden olmasıdır. Travmaya uğramış sahanın hemen yanındaki alveol yüzeyi böylelikle dekalsifikasyona uğrayabilir. Önceleri bu olay reversibildir, ancak ilerleyince kemik yerine gelmeyecek biçimde kaybolur.

MATERYEL VE METOD

Araştırmamız O.D.T.Ü. Bilgisayar Merkezinde sonlu elemanlar yöntemiyle S.A.P IV programı uygulanarak yapılmıştır. Sistem IBM 370/145, OP. Sistem OS/VSl REL. 3 tü. İki boyutlu düzlem analizi yöntemi kullanılmış, kalınlığın her yerde aynı, birimin ise kg/cm^2 olduğu kabul edilmiştir.

Uyguladığımız yöntem, fotoelastik ve strain gage gibi stress analizinde kullanılan yöntemlerden daha yeni ve avantajlıdır. En büyük avantajı araştırmada araya bir yapay aparatın girmeyişi nedeniyle verilerin, programın belirlediği sınırlar içinde değerlendirilmesiyle, sonuçların kesin ve matematiksel oluşudur.

1974 yılında yayınlanan Wheeler'in⁶⁷ Diş Anatomisi, Fizyolojisi ve Okluzyonu kitabından mandibuler birinci premoların en çok raslanan formu, periyodonsiyumu ve 2 mm kadar alveol kemiğiyle beraber, buklo-lingual olarak ortasından, sagittal kesiti alınarak çizilmiştir. Ayrıntılı ve duyarlı bir çalışma olması için orijinal diş boyutları şematize edilerek 40 defa büyütülmüştür. Mine, dentin, pulpa, periodontal membran ve kemik tabakaları bozulmıyacak biçimde uzmanların denetiminde elemanlara ayrıldı^{1,6}. Stress dağılımı her eleman için ayrı bulunacağından duyarlı analiz olabilmesi için eleman sayısı çoğaltıldı. Numaralandırarak 168 eleman elde edildi. Numaralandırılırken komşu eleman numaraları arasında mümkün olduğu kadar az fark olmasına ve çok büyük bir elemanın hemen yanında çok küçük eleman olmamasına dikkat edildi^{1,6}.



sekil 44

matematiksel model

Elemanların birleşme yerlerine düğüm noktaları denilmektedir (Nodal Points). Düğüm noktaları da numaralandırıldı ve 189 düğüm noktası elde edildi. Yine aynı elemana ait düğüm nokta numaraları arasında fazla fark olmamasına dikkat edildi^{1,6}. Bu şekilde matematiksel model hazırlanmış olur (Şekil 44).

Her düğüm noktasının koordinatları duyarlı olarak ölçüldükten sonra bilgisayara orijinal boyutlar verilmiştir.

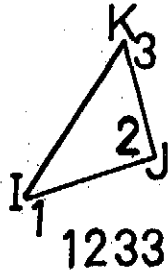
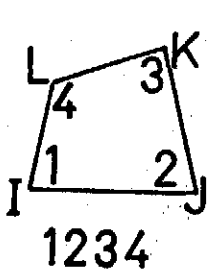
Bilgisayara verilen bilgiler:

1. Her düğüm noktasının koordinatları ve serbestlik dereceleri belirlenerek verildi. (1 sabit, 0 hareketli sınır koşuludur) Sistemimizde kemiğin dış sınırı sabit kabul edilmiştir (Tablo 1).

Düğüm Nok. No.	Sınır koşulu			Düğ.Noktası koordinatları		
	X	Y	Z	X	Y	Z
1	-1	0	0	0.0	0.000	2.000
2		0	0	0.0	0.100	2.125
3		0	0	0.0	0.250	2.200
.						
.						
189	1	1	1	0.0	0.575	0.037

Tablo : 1

2. Her elemanın hangi düğüm noktalarından oluştuğu I, J, K, L formülüne uyararak belirlenir⁶ (Şekil 45). Ve yine her elemanın Young's modülü, poisson's oranı materyel tipine göre numaralandırılır. Tablo 2



IJKL IJKL
1234 1233
Şekil 45

Materyel	Materyel No.	Young's Mod.	Poisson's O.
Mine (Dental altın)	1	0.914×10^6	0.33
Dentin	2	0.183×10^6	0.31
Pulpa	3	0.100×10^2	0.0
Periyodonsiyum (Sıkı lastik)	4	0.148×10^2	0.49
Alveol kemiği	5	0.197×10^6	0.34

Tablo : 2

Yukarıdaki bilgiler de (Materyel No.su ve IJKL formülüne uygulanmış elemanları belirleyen düğüm noktaları) aşağıdaki gibi bilgisayara verilirler. Tablo 3

Eleman No.	I	J	K	L	Materyel No.	Kalınlık
1	1	8	2	2	1	1
2	8	9	3	2	1	1
3	9	10	4	3	1	1
.
.
168	186	189	188	187	5	1

Tablo : 3

Bilgisayara verilecek bilgiler önce, program uyarınca kart delgi plânı kağıdına yazılırlar. Sonra bu tablonun her satırı için ayrı bir kart, kart delgi makinelerinde delinerek hazırlanır. Bu programda bazı pratik kolaylıklar sağlayan kurallar vardır. Örneğin: Bir grup kartta bazı kolonların hepsi aynı ve sıfırsa (X, QX, QY ve QZ de olduğu gibi) plân kağıdında bu grubun birinci satırına -1, son satırına 1 yazmakla bütün bu grubun bu kolonlarının sıfır olduğu anlatılabilir.

Bu bilgilerin kart delgi plân kağıdına nasıl yazıldığını gösterebilmek için bir plân kağıdı örnek verilmiştir. İlk bölümde: 1-5. kolonlara düğüm noktası yazılır. Sonra sırasıyla 6-10, 11-15. ve 16-20. kolonlara X, Y ve Z eksenlerindeki sınır koşulları yazılır. Gene sırasıyla 21-25., 26-30. ve 31-35. kolonlara X, Y ve Z eksenleri çevresinde rotasyonel hareketlilik (sınır) koşulları yazılır. (o, serbest, 1 ise sabit anlamına gelir.) 36-45., 46-55. ve 56-65. kolonlara X, Y ve Z eksenlerine ait koordinatlar yazılır (X eksenimiz bulunmadığından) Y ve Z, iki boyulu düzlem analizi yapıldığından X eksenine ait koordinatlar yoktur. İkinci bölümde: 1-5. kolonlara eleman numarası yazılır. Sonra sırasıyla 6-10., 11-15., 16-20. ve 21-25. kolonlara I, J, K, ve L formülünce düğüm noktaları yazılır. 26-30. kolonlara elemanın ait olduğu materyel sayısı, 61-70. kolonlara ise kalınlık yazılmaktadır. (Çalışmamızda kalınlık her yerde aynı ve 1 kabul edilmiştir.)

Plân kağıdının ilk satırından elde edilen delinmiş bilgisayar kartını da eklemeyi uygun gördük.

3. Her materyelin, materyel numarası ve kabul edilen Young's modülü ile Poisson's oranı tablo 2 de gösterilmiştir. Mine ile dental altının Young's modülü birbirine çok yakın, (Mine: 0.841×10^6 , dental altınise 0.914×10^6 kg/cm² dir.) Poisson oranı ise aynıdır. Bu nedenle yüklemelerde dental altının ki kullanılmış materyel değerini değiştirmeye gerek görülmemiştir.

Pulpa boş kabul edilmiştir. Ancak program, materyel değeri olarak boşu kabul edemediğinden boşa çok yakın değer verilmiştir. Çok sert dokularda stress'leri incelediğimizden pulpa bu dokulara göre ihmal edilebilecek kadar geşek doku olabilir. Periyodontal membran için lastik nitelikleri verilmiştir.

4. Ayrıca yükleme kartları her yükleme ve istem için uygun olarak verildi 1,5,6 ve 7. yüklemelerde ceka uzantısına boş değere yakın değer verildi (Pulpa değeri) 2,3 ve 4 No.lu yüklemeler ceka uzantısı üzerinden uygulandığından, bu yüklemeler için dental altın değerleri verilmiştir. Örnek olarak, 2,3 ve 4 No.lu yüklemelerin bilgisayara verilişini Tablo 4 de görebiliriz

Düğüm Noktası	Yükleme Numarası	X-ekseni Kuvveti	Y-ekseni Kuvveti	Z-ekseni Kuvveti	X-ekseni Momenti	Y-ekseni Momenti	Z-ekseni Momenti
35	2	0.0	0.0	-0.2000×10^2	0.0	0.0	0.0
35	3	0.0	-0.14140×10^2	-0.14140×10^2	0.0	0.0	0.0
35	4	0.0	0.0	-0.1000×10^2	-0.250×10^2	0.0	0.0
36	2	0.0	0.0	-0.2000×10^2	0.0	0.0	0.0
36	3	0.0	-0.14140×10^2	-0.14140×10^2	0.0	0.0	0.0
36	4	0.0	0.0	-0.1000×10^2	-0.250×10^2	0.0	0.0

Tablo : 4

Bunlardan başka bir seri prgram ve kontrol kartları da eklenerek bilgisayara verilmiştir.

Yüklemeler:

1. Dişin uzun eksenine uyan yükleme
2. Ceka uzantısından uzun eksene paralel yükleme
3. Ceka uzantısından meziyale 45° lik oblik yükleme
4. Ceka uzantısından distale tork uygulaması
5. Kroniçi tutucudan (veya derin tırnaktan) uzun eksene paralel yükleme
6. Kroniçi tutuğundan meziyale 45° lik oblik yükleme
7. Kroniçi tutucudan distale tork uygulaması

Oblik uygulama için madibuler birinci premolarda Ceka tutucusu ve kroniçi derin tırnak veya aşınmış hassas tutucu olduğu düşünülmüştür. Resiprokal (bracing) fonksiyonu hiç olmadığı veya sonradan kaybedildiği kabul edilmiştir.

Yüklemeler 40 kg. dır. Ancak 4. ve 7. yüklemelerde, serbest sonlanan protezlerde en distal akrilik dişe gelecek okluzal yükler daha az olacaktır. Ayrıca mukoza tarafından da yükler iletilebileceğinden 20 kg.lık yükleme yapılmıştır. Veya tutucu üzerine 20 kg lık vertikal ve 20 kg ın 2,5 cm mesafeden uyguladığı tork değeri olarak da 50 kg geldiği varsayılmıştır.

Yukardaki her yükleme için ayrı ayrı;

I. Tutucunan geldiği destek diş ve çevresindeki stress analizi arşatırıldı.

a) Destek dişte,

1. Mine , 2. Dentinde, 3. Pulpada,

- b) Destek dişin periyodontal membranında,
- c) Destek diş çevresindeki alveol kemiğinin 2 mm kadar kalınlığında hem yatay yönde, hem de dikey yönde gerilme ve sıkışma stress'leri her eleman için ayrı ayrı bulunmuştur.

II. Her yüklemde stress'e bağlı olarak her düğüm noktası deplase olacaktır. Bütün yüklemelerde dişin deplasmanı araştırılmıştır.

- III. a) Stress dağılımına apikal kök eğiminin etkisi araştırılmış
- b) Stress'lerin pulpa odası ve kanalı üzerine etkisi incelenmiş
 - c) Diş kökündeki ve destekleyici dokulardaki stress'lerin kıyaslanmasına çalışılmıştır.

BULGULAR

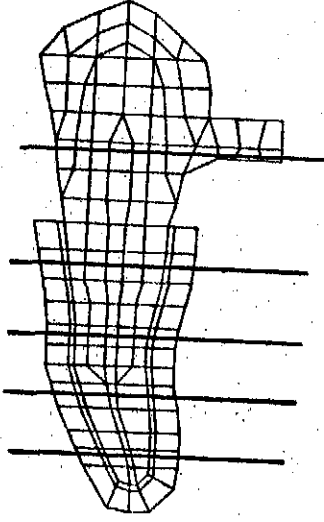
Sistem IBM 370/145 e önceki bölümdeki bilgiler

21.6.1976 tarihinde 33385 G iş numarasıyla, program uyarınca yüklenerek sonuçlar elde edilmiştir. Sonuçlar en az beş basamaklı birimleri ise kg/cm^2 dir.

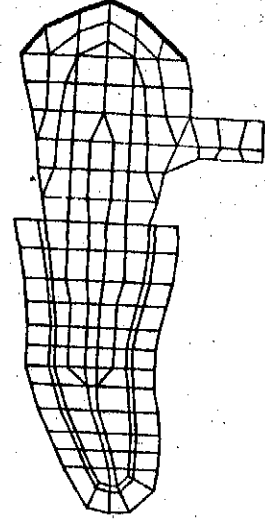
Her yükleme ile 168 elemanın her biri için hem dikey hem de yatay yönde ayrı ayrı stress'lerin tipi ve miktarı elde edilmiştir. Her eleman için elde edilen stress'ler elemanın merkezinde oluşan stress'lerdir^{1,6}. Stress'lerin tipi elde edilen sayıların işaretleriyle belli olur. (-) sıkışma stress'i, (+) gerilme stress'ini gösterir.

Her eleman için ayrı ayrı sonuçları yazmak çok uzun olacağından kritik gördüğümüz yerlerden kesit alarak (Şekil 46) her yükleme için nasıl sonuç alındığını göstermeye çalıştık (Tablo 5).

Aynı şekilde her yüklemeye serbest olan düğüm noktaları koordinat sistemi üzerinde hareket ederler. Bu yer değiştirmeler elastik deformasyon deplasmanlarıdır. Her düğüm noktası için (189 adet düğüm noktası vardı.) bütün deplasmanların yazılması güç olduğundan Şekil 47 de belirtilen ve en çok deplasman görülebilen çiğneyici kenarın bir bölümünün bütün yüklemelerle uğradığı deplasmanları bilgisayardan çıktığı gibi göstermek istedik (Tablo 6).



Şekil 46. Kesitlere raslayan elemanlardaki stress'ler Tablo 5 te gösterilmiştir.



Şekil 47. Kalın çizgiyle gösterilen okluzal kenara ait düğüm noktaları deplasmanları Tablo 6 da gösterilmiştir.

Bu çok sayıdaki sonuçları değerlendirebilmek için bölümlere ayırdık. Önce her yükleme için aşağıdaki şekilleri ve çizelgeleri hazırladık.

1. Yüklemenin elemanlarda oluşturduğu stress'lerin tiplerini gösteren şekil,

2. Stress'lerin elemanlara dağılımını ve miktarını gösteren şekil ve

3. Periyodontal membran ve alveol kemiğinde oluşan stress'leri, daha duyarlı olduğundan ayrıca çizelge ile göstermeye çalıştık.

Yukardaki iki şekil ve bir çizelge her yüklemeyle, yatay ve dikey eksenlerde olmak üzere ikişer tane elde edildi.

Elemen No.	Volume No.	Yatay Stress	Dikey Stress	Elemen No.	Volume No.	Yatay Stress	Dikey Stress
42	1	0.98216	18.507	74	1	-5.3889	-8.6334
	2	-109.97	717.98		2	28.633	6.5391
	3	-9.4399	413.16		3	-35.037	-17.074
	4	-54.984	356.49		4	14.317	3.2696
	5	-43.423	283.42		5	6.4639	-3.2848
	6	26.681	180.56		6	-46.840	-22.312
	7	-16.477	121.39		7	2.0659	-2.1540
43	1	-9.4928	-99.189	75	1	-4.7873	-10.572
	2	-60.878	-251.08		2	28.154	10.825
	3	-9.439	413.16		3	-34.337	-24.409
	4	-54.984	356.49		4	14.077	5.4127
	5	-44.796	-157.01		5	6.6752	-3.0580
	6	-15.550	-147.22		6	-45.770	+31.807
	7	-16.273	+74.167		7	2.2966	-2.2547
44	1	-8.0537	-210.00	76	1	-5.5651	-59.437
	2	-27.726	-667.19		2	66.814	990.333
	3	-17.405	-495.75		3	-20.139	-90.17
	4	-13.863	-333.59		4	33.407	495.17
	5	-22.058	-386.71		5	20.728	324.28
	6	-13.566	-343.40		6	-44.861	-448.51
	7	-10.809	-180.25		7	8.0472	128.97
45	1	-0.037089	-0.012855	77	1	-4.0795	-161.90
	2	-0.10967	-0.012437		2	-10.357	-966.60
	3	-0.11096	-0.010216		3	-3.4283	-90.346
	4	-0.054836	-0.0062186		4	-5.1783	-483.30
	5	-0.038216	-0.010668		5	-6.3058	-455.76
	6	-0.077468	-0.0098104		6	-1.2597	184.11
	7	-0.015152	-0.0048711		7	-2.9447	-202.45
46	1	-2.695	-150.63	78	1	-0.40374	-0.0079860
	2	24.384	315.77		2	-0.47591	-0.0088460
	3	21.817	196.57		3	-0.52226	-0.0030442
	4	12.192	157.88		4	-0.23796	-0.0044230
	5	23.060	137.33		5	-0.34848	-0.0093207
	6	17.716	57.661		6	-0.46439	-0.0031887
	7	11.368	78.434		7	-0.16104	-0.0048039
47	1	-2.3983	-77.196	79	1	0.91170	-80.806
	2	9.4763	67.176		2	29.654	771.35
	3	-25.273	39.577		3	3.5282	-39.444
	4	4.7382	33.588		4	14.827	385.68
	5	36.28	85.497		5	10.841	211.94
	6	21.534	15.718		6	-6.3330	-337.82
	7	17.004	62.379		7	4.3680	75.884
48	1	14.399	-10.506	80	1	1.3976	-93.869
	2	-10.606	-369.26		2	7.6434	-985.85
	3	-96.993	-143.03		3	24.146	-56.201
	4	-5.3028	-184.63		4	3.8217	-492.92
	5	61.862	13.126		5	3.4011	-402.28
	6	-3.48985	26.034		6	21.810	255.45
	7	19.307	-14.631		7	1.4959	-170.00
49	1	0.0010340	0.000792	81	1	-0.65951	-4.1376
	2	-622.39	-218.59		2	-31.163	-21.158
	3	-390.40	-132.17		3	31.211	13.348
	4	-311.19	-109.30		4	-15.582	-10.579
	5	-0.00068511	-0.00053625		5	-11.712	-10.295
	6	-0.00001220	0.000020452		6	41.622	19.166
	7	-0.00058243	-0.00077955		7	-4.8679	-4.5955
50	1	-0.000088060	0.00019058	82	1	-2.6339	-4.8754
	2	-584.33	-83.653		2	-32.110	-14.713
	3	-226.89	-35.400		3	27.955	5.1806
	4	-292.17	-41.826		4	-16.055	-7.3567
	5	0.000041464	-0.00013707		5	-13.308	-8.4292
	6	-0.000012533	-0.000023723		6	38.021	8.5486
	7	0.000043080	-0.0000026515		7	-5.6984	-3.8955
51	1	-0.000029056	-0.000025622	101	1	3.3551	-2.1495
	2	-162.55	13.653		2	3.1169	0.12786
	3	-19.208	-35.131		3	-11.870	-7.2022
	4	-81.276	6.8264		4	1.5585	0.063931
	5	0.000017650	0.000018727		5	3.0366	-1.4083
	6	0.000000161	0.0000033971		6	-11.869	-8.0087
	7	0.000006335	0.00000074505		7	1.4915	-0.7904
52	1	0.000011229	0.000019240	102	1	4.7190	2.3145
	2	-5.4361	-15.013		2	3.3888	1.7272
	3	8.3737	12.245		3	-10.275	-5.0477
	4	-2.7181	-7.5066		4	1.6944	0.86358
	5	-0.000005686	-0.000010833		5	4.0112	1.9909
	6	0.0000011617	0.0000008478		6	-9.8991	-4.8859
	7	-0.0000046616	-0.0000061416		7	2.0151	0.99802

Tabol : 5

Eleman No.	Yüklem No.	Yatay Stress	Dikey Stress	Eleman No.	Yüklem No.	Yatay Stress	Dikey Stress
103	1	1.2193	-16.858	132	1	3.3284	-56.927
	2	18.766	849.82		2	27.027	-86.232
	3	-11.092	-206.70		3	1.8225	-35.795
	4	9.3831	424.91		4	13.514	-43.116
	5	7.4781	296.06		5	11.6690	-67.633
	6	-17.125	-503.51		6	-6.3984	-25.742
	7	3.1616	120.06		7	5.0320	-32.899
104	1	-4.1248	-176.06	133	1	0.020100	4.7490
	2	-11.614	-848.08		2	20.324	16.183
	3	-1.8940	35.832		3	2.1428	3.7918
	4	-5.8068	-424.04		4	10.162	8.0915
	5	-6.7100	-417.95		5	7.0924	8.7526
	6	0.72137	266.34		6	-4.9303	-0.18602
	7	-3.0963	-187.21		7	2.8467	3.9866
105	1	-1.0964	-0.0044697	134	1	-0.46821	4.0470
	2	-1.1584	0.0083813		2	19.849	12.194
	3	-1.1043	-0.0027842		3	1.7431	2.7365
	4	-0.579200	0.0041907		4	9.9245	6.0968
	5	-1.0049	-0.00048074		5	6.6090	6.9075
	6	-1.0351	-0.0074722		6	-5.3342	-0.094344
	7	-0.48343	-0.0007359		7	2.6045	3.1775
106	1	-3.6897	-6.9173	149	1	0.81403	-17.320
	2	-21.248	822.27		2	-27.919	-21.280
	3	0.75190	-145.14		3	8.3250	-11.019
	4	-10.624	411.13		4	-13.959	-10.640
	5	-9.7166	281.50		5	-9.4511	-18.686
	6	6.8997	-433.90		6	18.212	-9.6266
	7	-4.2380	112.03		7	-3.7790	-9.2080
107	1	-11.071	-191.09	150	1	1.5949	-18.480
	2	-92.237	-1411.7		2	-30877	-28.9080
	3	12.967	69.278		3	10.234	-9.0866
	4	-46.118	-705.85		4	-15.438	-14.454
	5	-39.420	-617.43		5	-10.002	-22.136
	6	41.193	493.83		6	21.409	-5.4611
	7	-16.920	-266.77		7	-3.9306	-10.717
108	1	-4.0089	-7.4423	151	1	-5.3330	-58.429
	2	-3.6338	-9.2080		2	13.415	-48.070
	3	12.497	2.9499		3	-12.306	-36.365
	4	-1.8169	-4.6040		4	6.7077	-24.035
	5	-4.0890	-8.1839		5	1.3852	-54.379
	6	12.265	3.5095		6	-18.736	-39.769
	7	-2.0897	-4.0517		7	0.082292	-27.487
109	1	-3.3738	-5.9100	152	1	-4.1356	-0.39544
	2	-3.1447	-8.5596		2	-2.9707	-3.8238
	3	13.445	2.4534		3	-3.0461	-0.29109
	4	-1.5723	-4.2798		4	-1.4853	-1.9119
	5	-3.5090	-6.9343		5	-3.6295	-1.6677
	6	13.261	3.3317		6	-3.4068	0.87326
	7	-1.7952	-3.3923		7	-1.8372	-0.72849
128	1	-1.4984	-12.146	153	1	-10.241	-56.135
	2	-16.372	-11.258		2	24.821	-67.237
	3	-4.1415	-11.991		3	-18.601	-37.916
	4	-8.1860	-5.6291		4	12.410	-33.618
	5	-6.9217	-11.847		5	2.1228	-60.320
	6	0.94043	-12.294		6	-30.726	-34.130
	7	-2.9879	-5.9573		7	-0.12718	-29.841
129	1	-0.83488	-15.519	154	1	-5.9685	-2.9257
	2	-17.259	-17.048		2	27.745	13.582
	3	-3.3076	-14.261		3	-13.389	-6.5575
	4	-8.6295	-8.5238		4	13.872	6.7912
	5	-6.8148	-16.083		5	5.9405	2.9056
	6	2.3064	-13.730		6	-25.046	-12.265
	7	-2.8838	-7.9966		7	1.8323	0.89561
130	1	-4.5633	-82.982	155	1	-7.2674	-5.0085
	2	5.1345	-59.211		2	23.447	2.6015
	3	-6.1131	-57.560		3	-13.189	-5.1867
	4	2.5672	-29.605		4	11.723	1.3008
	5	-0.93220	-74.012		5	3.5725	-2.3349
	6	-9.3778	-65.522		6	-23.811	-7.8214
	7	-0.75884	-37.729		7	0.74769	-1.4274
131	1	-2.4217	-0.11445				
	2	-1.9037	-1.5612				
	3	-2.1488	-0.14795				
	4	-0.95185	-0.78059				
	5	-2.1042	-0.64992				
	6	-2.2701	0.34409				
	7	-1.0481	-0.26034				

Tablo 5'in Devami

Düğüm Noktası No.	Yükleme No.	Yatay	Dikey
		Deplasman	Deplasman
1	1	-0.011590	-0.071443
	2	0.18989	0.0055254
	3	-0.10603	-0.074983
	4	0.094947	0.0027627
	5	0.060061	-0.043732
	6	-0.17543	-0.10134
	7	0.023357	-0.024376
2	1	-0.012989	-0.070315
	2	0.21208	-0.012194
	3	-0.11459	-0.068101
	4	0.10604	-0.0060970
	5	0.067089	-0.049342
	6	-0.19211	-0.087973
	7	0.026099	-0.026564
3	1	-0.013825	-0.068641
	2	0.22540	-0.038797
	3	-0.11970	-0.057817
	4	0.11270	-0.019399
	5	0.071315	-0.057773
	6	-0.20209	-0.067962
	7	0.027749	-0.029854
4	1	-0.014401	-0.067301
	2	0.23429	-0.060976
	3	-0.12310	-0.049271
	4	0.11714	-0.030488
	5	0.07133	-0.064806
	6	-0.20874	-0.0051309
	7	0.28849	-0.032599
5	1	-0.013838	-0.065798
	2	0.22542	-0.083155
	3	-0.11967	-0.040734
	4	0.11271	-0.041578
	5	0.071323	-0.71840
	6	-0.20207	-0.034664
	7	0.027752	-0.035344
6	1	-0.012534	-0.064347
	2	0.20549	-0.10536
	3	-0.11197	-0.032229
	4	0.10274	-0.052678
	5	0.064997	-0.078880
	6	-0.18708	-0.018037
	7	0.025282	-0.063206
7	1	-0.011522	-0.063206
	2	0.18996	-0.12316
	3	-0.10601	-0.025462
	4	0.094981	-0.061578
	5	0.060072	-0.084515
	6	-0.17544	-0.0047469
	7	0.023360	-0.040290

Tablo : 6

4. Her yükleme ile dişin elastik deformasyonunu (deplasmanını) gösteren şekil hazırlanmıştır.

Bu şekilleri ve çizelgeleri kolay incelenip kıyaslanabilmesi için şöyle sıraladık:

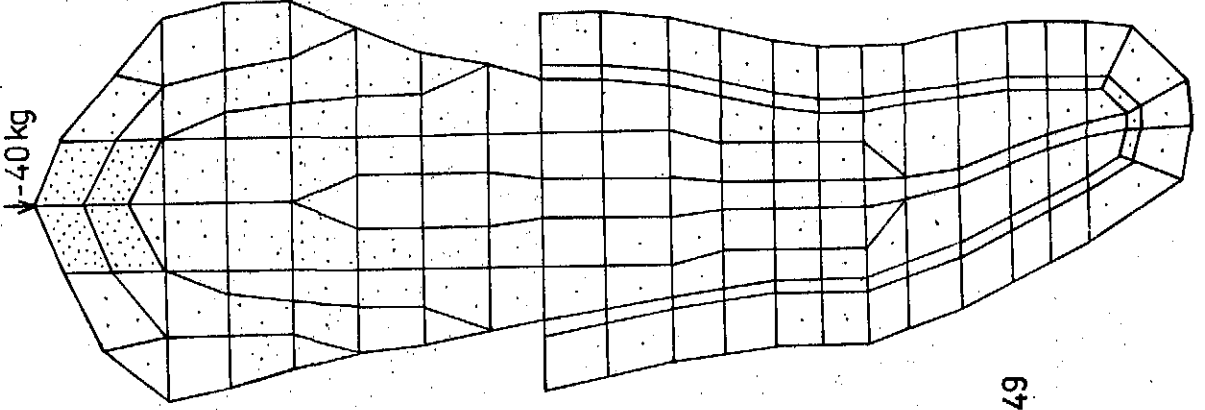
1. 1,2,5,3,6,4 ve 7. yükleme sırasıyla önce yatay sonra dikey stress tiplerini ve dağılım miktarlarını arka arkaya koyduk yatay stress tiplerini gösteren şekilde, örneğin, yukardan aşağı taralı elemanlarda sıkışma stress'i, boş olanlarda ise gerilme stress'i olduğunu anlatmak istedik. Stress dağılım miktarlarını gösteren sonraki şekilde ise elemanlara Cm^2 ye 5 kg lık stress için bir nokta konmuştur. Bütün yüklemelerde bu şekiller kıyaslanabilir.

2. Çizelgeler ise, yatay ekseninde soldan sağa gidildikçe meziyal servikal, apikal ve distal servikal, periyodonsiyum ve kemik elemanlarını göstermektedir. Dikey ekseninde ise stress miktarları yine kg/cm^2 cinsindedir, (g) harfi gerilme stress'ini, (S) harfi ise sıkışma stress'ini göstermektedir. Noktalı çizgiler periyodonsiyuma ait stress'leri devamlı çizgiler ise alveol kemiğindeki stress'leri göstermektedir. Bu çizelgelerde de önce yatay stress'ler bütün yüklemeler için incelendikten sonra dikey stress'ler her yükleme için incelenmiştir.

3. Dişteki deplasmanlarda yukardaki sırayla gösterilmiştir. Orijinal model on defa büyütülmüş olduğundan deplasmanlarda on defa büyütülerek gösterilmiştir.

Şimdi bunları anlatılan sırayla inceleyelim (Şekil 48-75, çizelge 2-15 ve Şekil 76-82).

y-40 kg

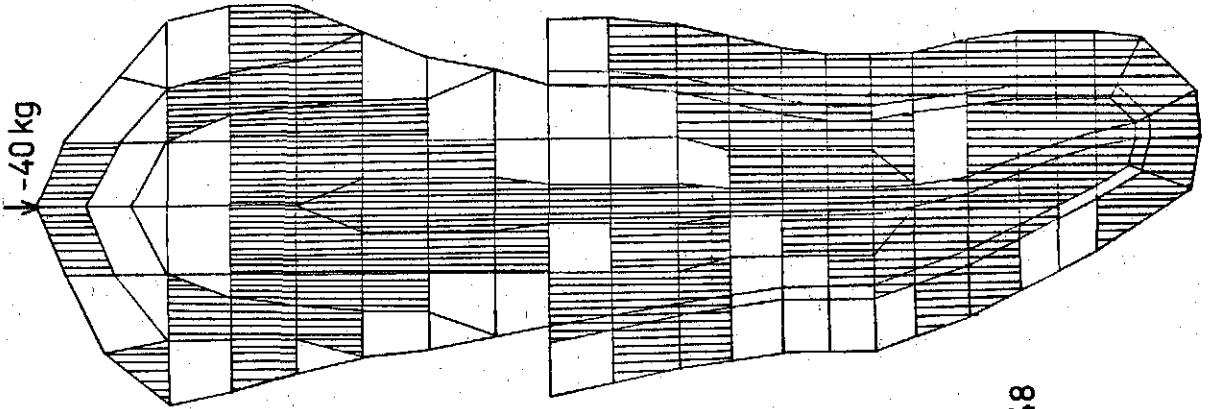


5 kg

yatay stress

şekil 49

y-40 kg



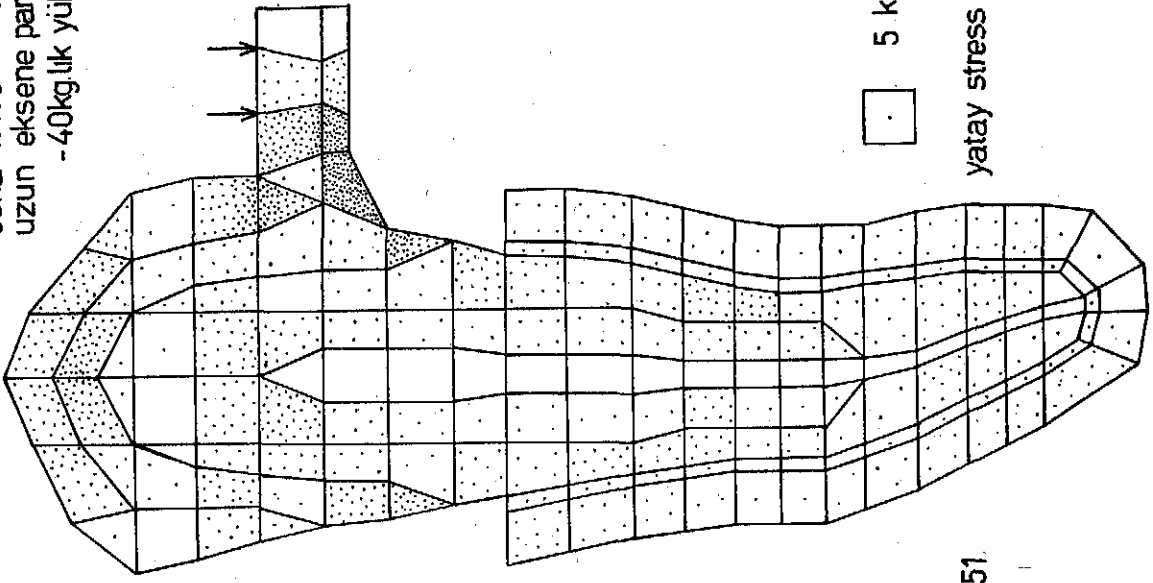
yatay stress
tipleri

sıkışma

gerilme

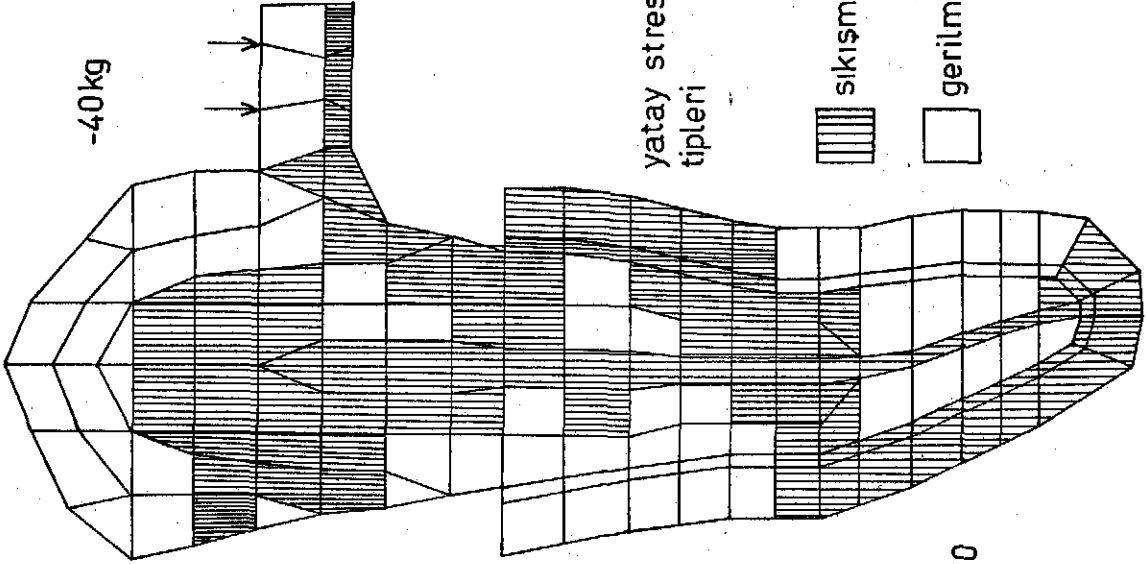
şekil 48

ceka tutucusundan
uzun eksene paralel
-40kg.lık yükleme



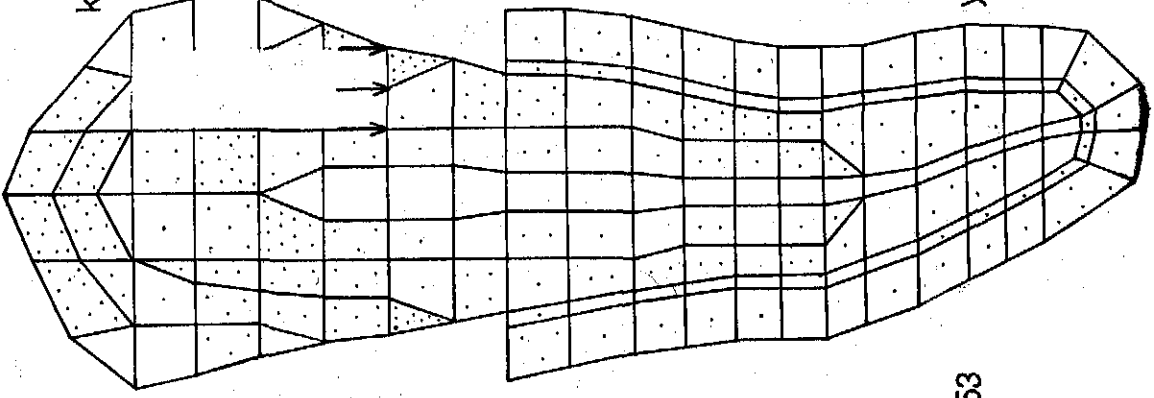
şekil 51

-40kg



şekil 50

kronici tutucudan
uzun eksene
paralel -40kg.lik
yükleme

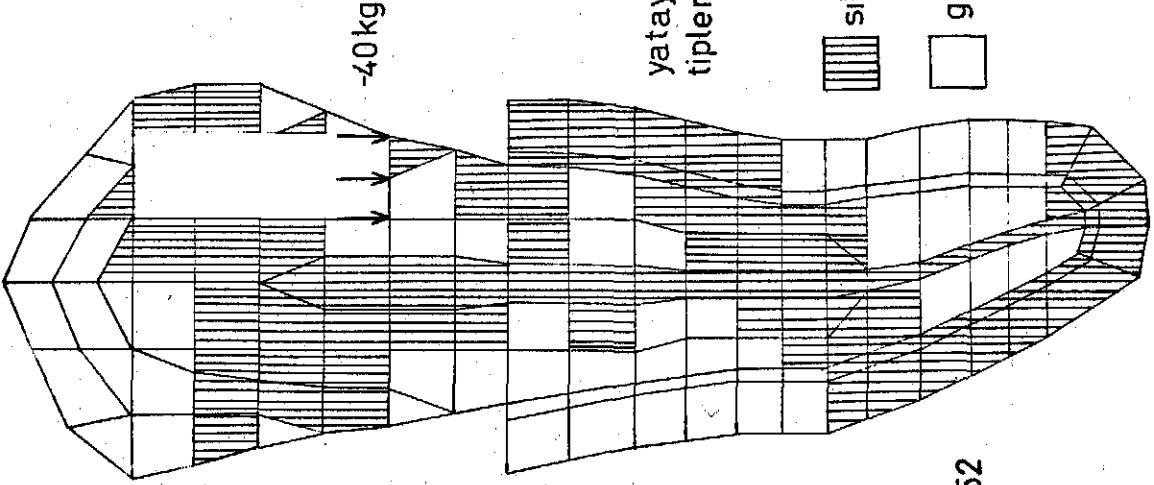


5 kg

yatay stress

şekil 53

yatay stress
tipleri



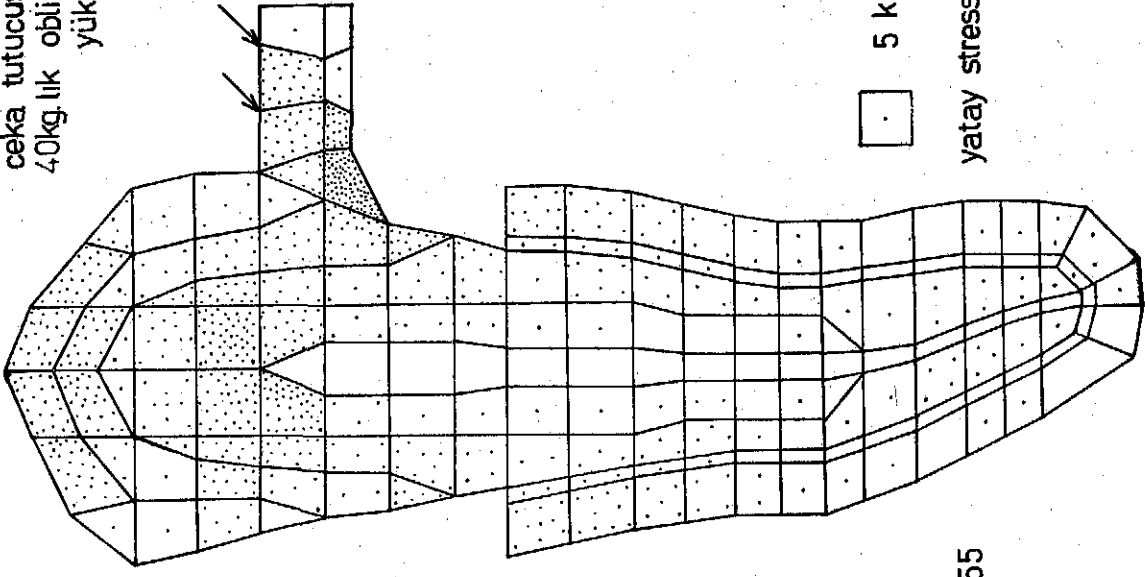
-40 kg

sıkışma

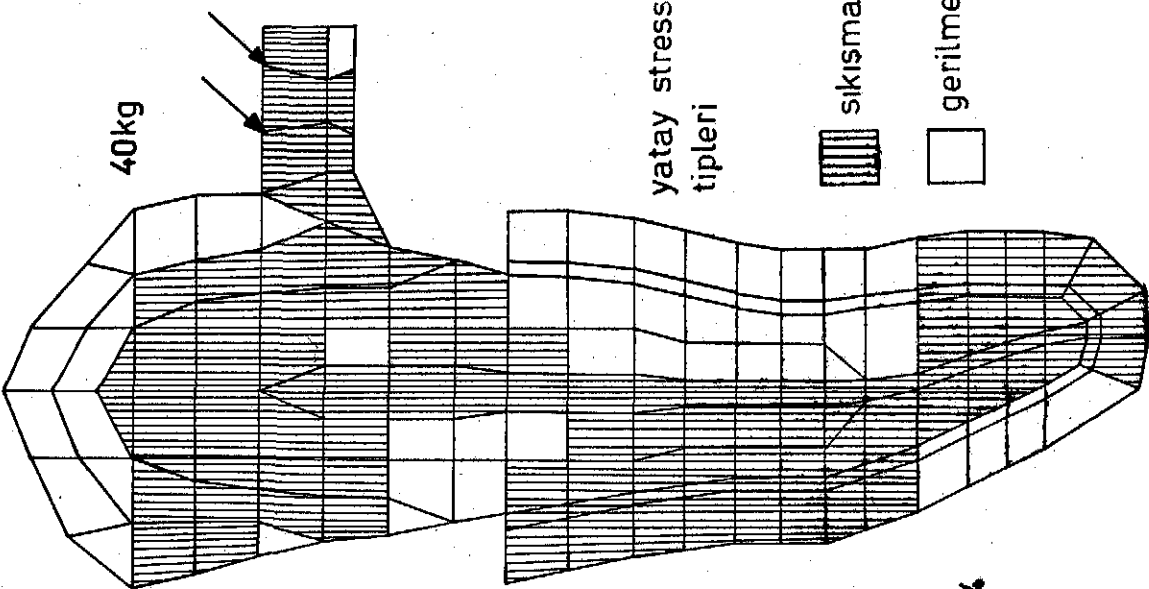
gerilme

şekil 52

ceka tutucusundan
40kg.lık oblik
yükleme



şekil 55



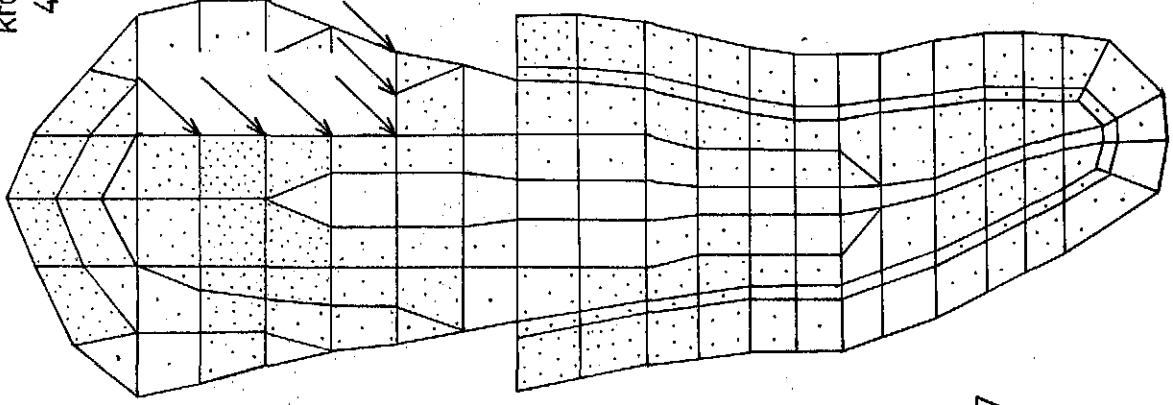
40kg

yatay stress
tipleri

sıkıma
gerilme

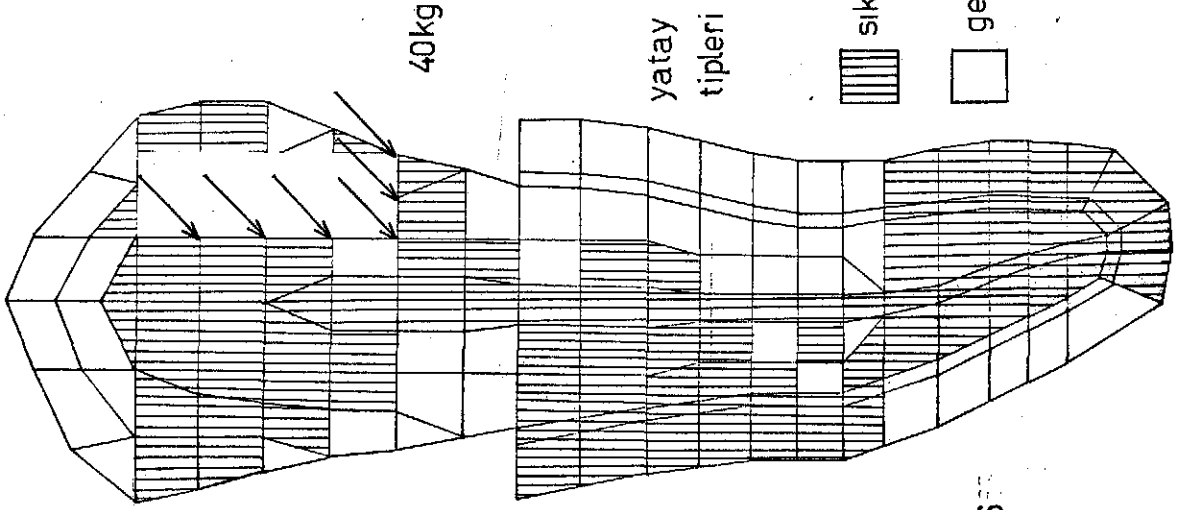
şekil 54

kronici tutucudan
40kg'lık oblik
yükleme



5 kg
yatay stress

sekit 57



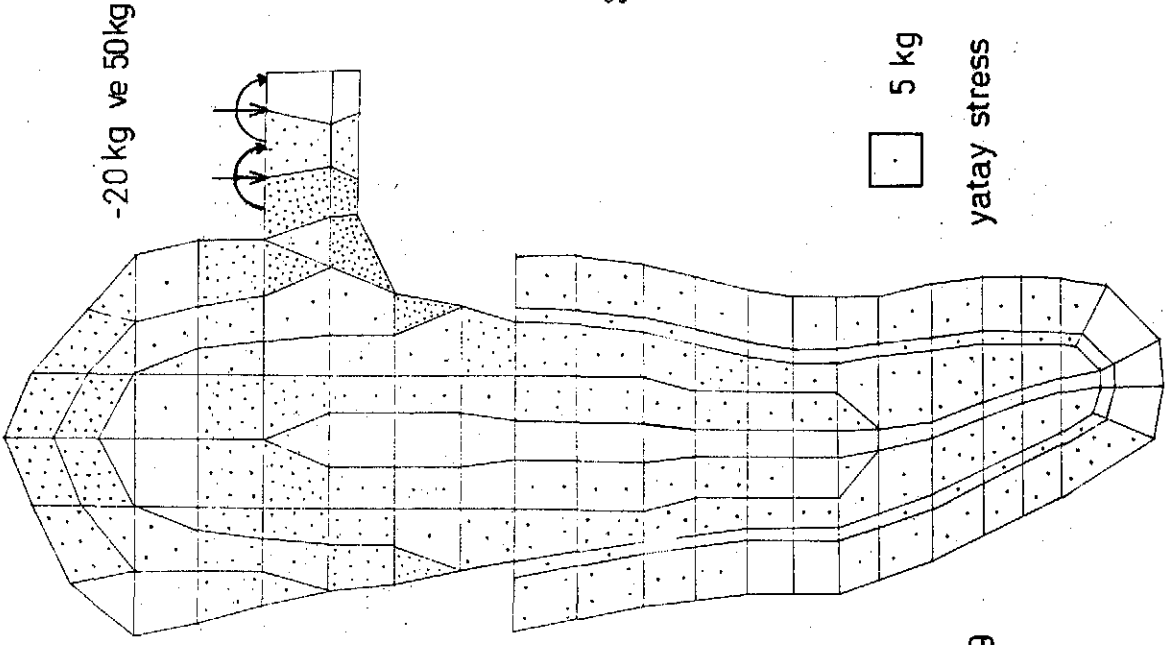
40kg

yatay stress
tipleri

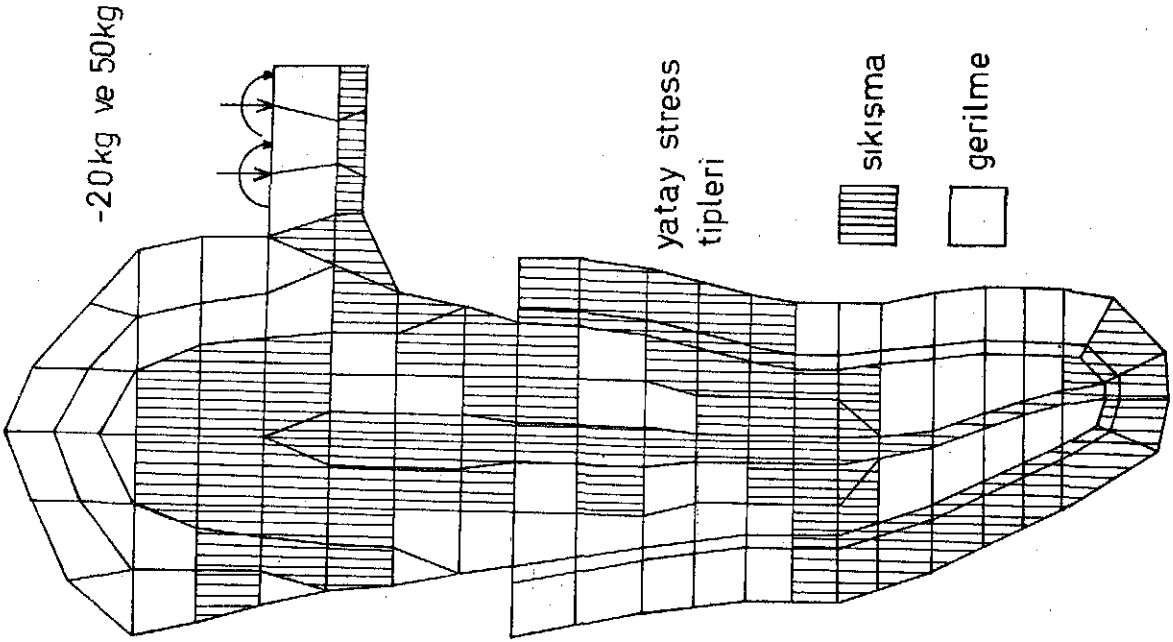
sıkısma

gerilme

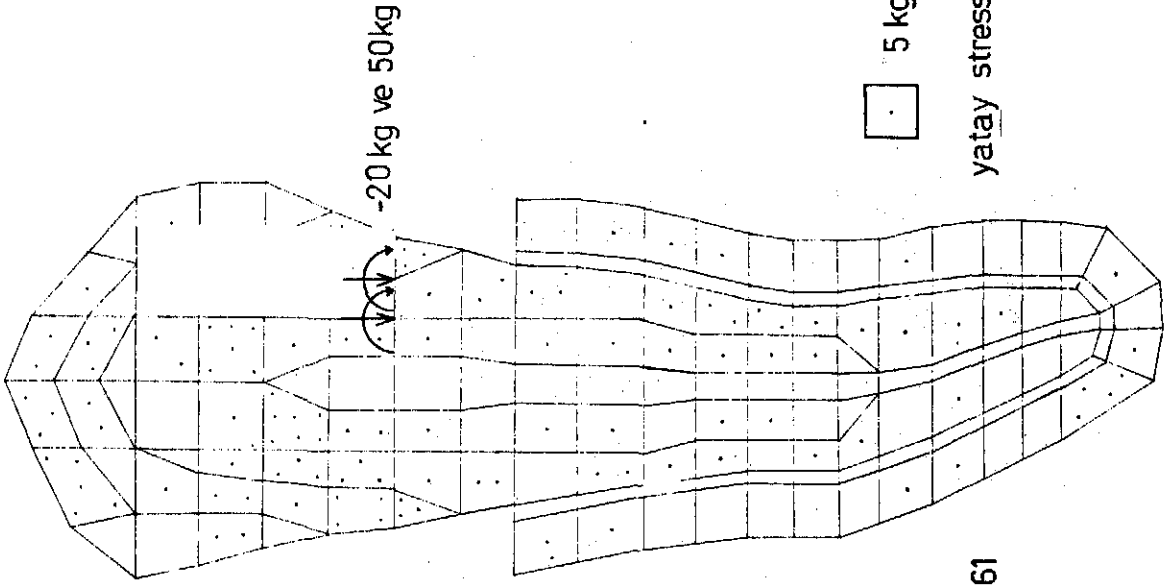
sekit 56



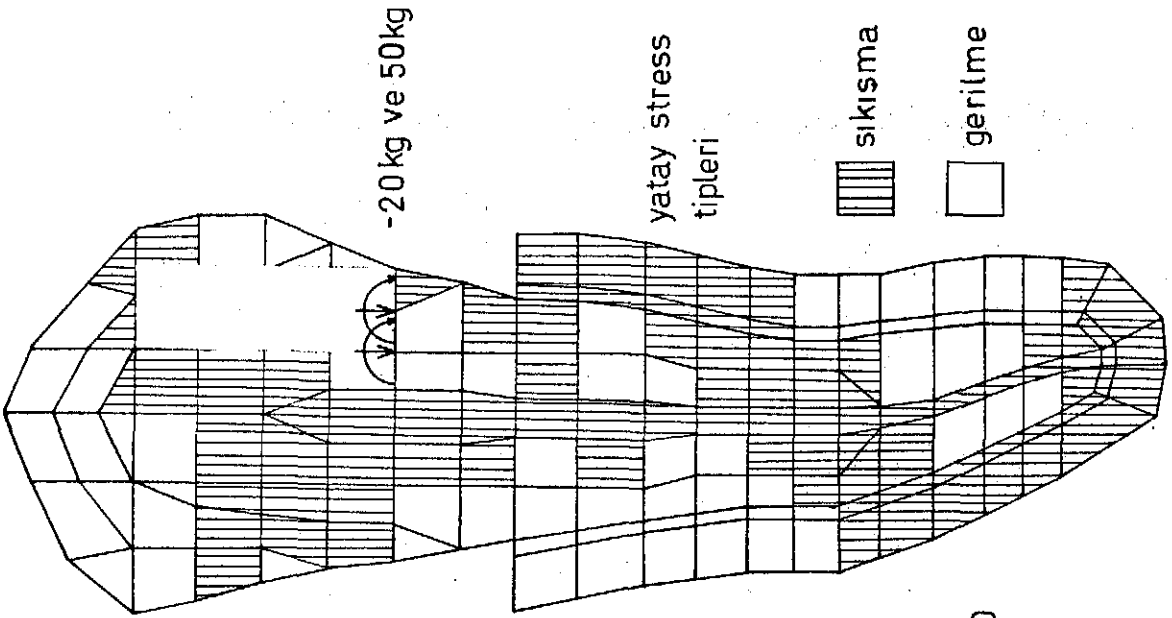
şekil 59



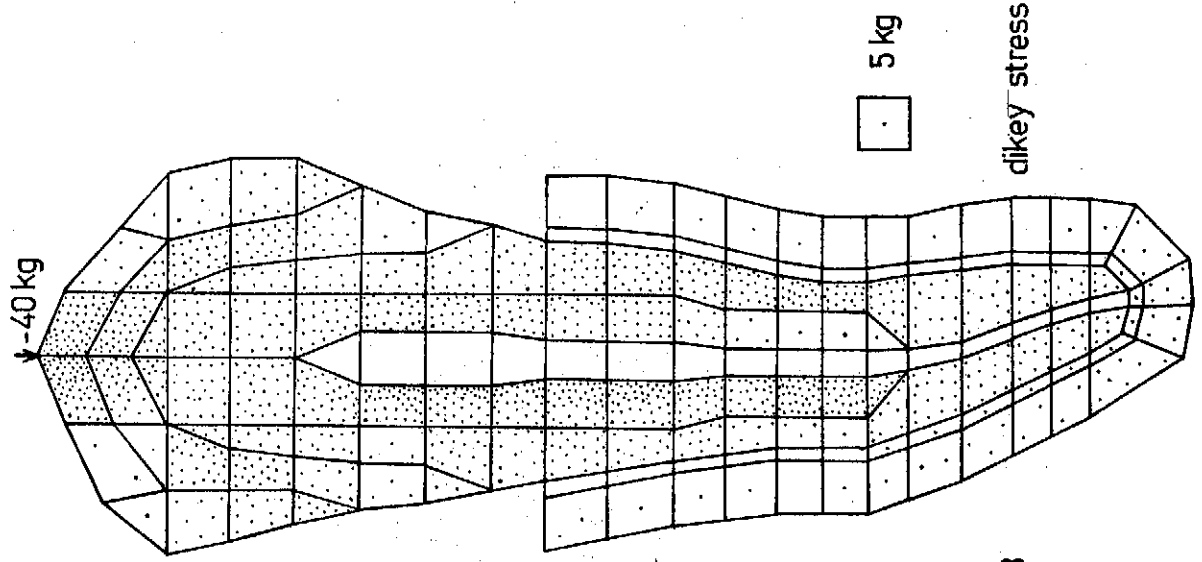
şekil 58



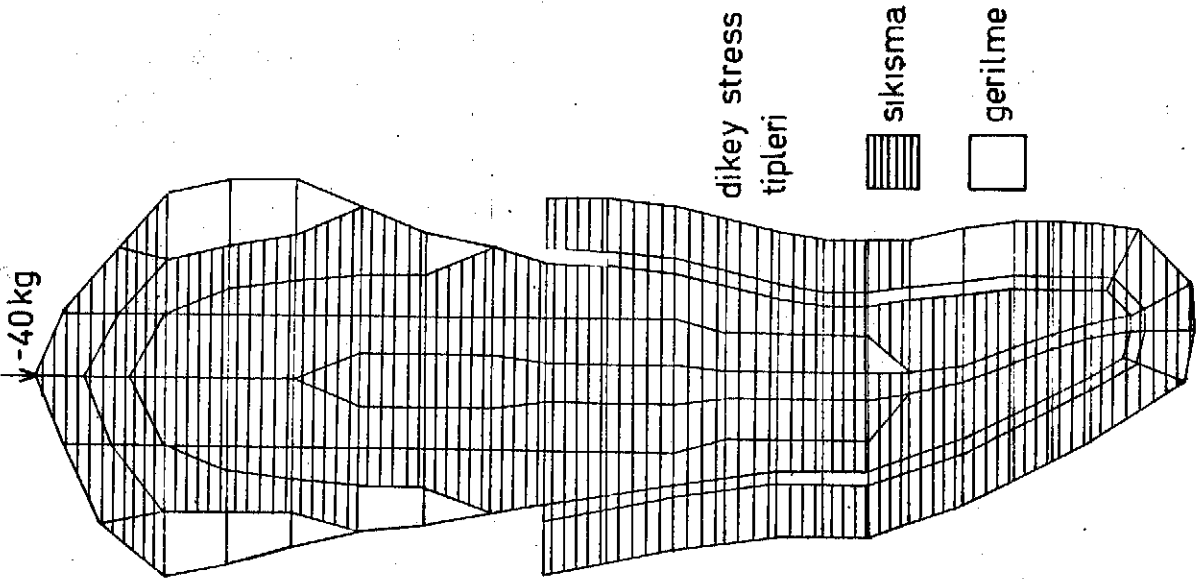
şekil 61



şekil 60

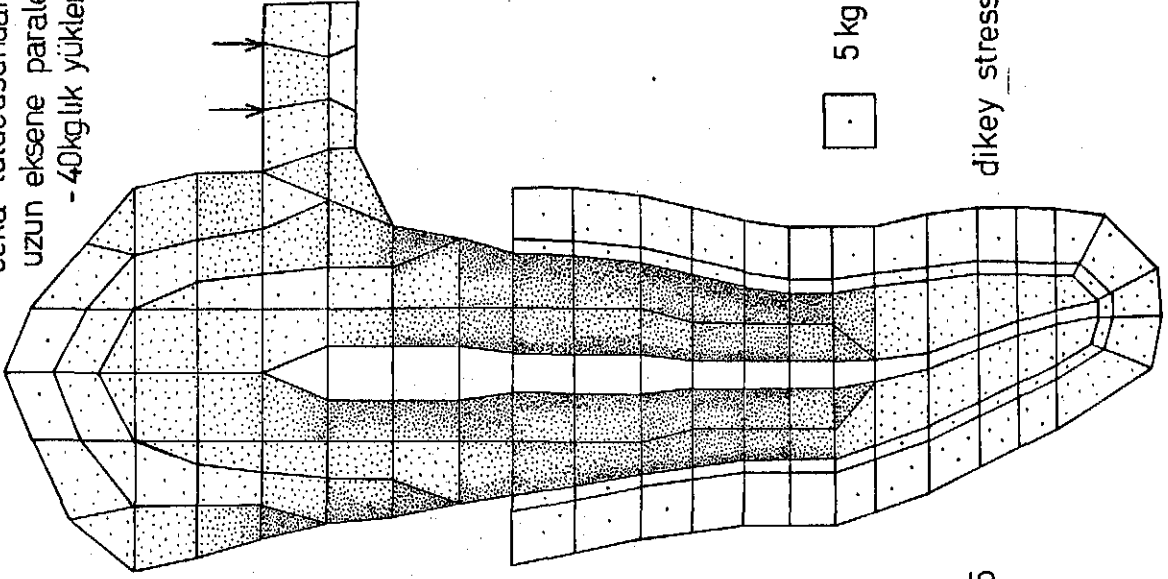


sekil 63



sekil 62

ceka tutucusundan
uzun eksene paralel
- 40kg'lık yükleme

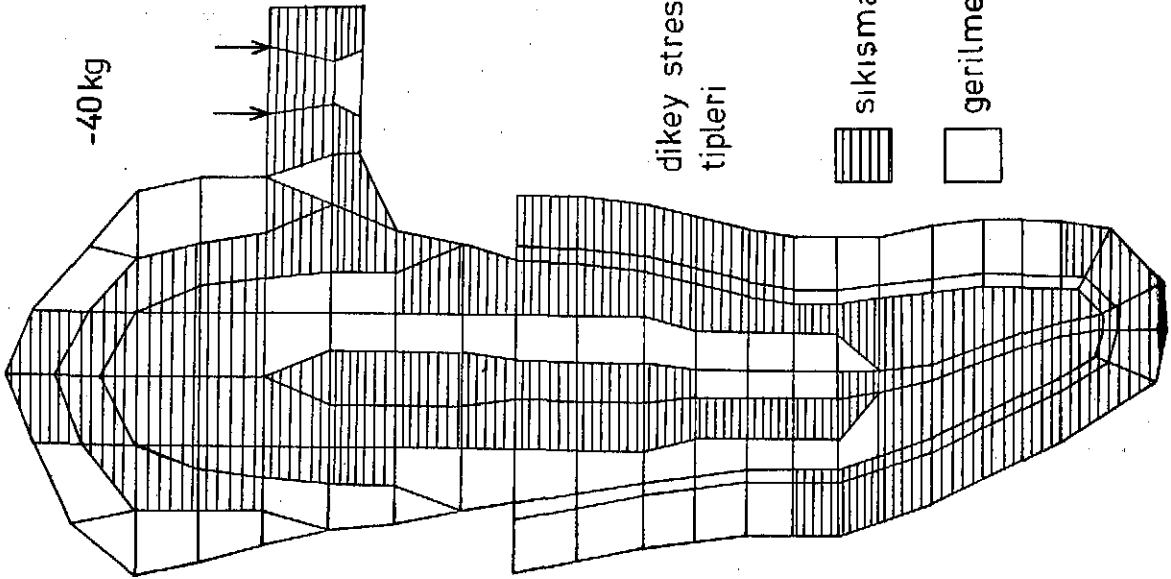


5 kg

dikey_stress

şekil 65

-40 kg

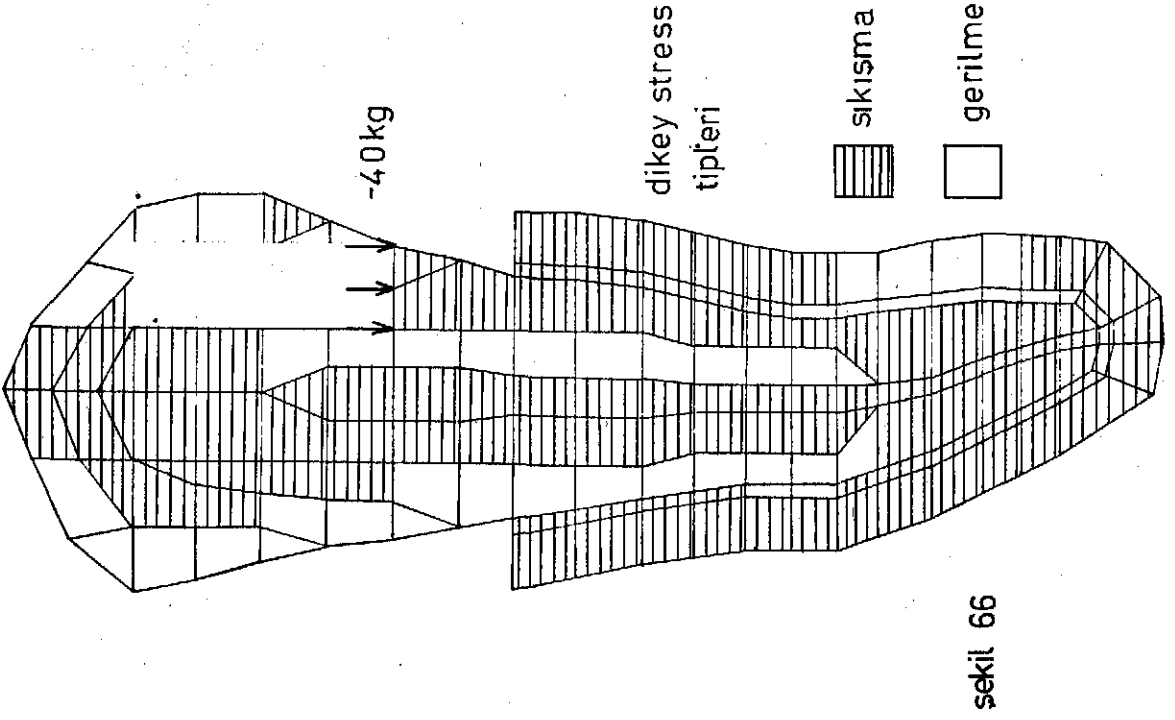


dikey stress
tipleri

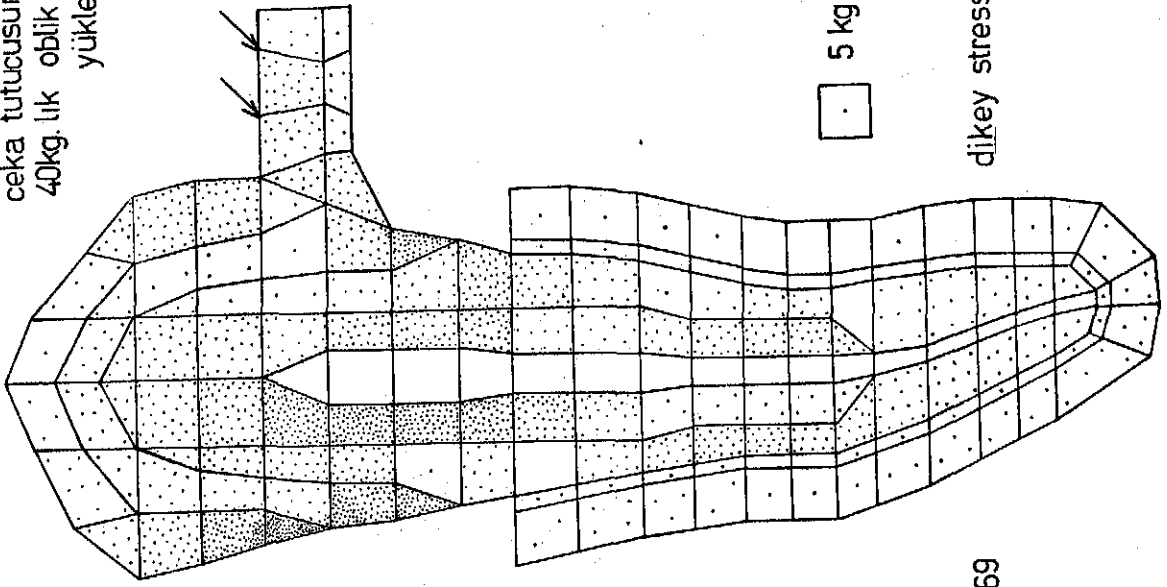
sıkışma

gerilme

şekil 64



ceka tutucusundan
40kg. lık oblik
yükleme

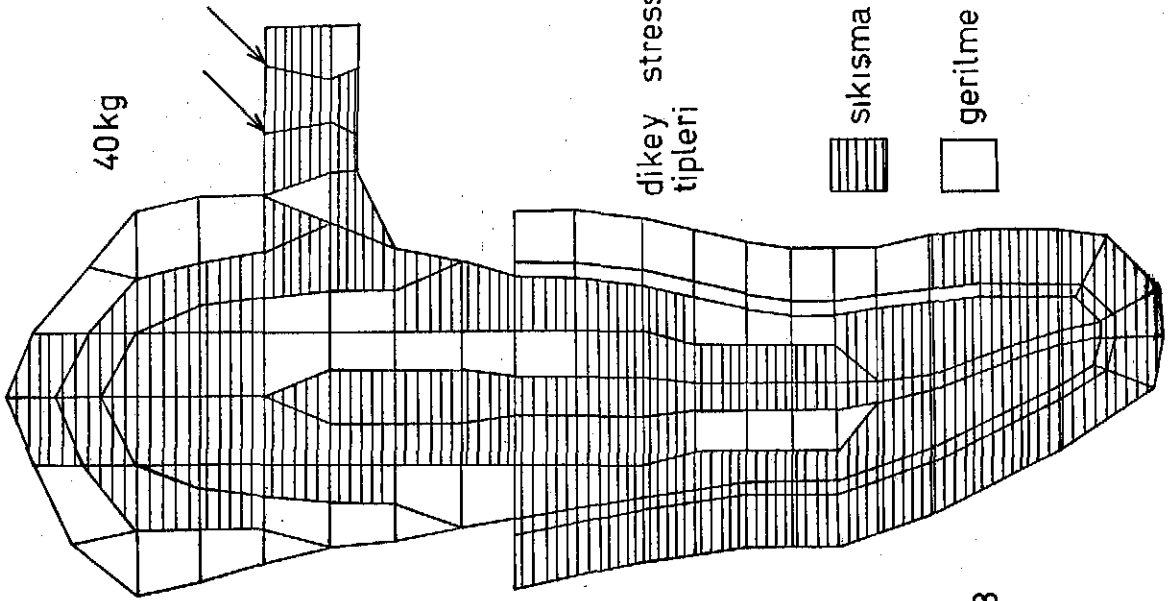


5 kg

dikey stress

şekil 69

40 kg



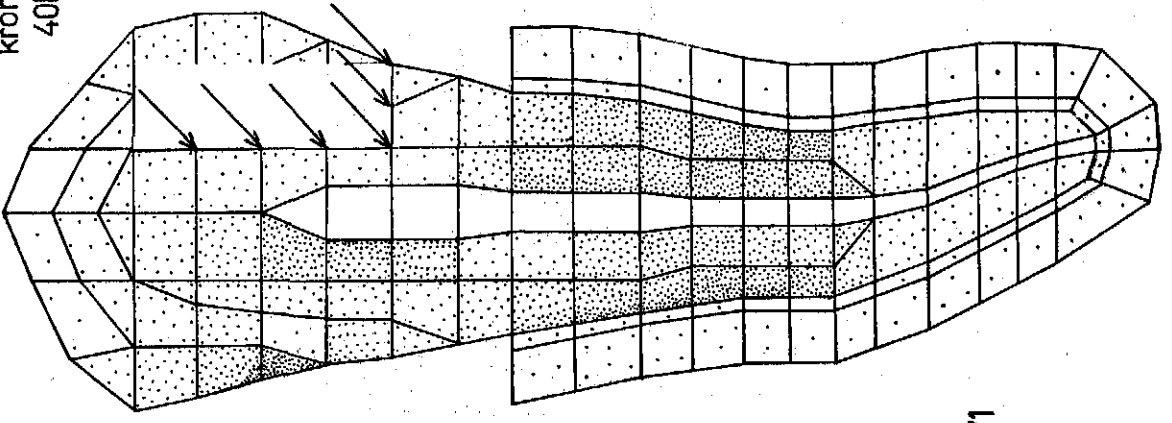
dikey stress
tipleri

sıkıma

gerilme

şekil 68

kronici tutucudan
40kg.tlk oblik
yükleme



5 kg

dikey stress

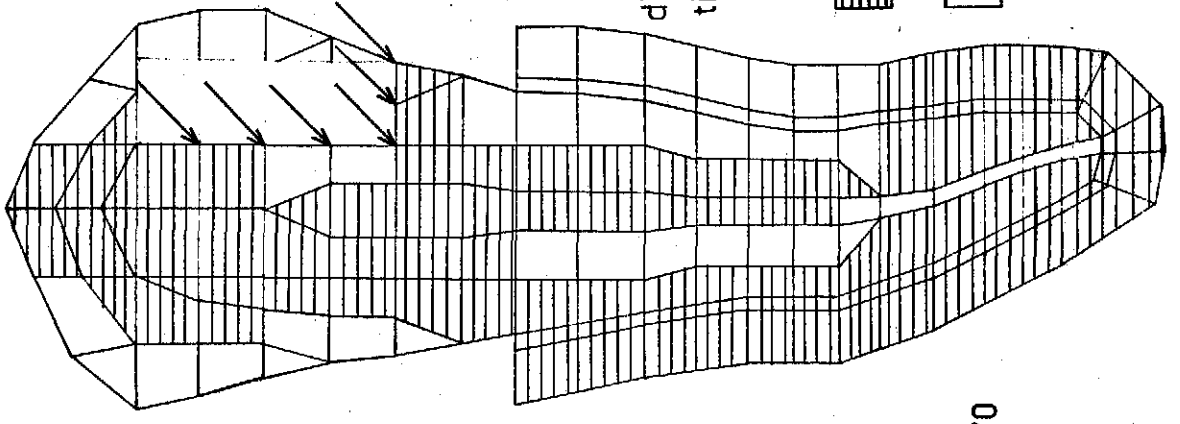
sekil 71

40 kg

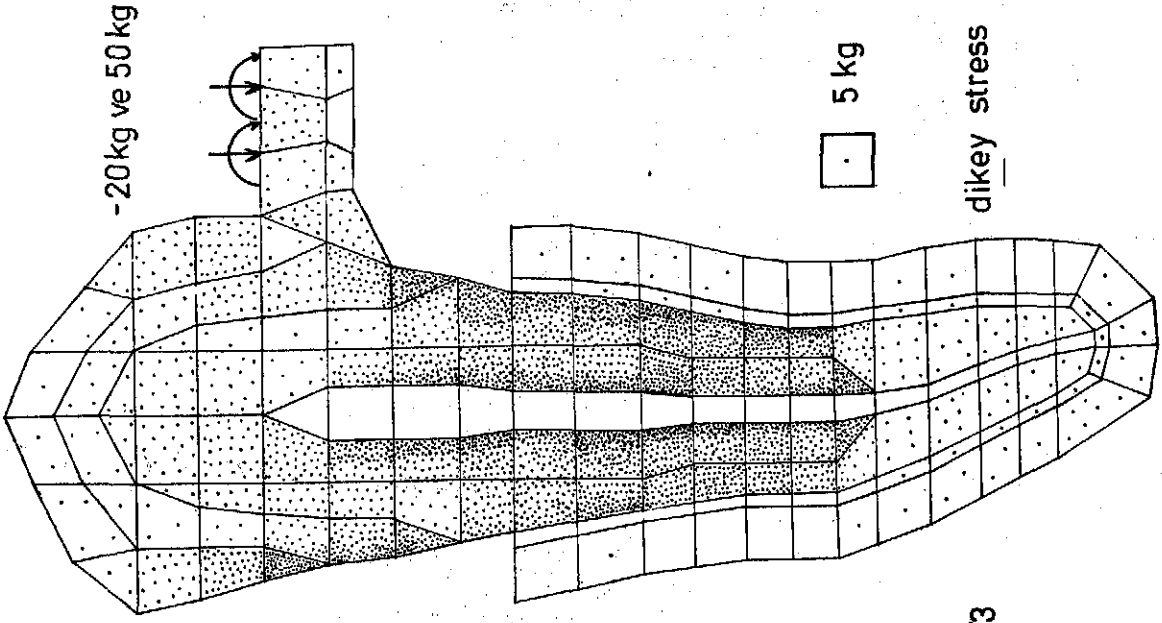
dikey stress
tipleri

sikisma

gerilme



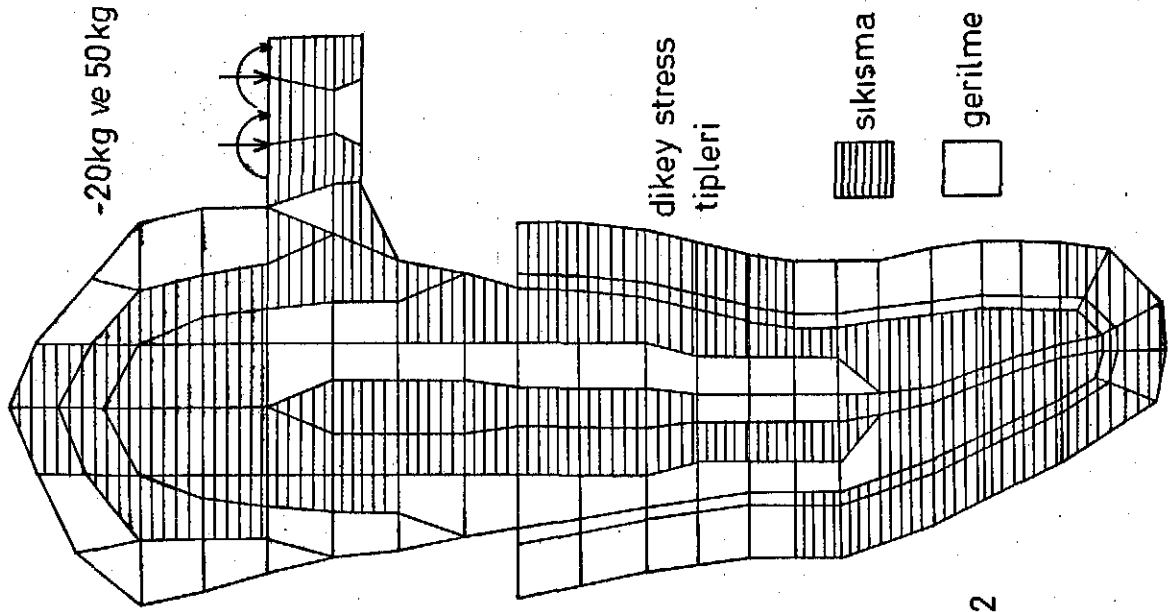
sekil 70



dikey stress

5 kg

şekil 73

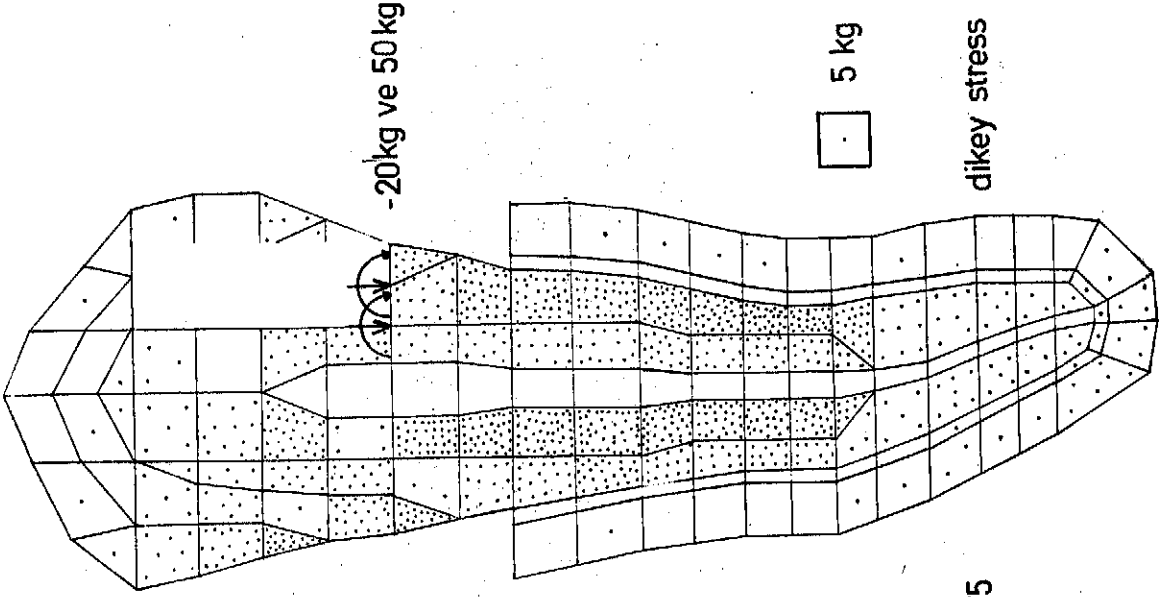


dikey stress tipleri

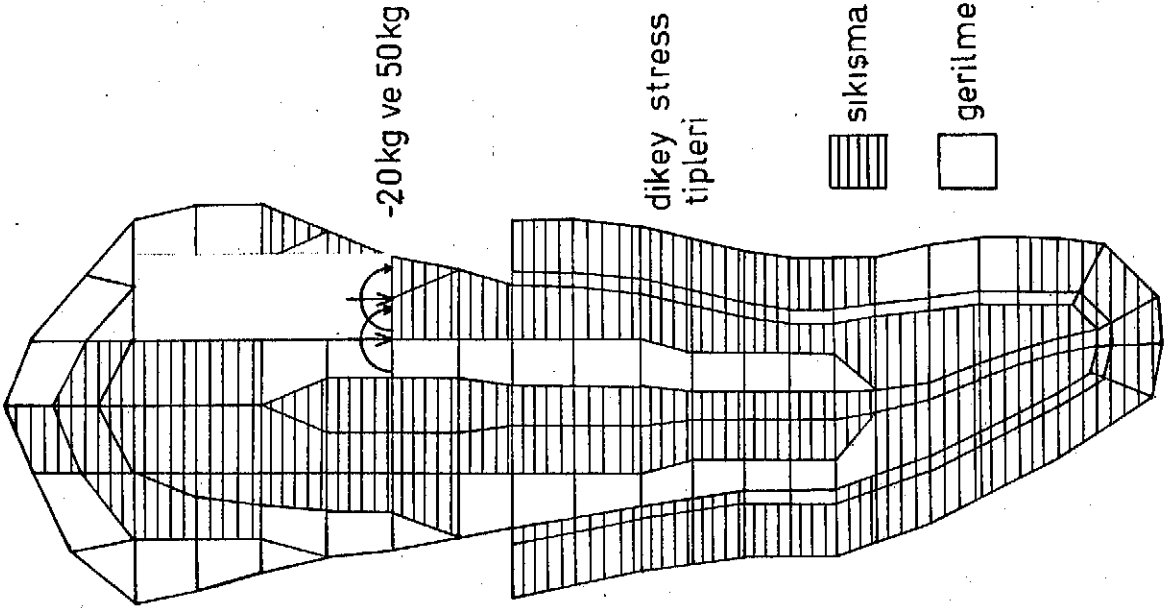
sıkıma

gerilme

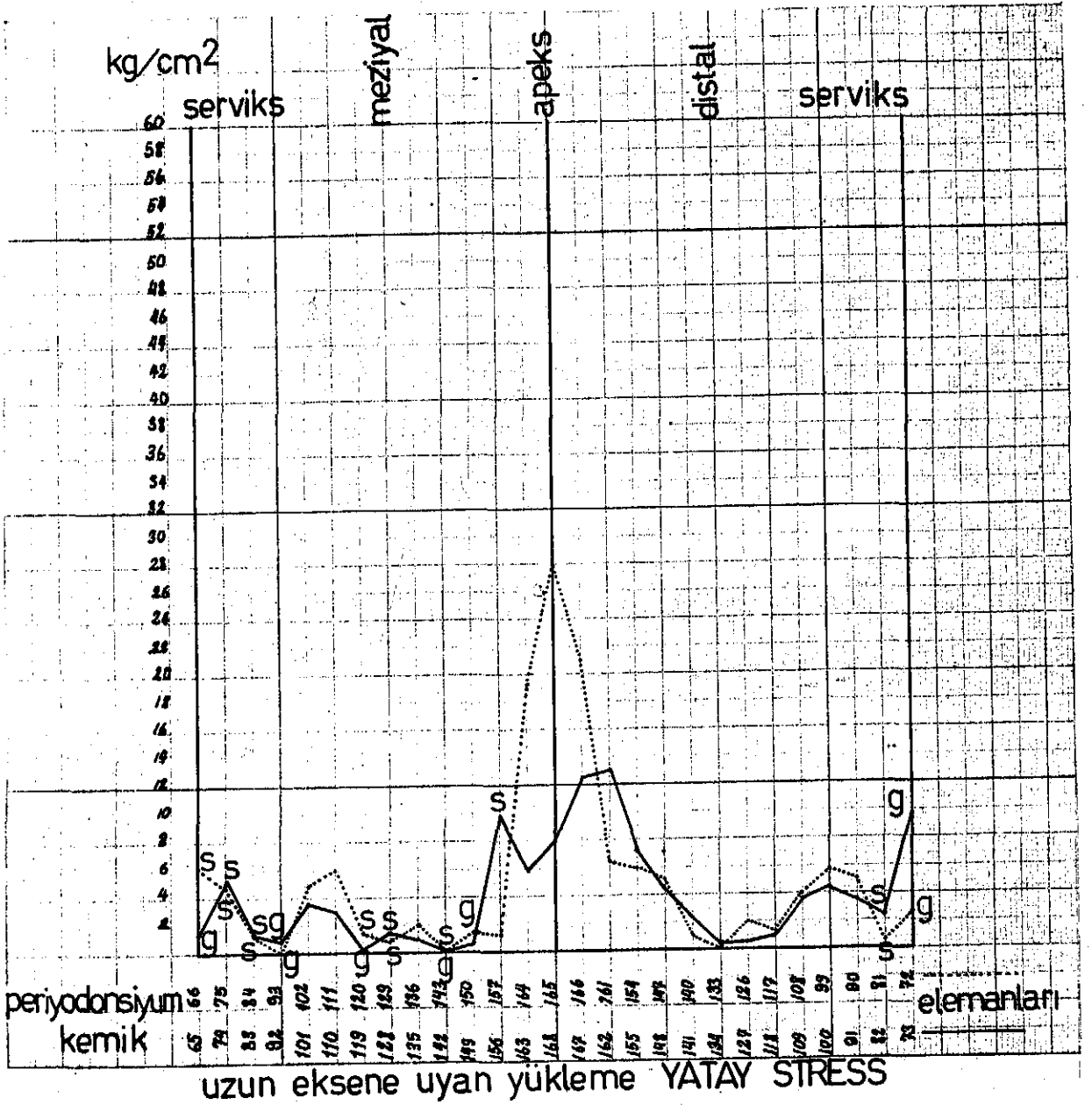
şekil 72



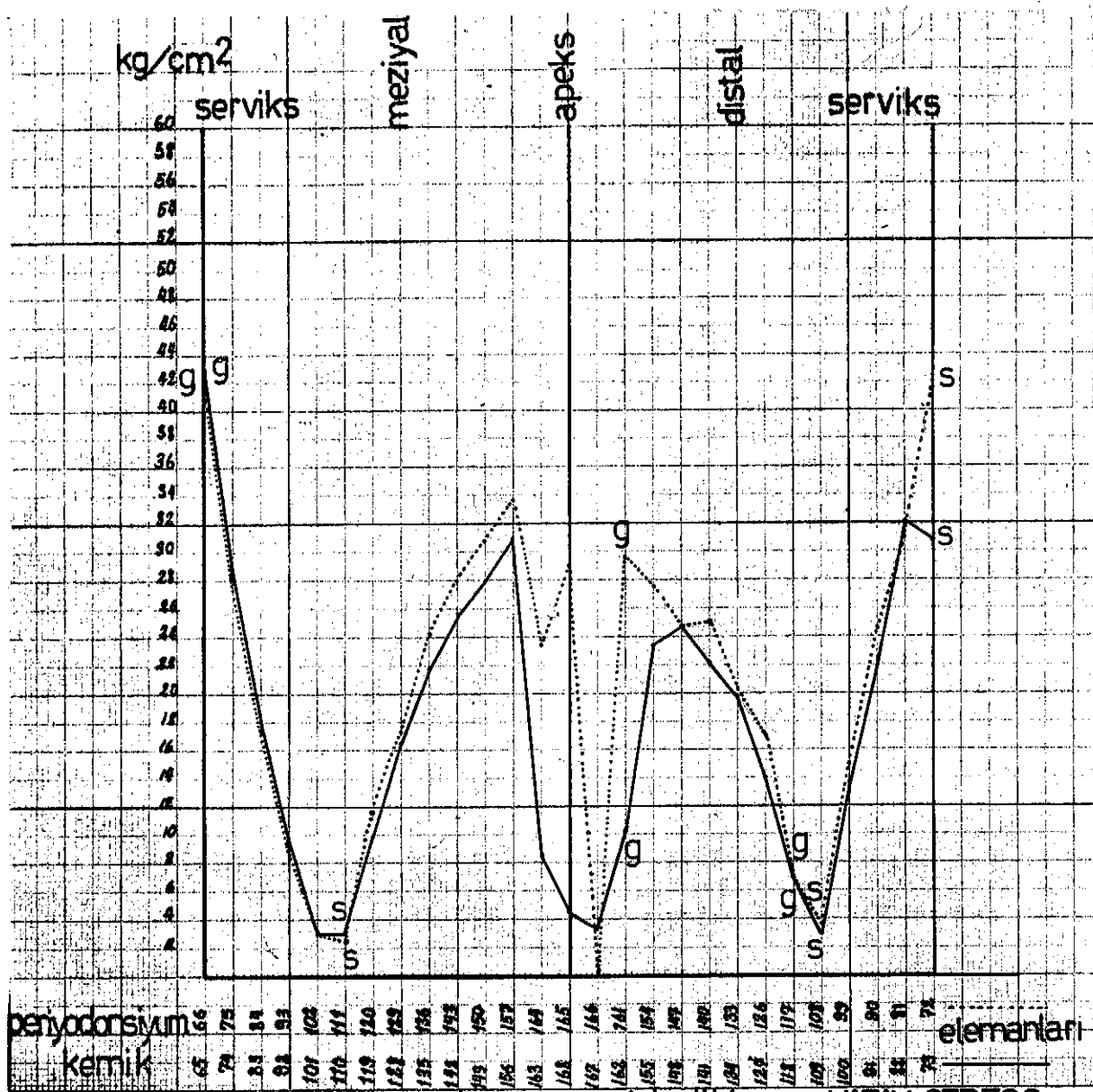
şekil 75



şekil 74

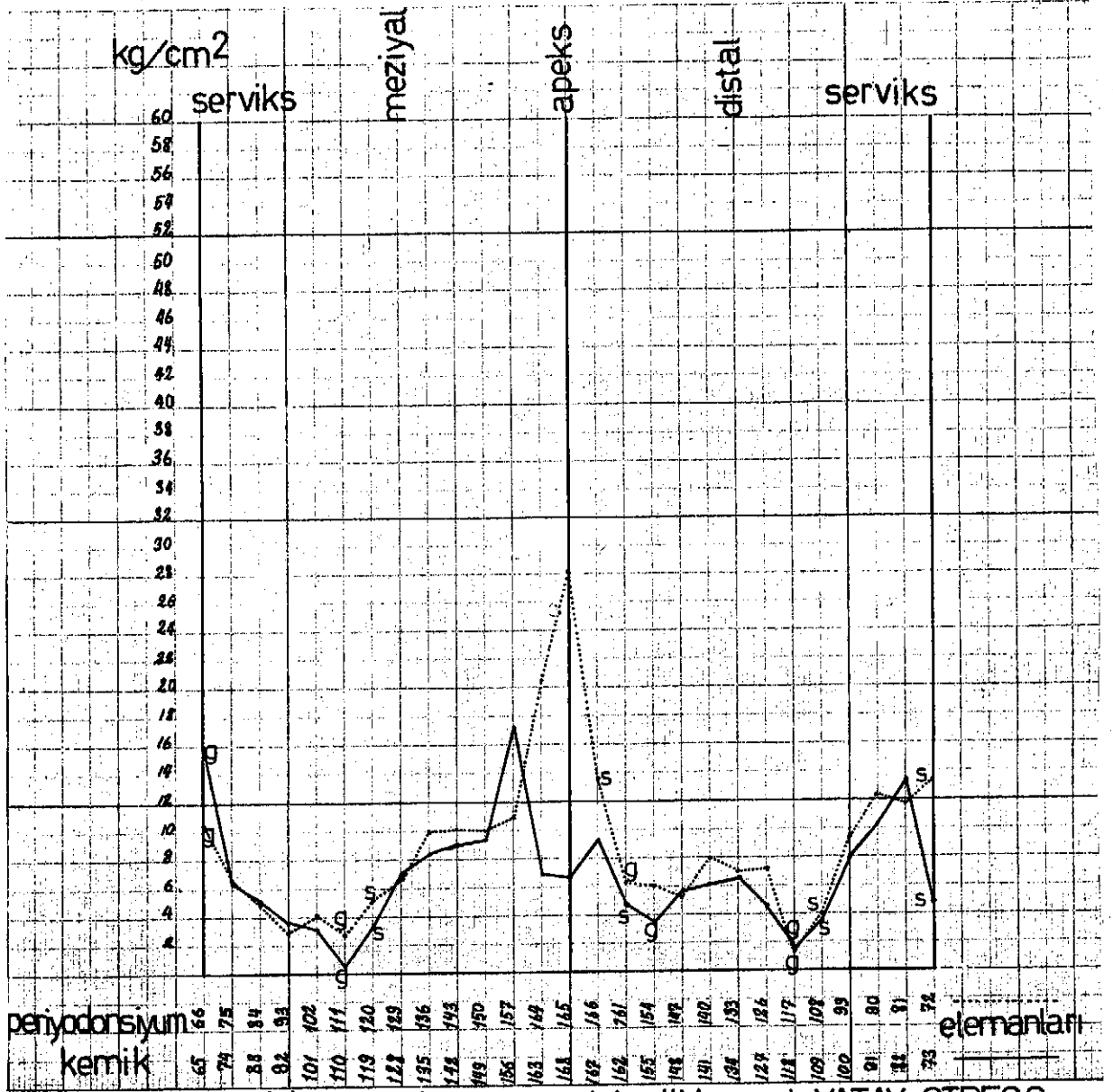


cizelge 2



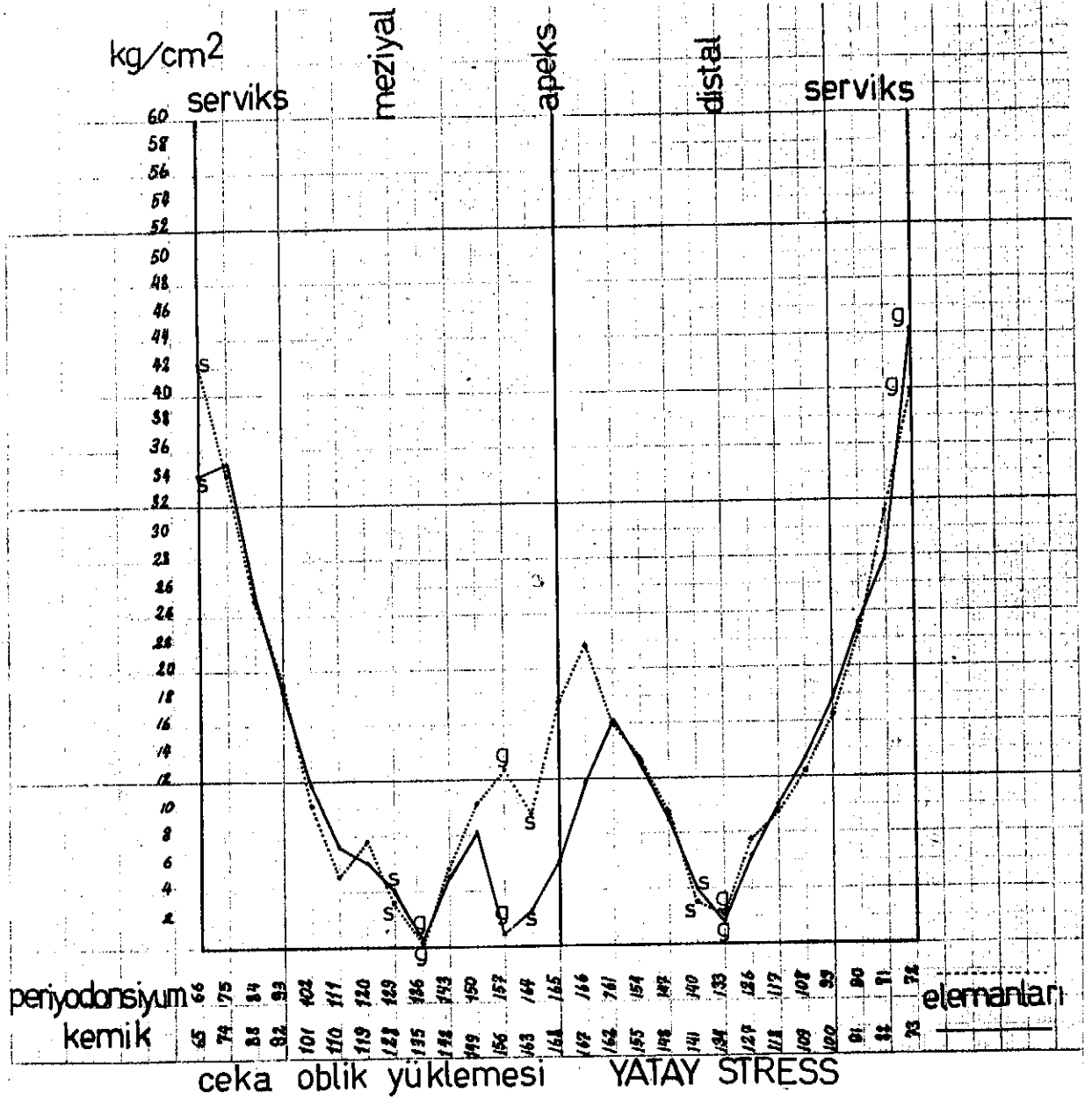
ceka dan uzun eksene paralel yukleme YATAY STRESS

cizelge 3

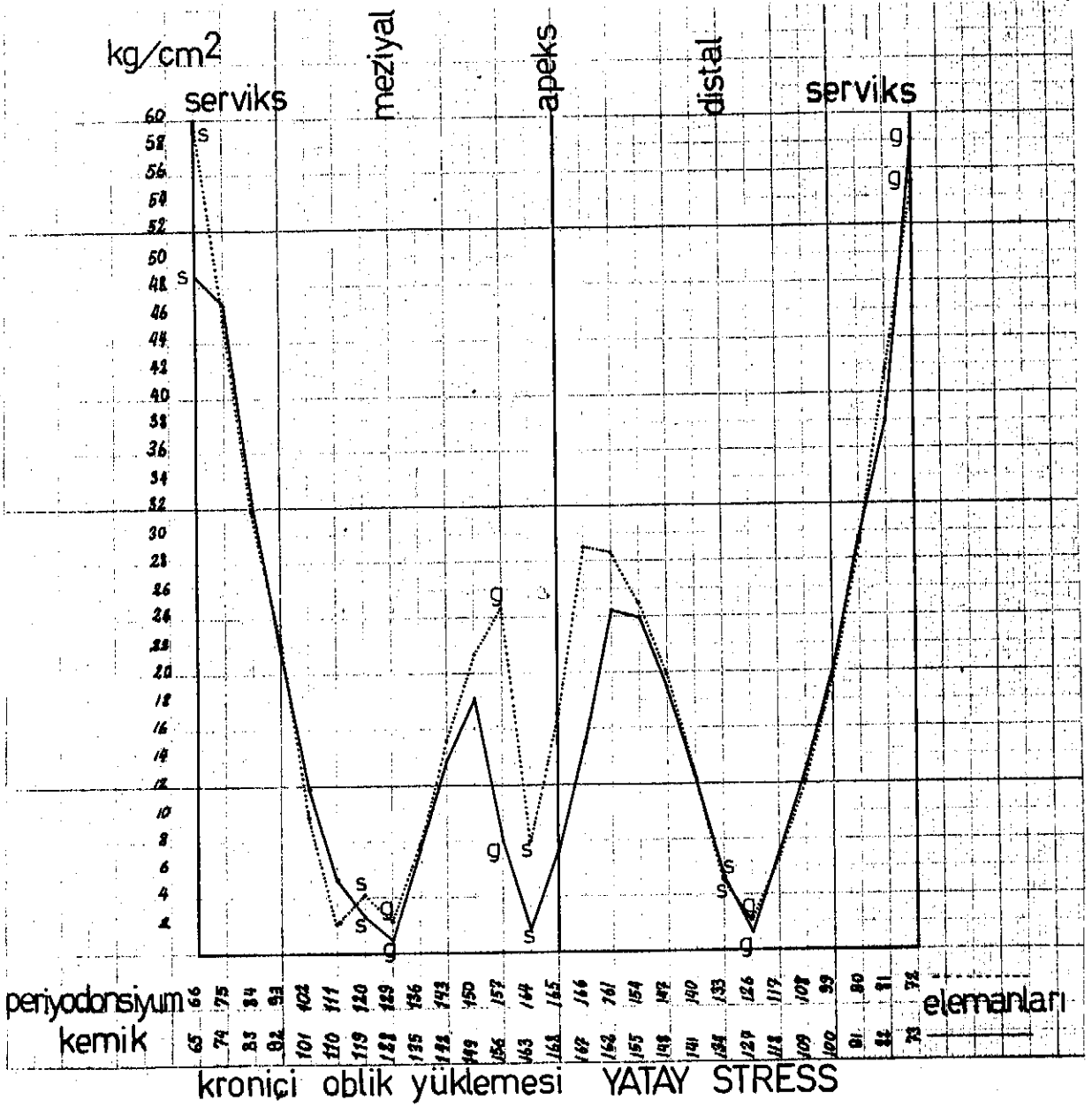


kroniçi uzun eksene paralel yüklemesi YATAY STRESS

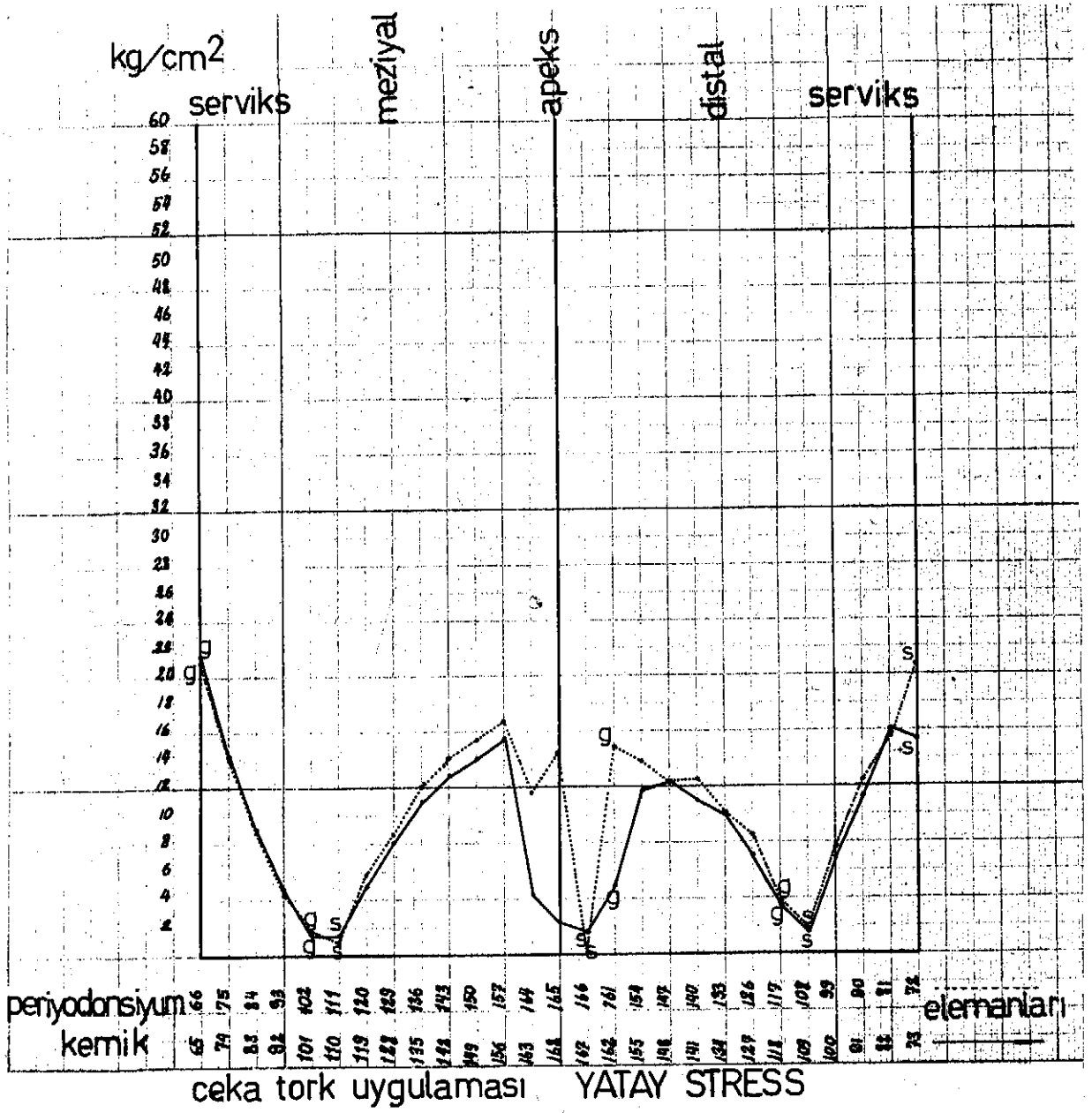
çizelge 4



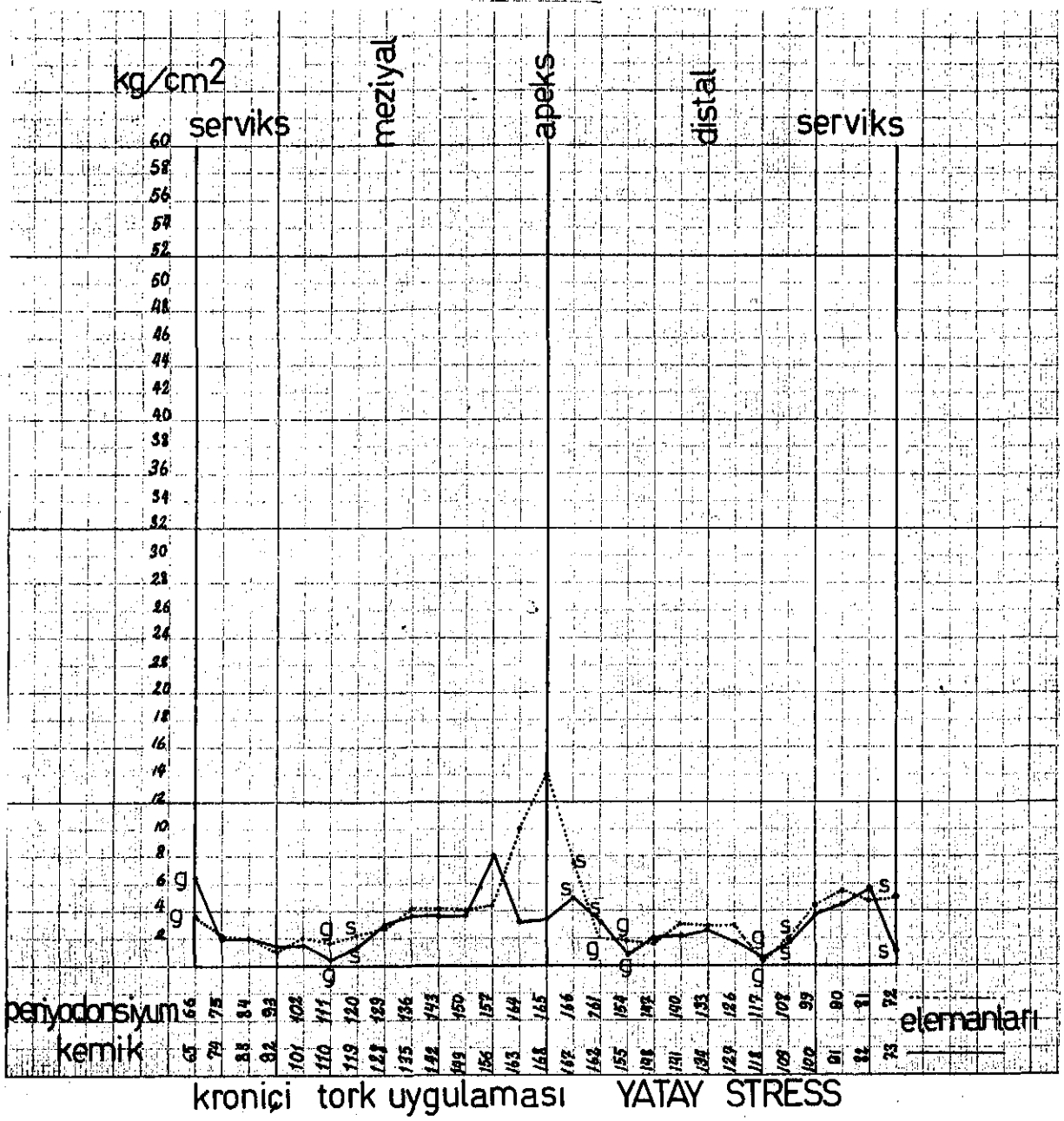
çizelge 5



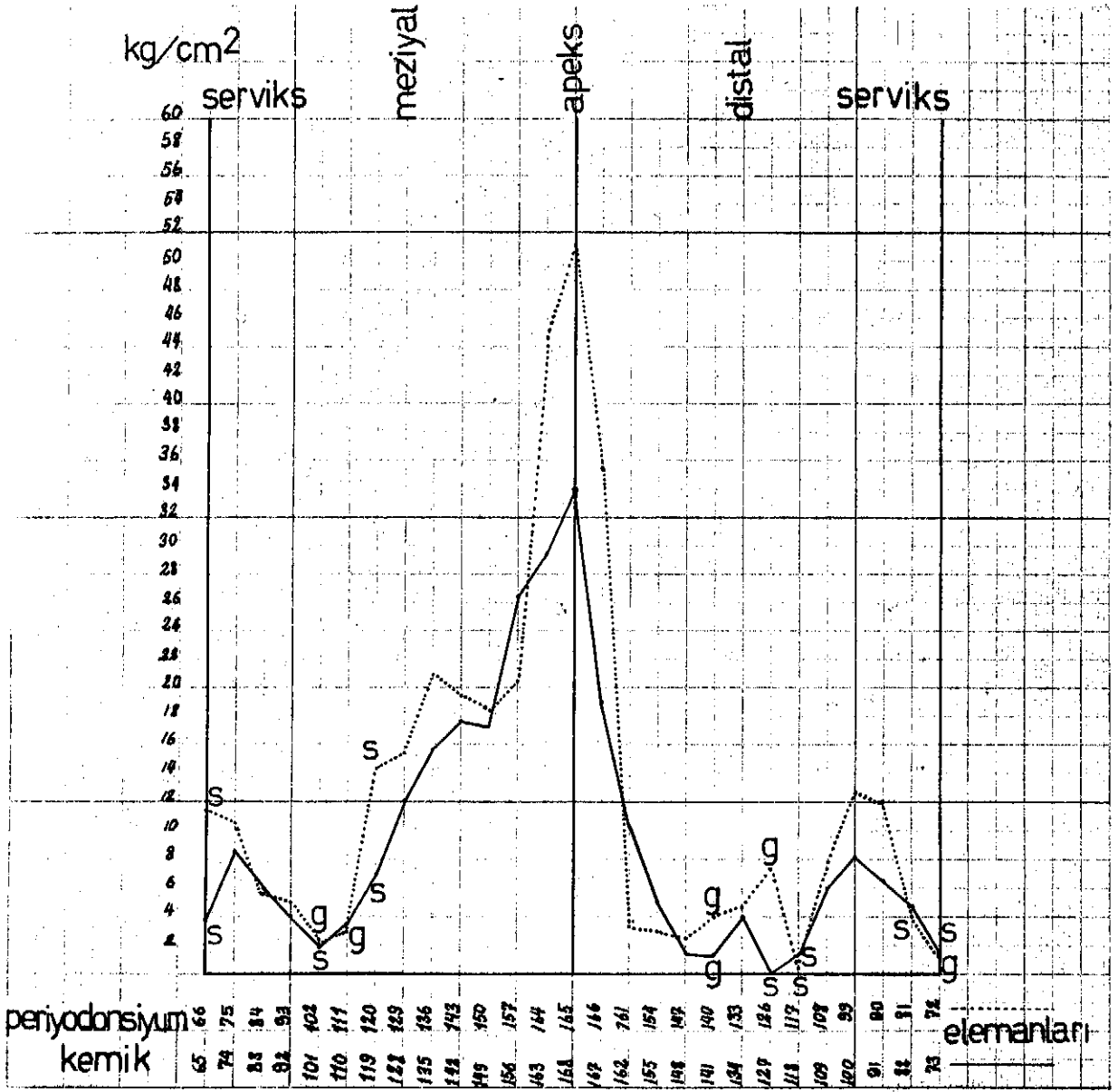
çizelge 6



çizelge 7

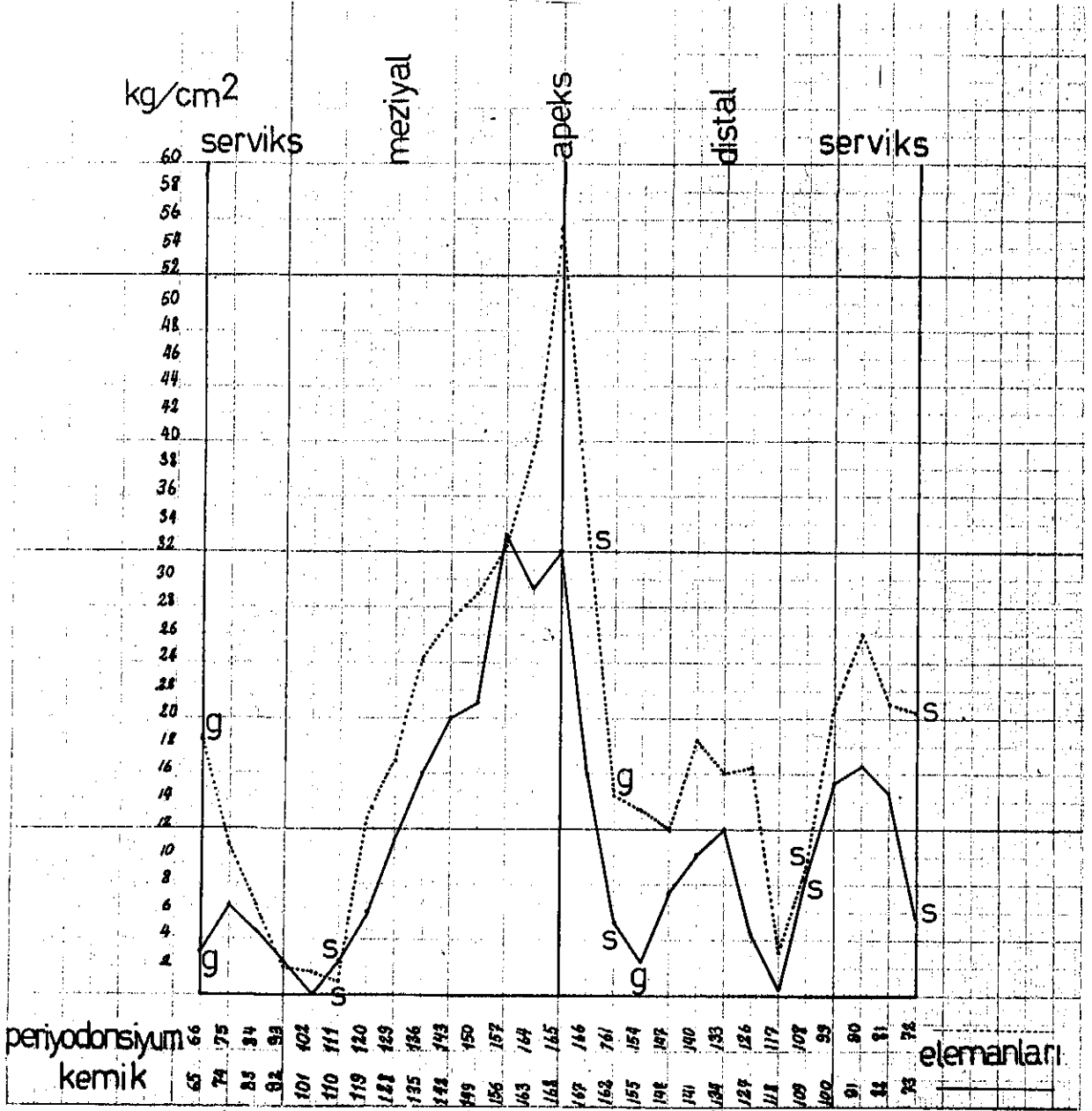


çizelge 8



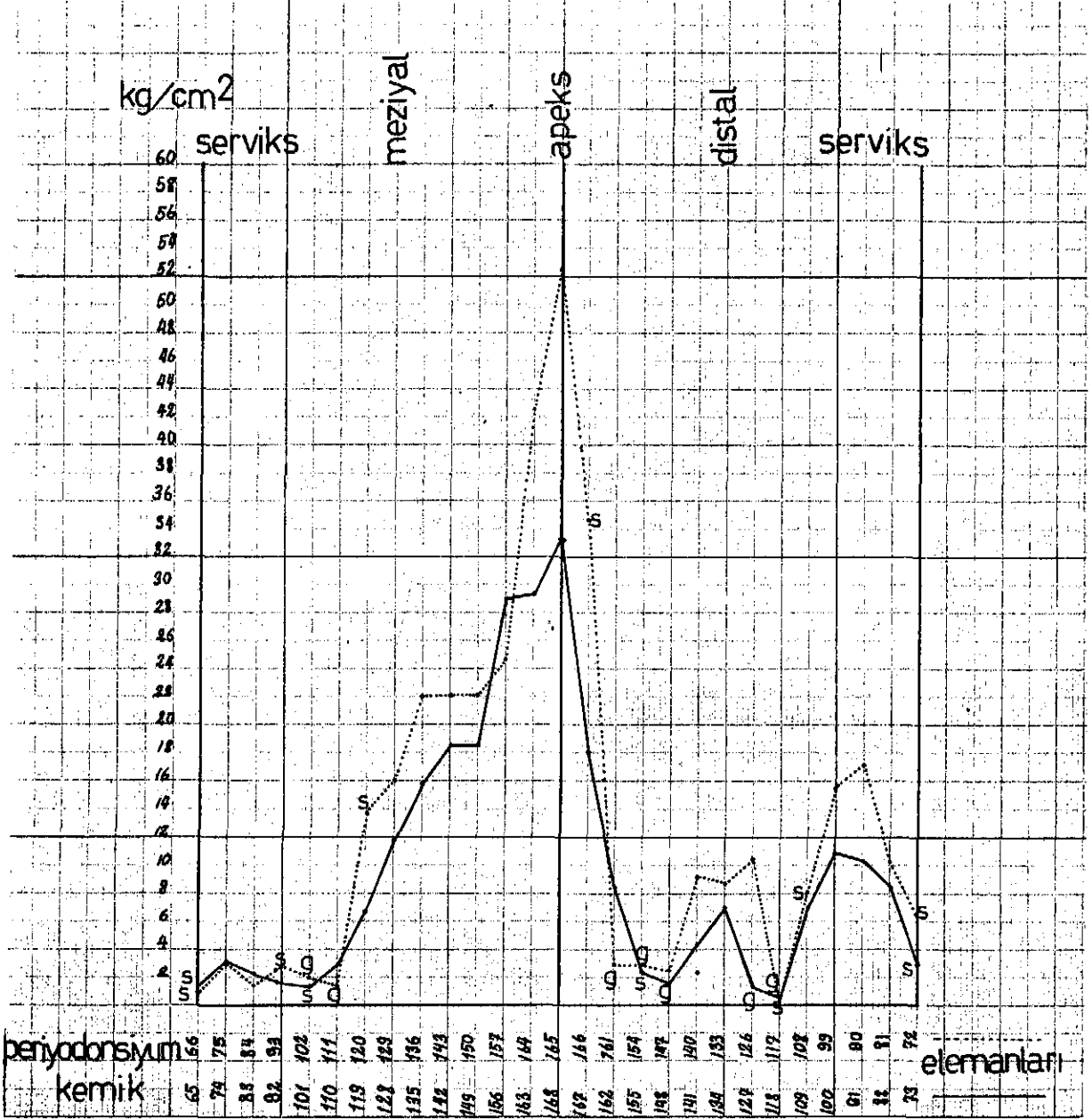
uzun eksene uyan yükleme DIKEY STRESS

çizelge 9



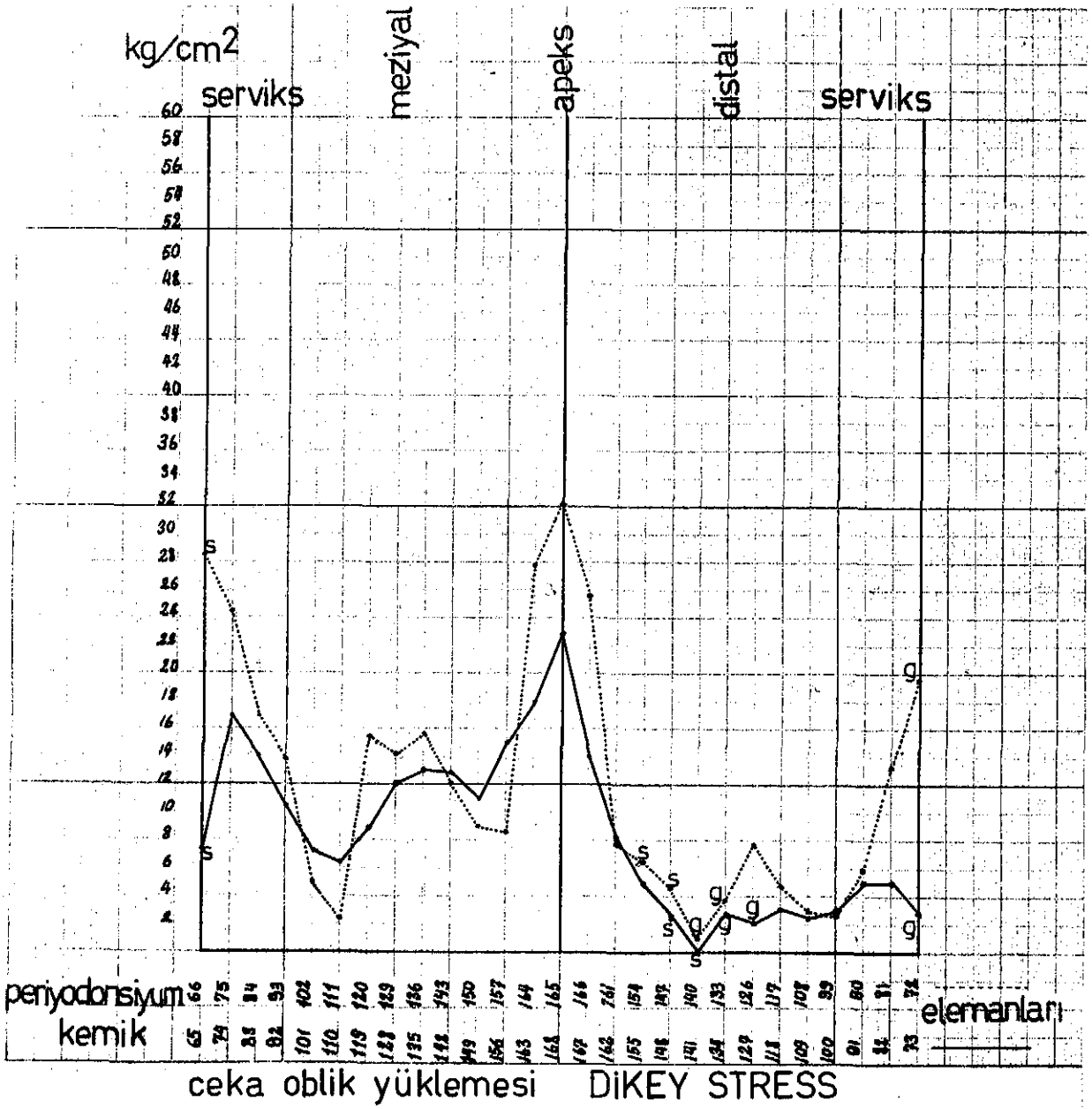
ceka dan uzun eksene paralel yükleme DIKEY STRESS

çizelge 10

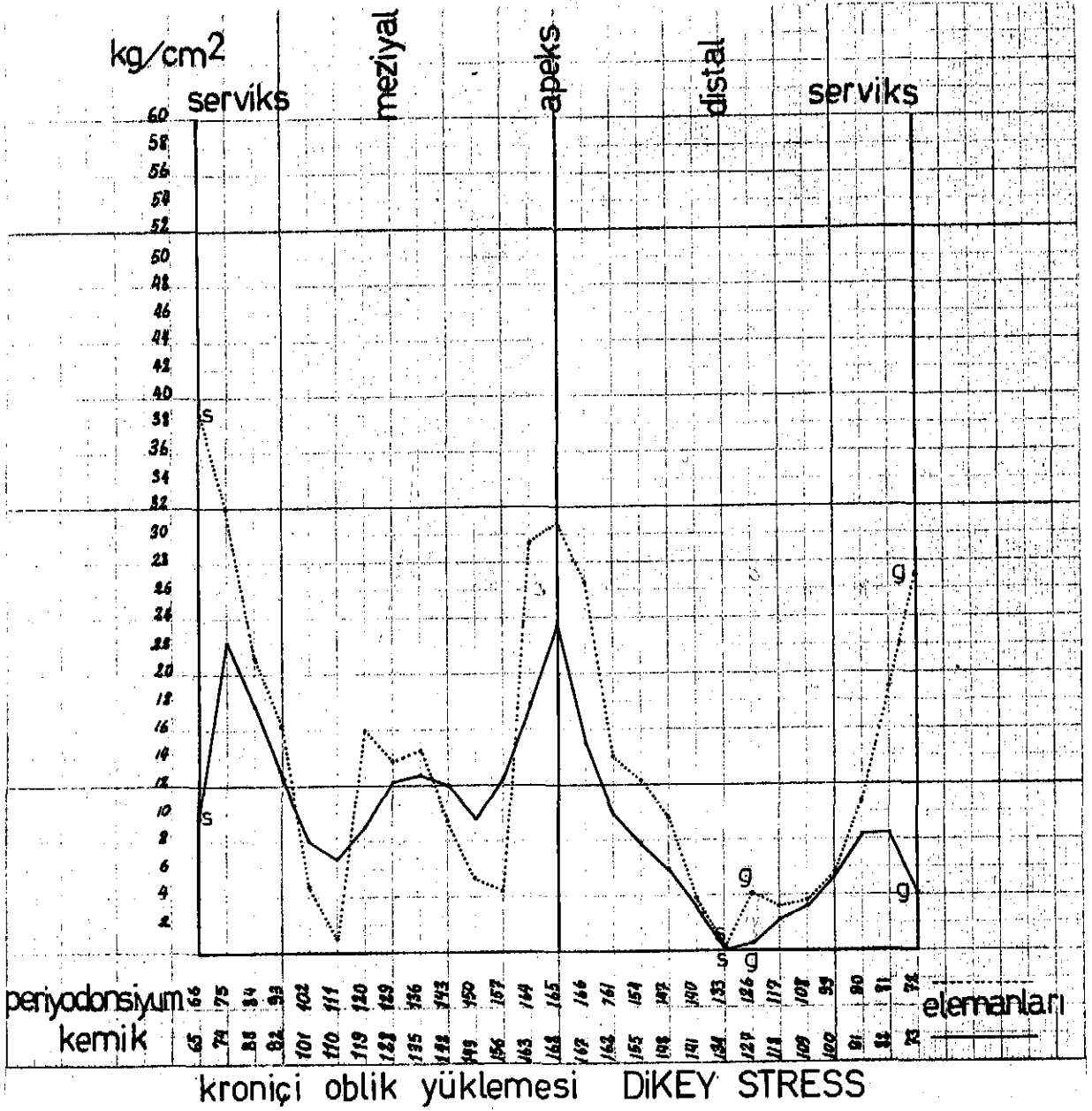


kroniçi uzun eksene paralel yüklemesi DIKEY STRESS

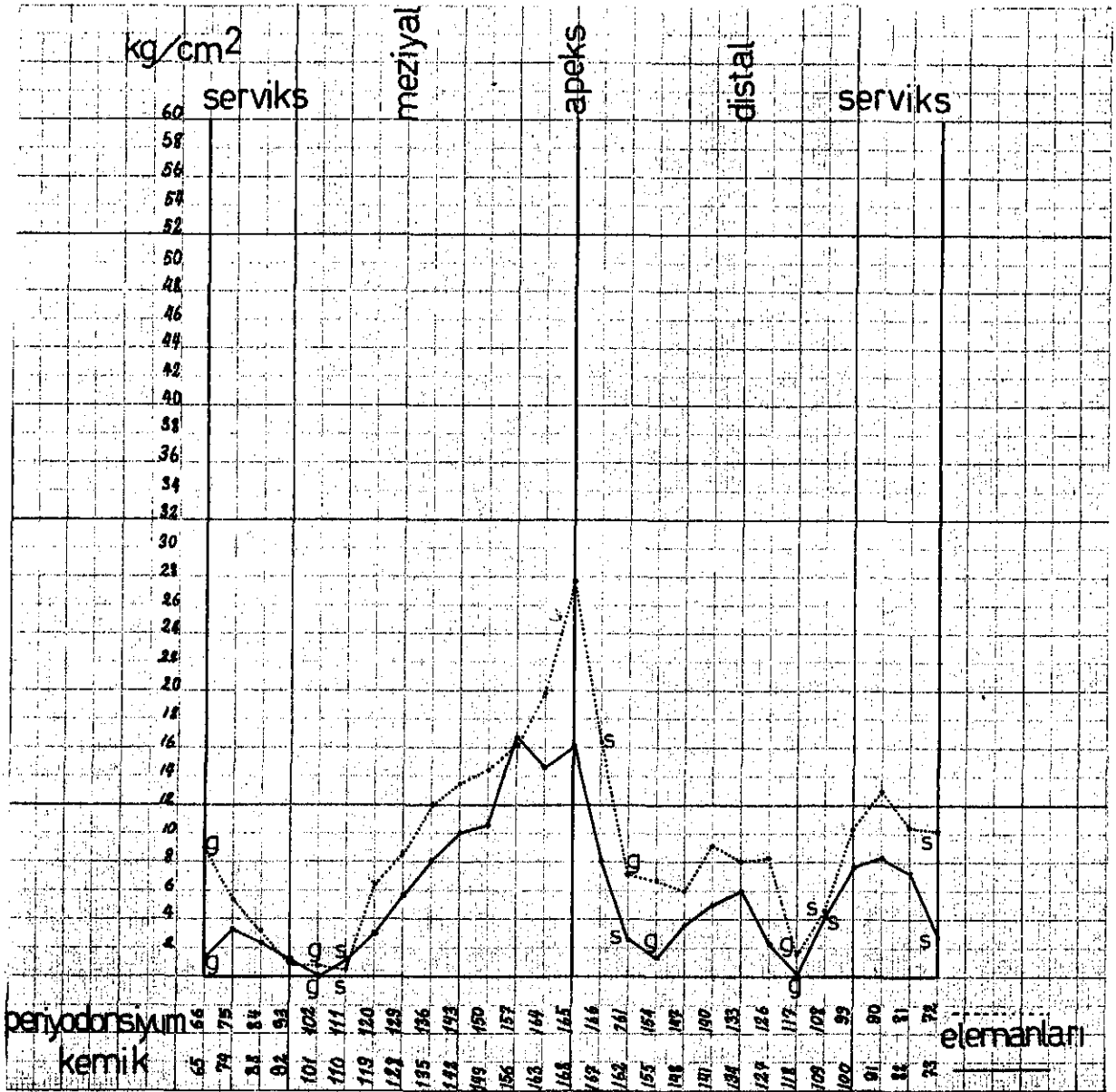
cizelge 11



çizelge 12

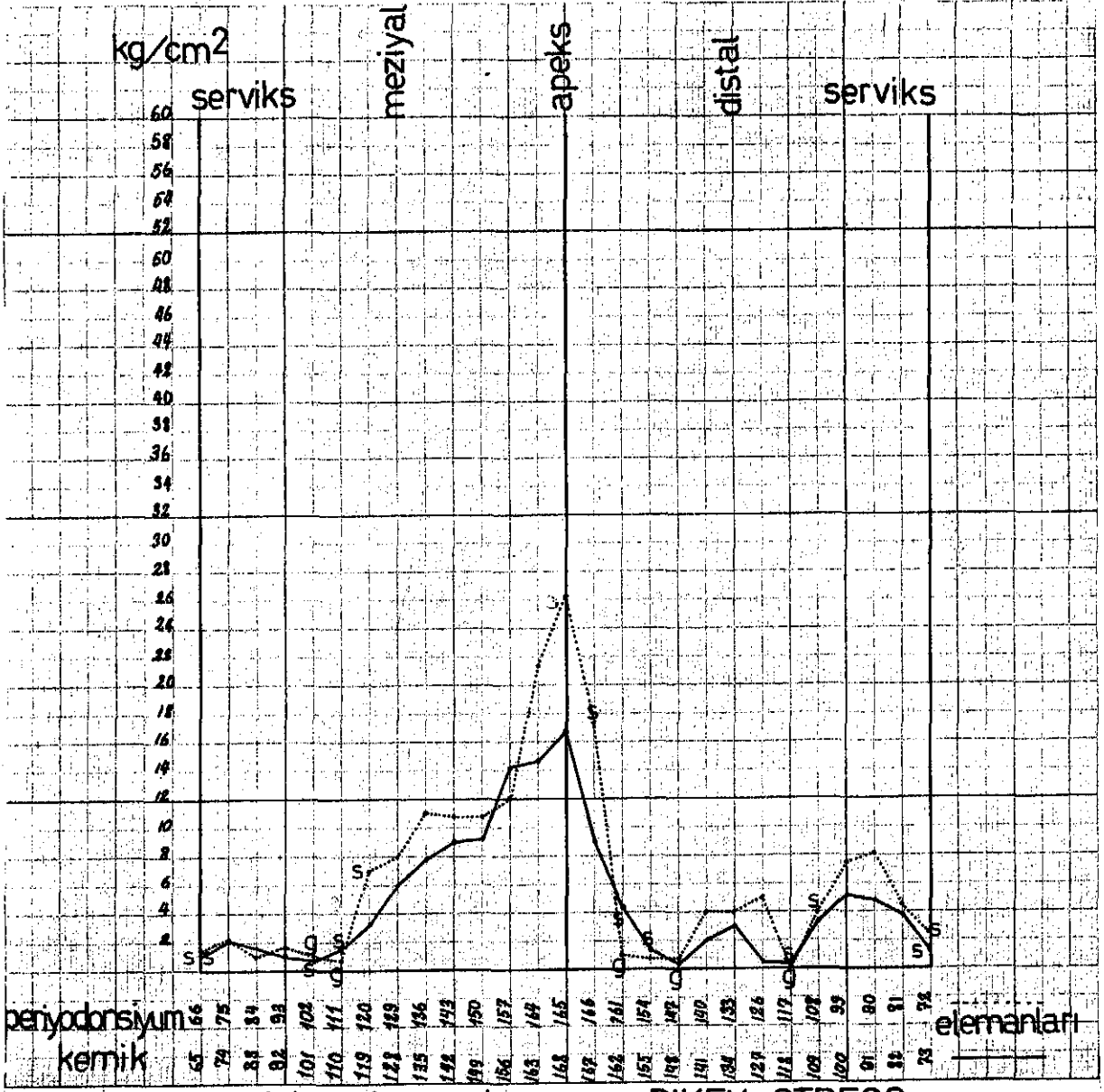


çizelge 13



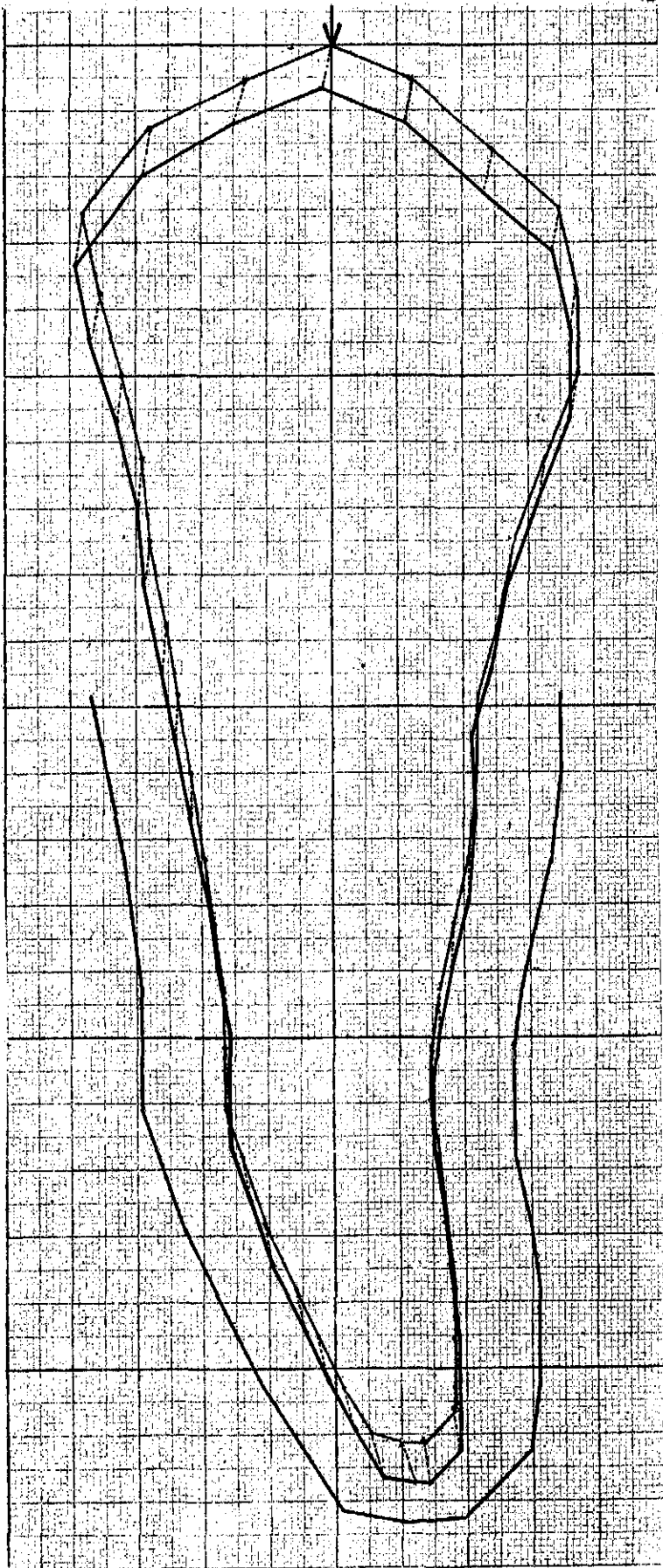
ceka tork uygulaması DIKEY STRESS

çizelge 14

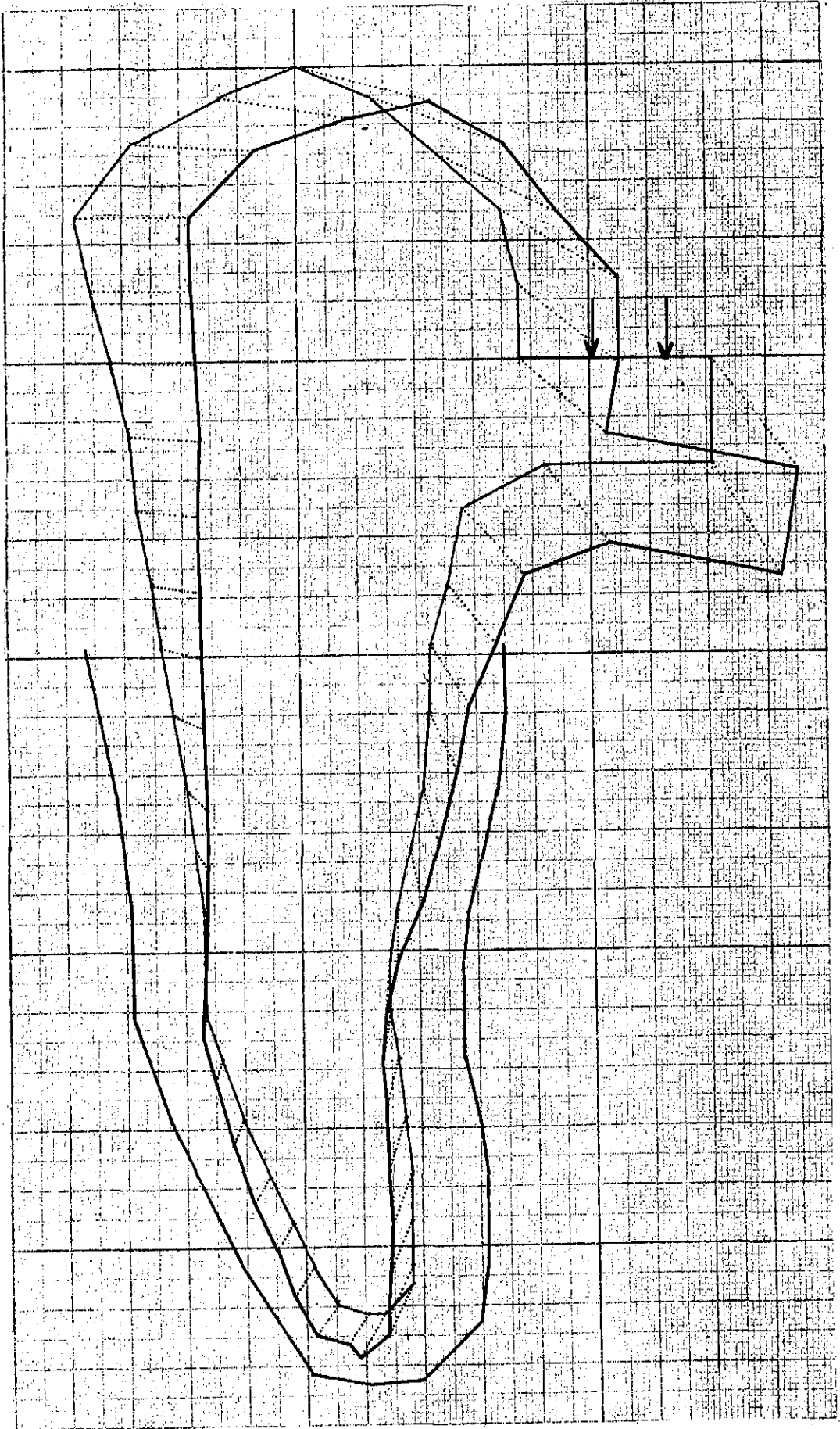


kroniçi tork uygulaması DIKEY STRESS

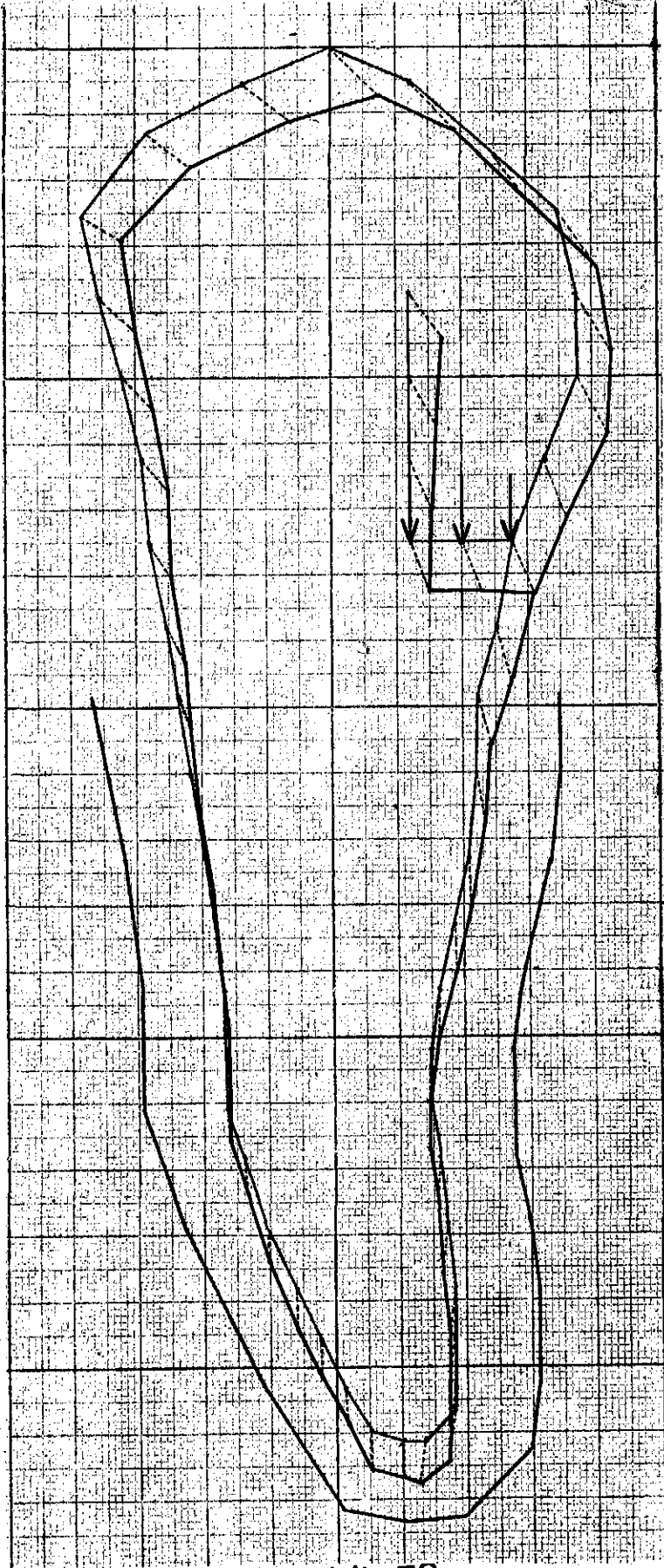
çizelge 15



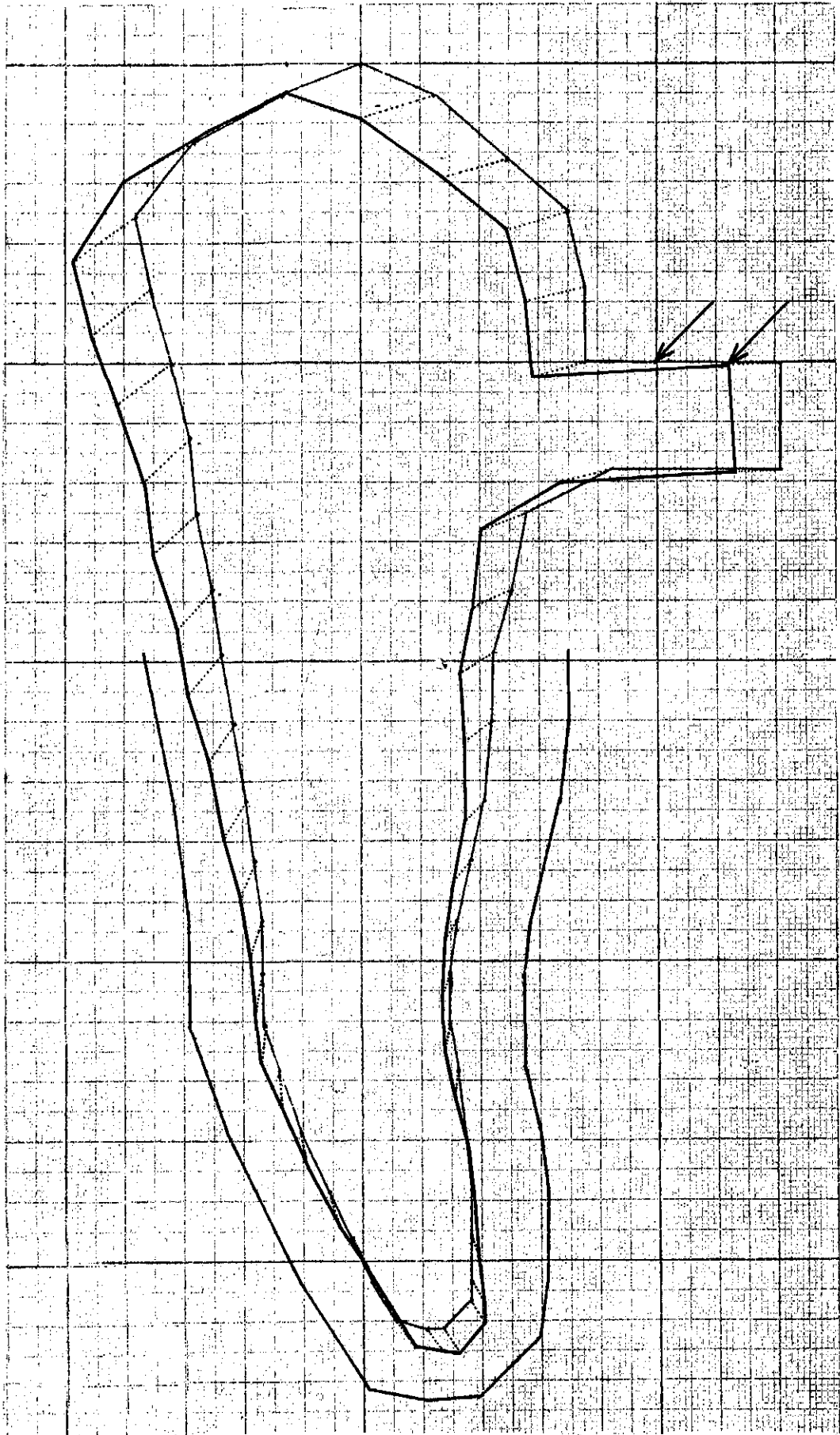
şekil 76



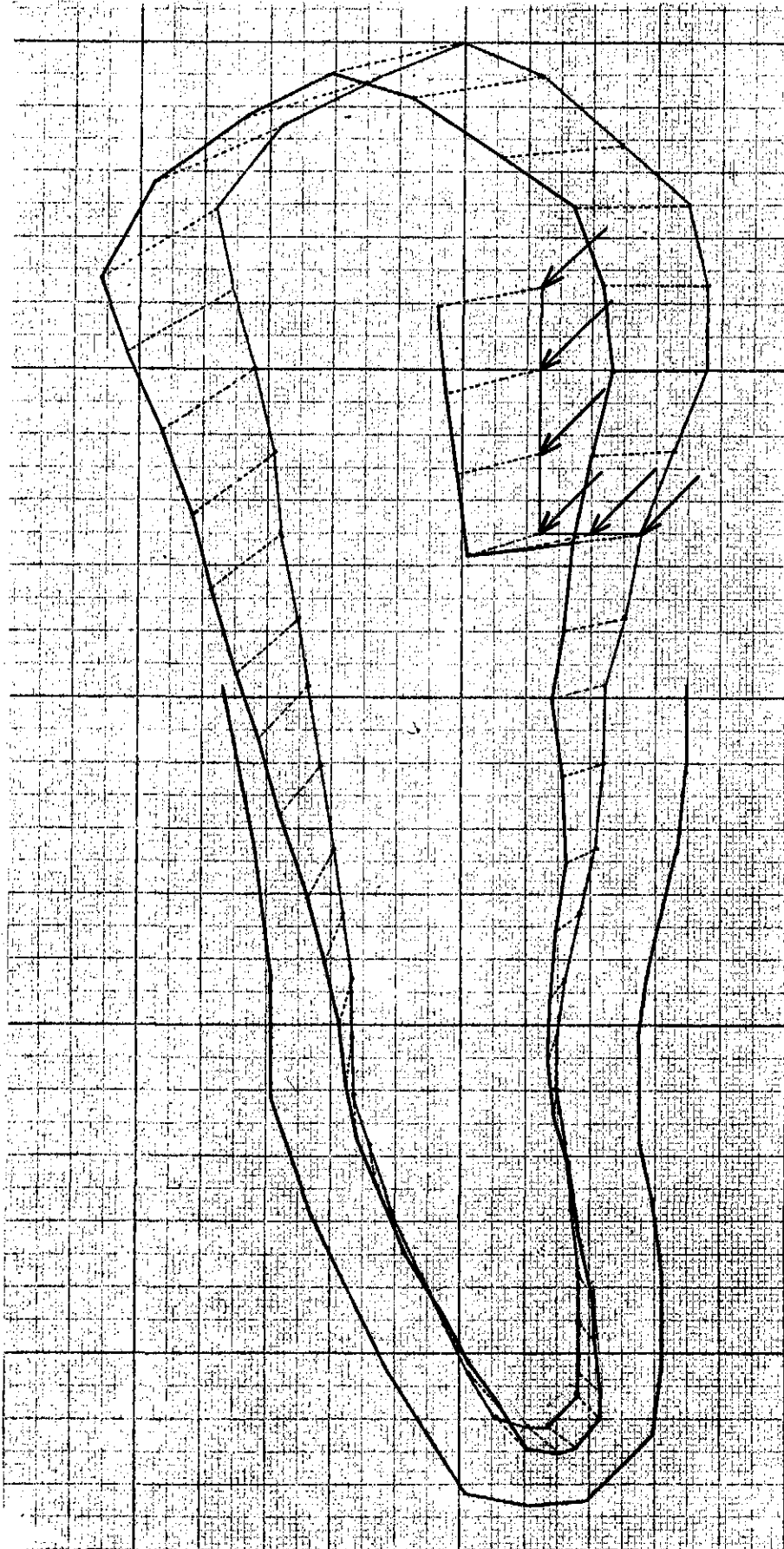
şekil 77



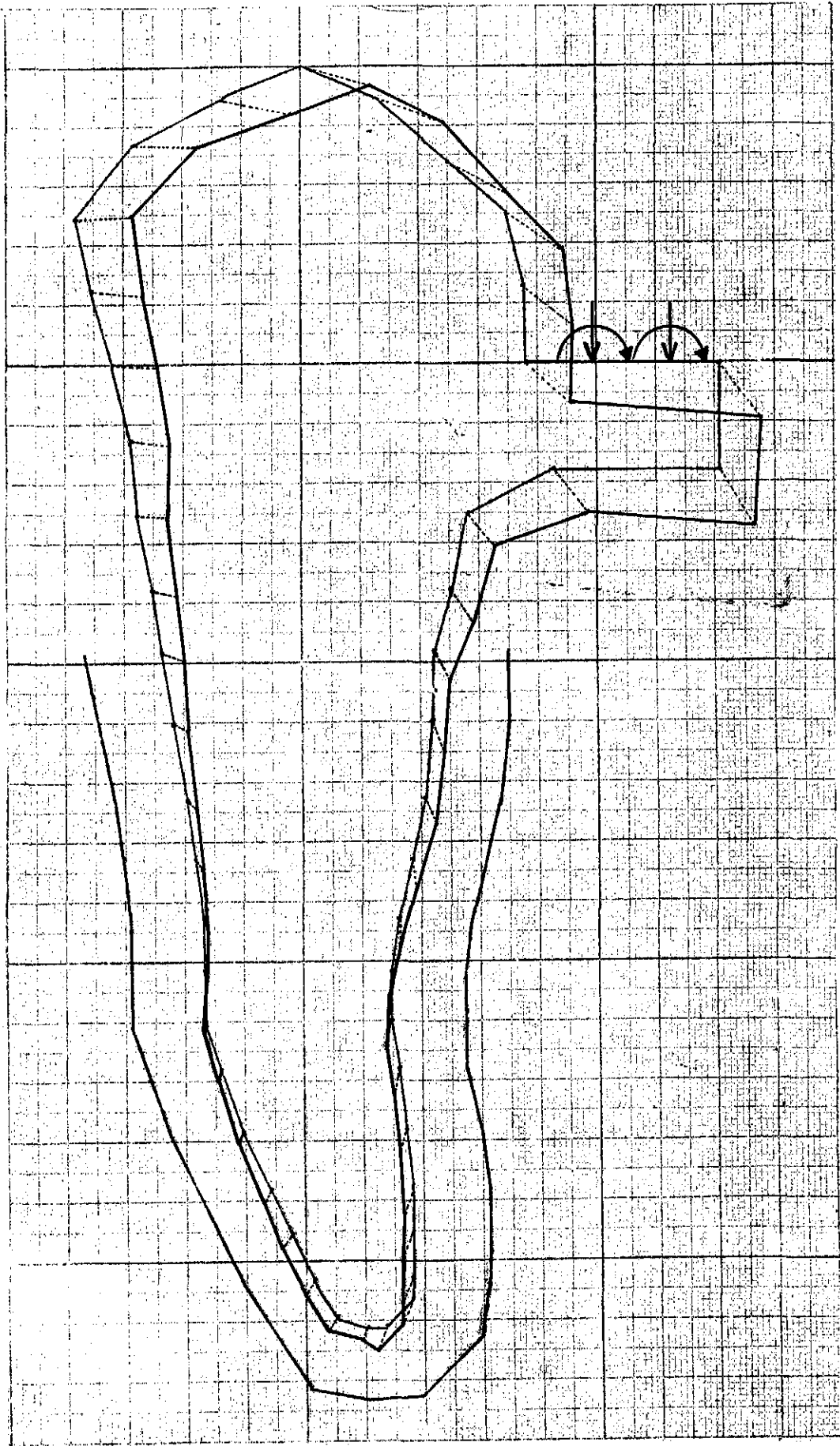
şekil 78



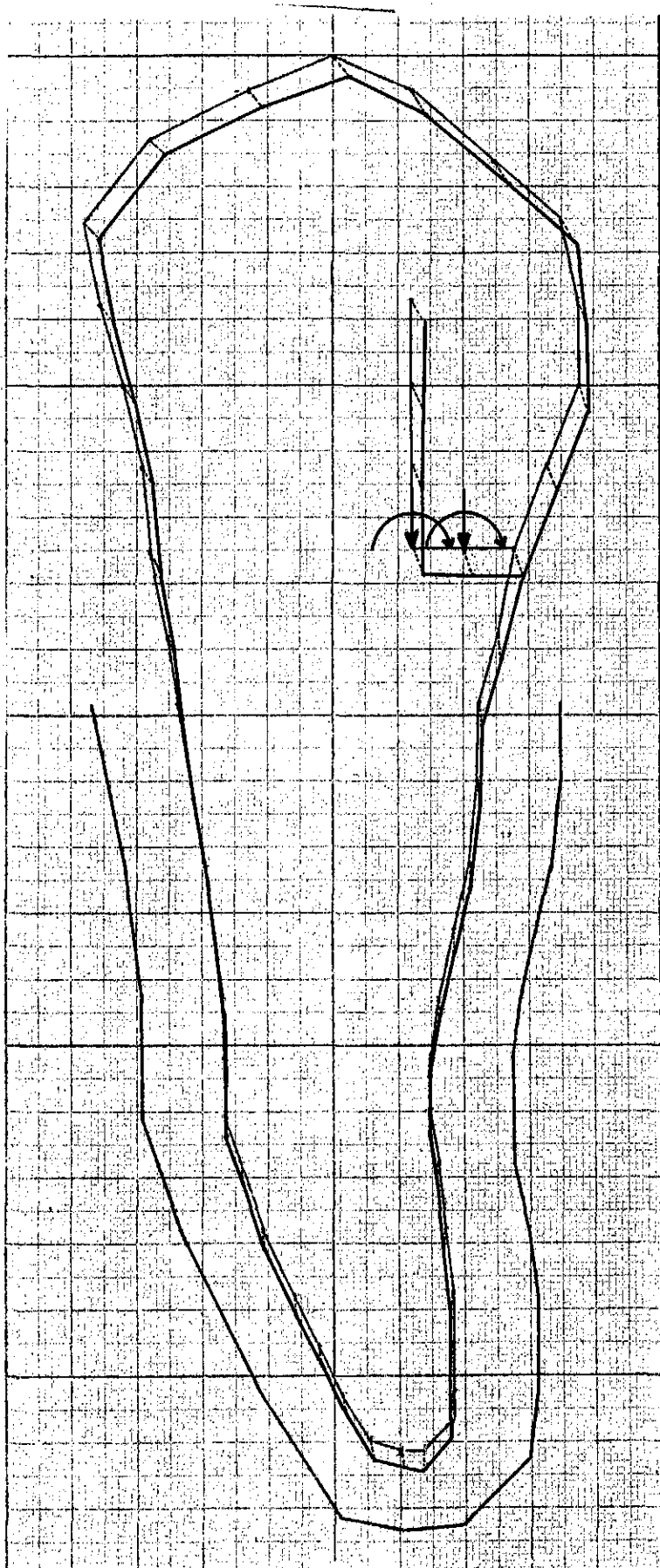
şekil 79



şekil 80



sekil 81



sekil 82

TARTIŞMA

Aşırı stress'in yaşayan hücre, doku ve organ üzerine zararlı etkisi kesin olduğuna göre, oluşan stress'leri yaşayan sisteme zarar vermeyecek seviyede tutabilmek esastır. Bu amaç için stress analizleri yapılır.

Biyomühendislikte insan ve hayvan vücudunda bulunan her çeşit organı, dokuyu ve sistemi oluşturan kıkırdak, kan kemik, kas vs. "biyolojik malzeme" diye adlandırılmaktadır. Organizmanın doğal halinde bulunmayan,sonradan tedavi amacıyla sokulan yabancı ve kalıcı endüstriyel malzemeye de "tedavi malzemesi" adını vermek mümkündür²³. Bu iki malzeme arasında benzerlik olmalıdır. Tedavi malzemesinin yanısıra ilgili biyolojik malzemenin özelliklerinin de bilinmesi gerekmektedir. Çünkü vücuda dışardan giren kalıcı yabancı malzeme ile organizma arasında bir uyum sağlanması, tedavinin başarılı olması için şarttır.

Herhangi bir organın biyomekanik incelemesini yaparken izlenen yöntem genellikle şu aşamaları kapsamaktadır²³:

1. Organın fizyolojik ve anatomik incelenmesi,
2. Organı meydana getiren bileşenlerin mekanik özelliklerinin bulunması,
3. Organ için matematiksel ve mekanik bir model geliştirilmesi,
4. Bu modelin bulunan mekanik özellikler için çözümü,
5. Bu çözümün gerçek organa uygulanması ve koruyucu ya da tedavi malzemelerinin geliştirilmesi.

Bütün bunlar için biyolojik malzemenin çeşitli özelliklerinin bilinmesi gerektiği açıktır.

Biyolojik malzemenin mekanik özelliklerini bulmak için yapılan deneylerde kullanılan örnekler genellikle cansız organizmalardan yani cesetlerden alınmaktadır. Deneylerde kullanılacak biyolojik malzemenin ölümden sonra ne zaman deneye tabi tutulursa tutulsun aynı sonucu verebilecek duruma getirilmesi gerekmektedir. Bu duruma "Mekanik denge durumu" denilmektedir.

Biyolojik malzeme üzerinde onu tahrip etmeden yapılabilen belkide tek deney çığnemedede dişin uyguladığı kuvvetin tayinidir. Bu deney canlıda, ağızdaki dişler üzerinde yapılabilmektedir. Ancak bu deneye de stress analizi diyemeyiz. Stress analizi canlı organizma üzerinde direkt olarak yapılamaz

Biyolojik malzemelerin mekanik özellikleri gerçeğe en yakın ve ortalama olarak elde edildikten sonra, stress analizi yapılacak canlı sistemin bir matematiksel modeli geliştirilir. Stress analizi kabul edilen matematiksel model ve malzemelerin mekanik özellikleri sınırları içinde gerçekleştirilir ve canlı organa (Matematiksel modelin geliştirildiği yaşayan sisteme) uygulanarak değerlendirme yapılabilir. Canlı cisimlerle cansız cisimler arasındaki farklar böyle bir model geliştirmenin tek ve esas sakıncasıdır. Birbirine ne kadar benzerse benzesin canlı cisim, cansız cisimden ayıran 3 esas madde vardır²¹.

1. İç ortam: Cansız cisimlerin dış ortamlarına ilave olarak canlı cisimlerin bir de iç ortamları vardır. İç ortam organizmanın bir ürünüdür.

2. Molekül asimetrisi: Canlı madde asimetrik moleküllerden oluşur.

3. Genetik.

Bütün stress analizlerinde model şarttır, canlı doku üzerinde stress analizi yapılamaz. Model kullanıldığında sonuç kesinliğini kaybedecek, modelin canlıya yaklaşımı oranında doğru sonuç alınabilecektir. Ancak bu anlatılanlar bütün stress analizleri için geçerlidir. Sonlu elemanlar yönteminin diğer yöntemlere göre bazı avantajları vardır.

- a) Sonuçlar çok duyarlıdır, kıyaslamak daha kolay olur.
- b) Bilgisayara yükleme yapıldıktan 8-10 dakika sonra sonuçlar alınabilir.
- c) Araya yapay bir model materyeli veya malzeme girmediğinden, sonuçlar teorik olarak diğer yöntemlere göre daha doğrudur.

Araştırmamızdaki materyeller homojen ve izotrop kabul edilmiştir. Gerçete ise doğada bulunan hiçbir materyel %100 homojen ve izotrop değildir. Esasen organik maddelerinde, canlı sistem içinde homojen ve izotrop olması beklenemez. Ancak bırakın aynı cinsten iki organizmaya ait dokunun homojen ve izotrop olmasını, bir organizmaya ait herhangi bir dokunun iç yapısı ve izotropi özelliği dahi belirli sınırlar içinde sayılamıyacak kadar çok etkenle sürekli değişebilmektedir. Bu

durumda materyel değerlerini ortalama değer olarak, homojen ve izotrop varsaymak çok geniş bir popülasyon için aradığımız deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyebilir.

Bu yöntemin tartişılmaya değer diğer bir yönü de araştırmaya giren bütün materyellerin ne kadar büyük stress'lerle karşılaşırlarsa karşılaşsınlar oransal limit içinde kalarak elastik deformasyon göstermeleridir. Pratikte her kalıcı deformasyon bir elastik deformasyonu atladıktan sonra gerçekleşir. Burada önemli olan canlı yapının zarar görmeye başladığı ilk stress değeridir. Bu da büyük bir olasılıkla oransal limit içinde gerçekleşir. Zaten pratik olarakta destek diş ve evre dokularını bir defada plastik deformasyona sokabilecek (diş ve alveol fraktrlrine, periyodontal membran yırtılmalarına neden olabilecek) okluzal kuvvetler propriyoseptif refleks nedeniyle gerçekleşmezler. Hattâ sistemin oransal limit içinde kalmasının bir yararı, gerçekte plastik deformasyona neden olacak iki ayrı aşırı kuvvet uygulamasını, elastik deformasyona neden oluyorlarmış gibi gösterdiğinden duyarlı olarak kıyaslanmalarını mümkün kılar.

Bu yöntemle yapılan araştırmalara 1973 yılından itibaren rastlıyoruz. Bu tarihte Mc Ginley ve arkadařları³⁹ ani temperatür değişikliğine uğratılan sağlam ve restore edilmiş molarlarda temperatür ve stress dağılımını araştırmışlardır. 1974 yılında Privitzer ve arkadařları⁵⁰ dört değişik implant tipinde ve evre kemik dokularında stress analizi yapmış, ayrıca implant materyelinin değiştirilmesiyle stress dağılımında büyük farklar bulunamadığı iddia etmişlerdir. Aynı yıl

Hood, Farah ve Craig³², 30° meziyale eğilmiş moların meziyalindeki kemikte, aksiyel yüklemeye göre, 30° distale eğimli yüklemeye sıkışma stress'lerinin 4 misli artmış olduğunu, köprü uygulandıktan sonra ise stress'lerin azaldığını göstermişlerdir. Yine aynı yıl Farah ve Craig²⁵ birinci molara uygulanan full kromda 3 değişik basamak tipinin stress dağılımına etkisini araştırmışlar, en uygun stress dağılımını yuvarlak kenarlı basamakta (Chamfer) elde etmişlerdir. 1975 yılında yine Farah, Hood ve Craig²⁸ tarafından I. sınıf amalgam restorasyonlarda değişik materyel ve kalınlıkta siman kaidelerin stress dağılımına etkileri incelenmiştir. Aynı yıl içinde Farah ve Craig²⁶ porselen-metâl ve porselen jaket kronlar üzerinde stress analizi yapmışlardır. 1976 yılında Farah, Dennison ve Powers²⁷ inley için çeşitli yan duvar plânlamalarının stress dağılımları üzerine etkisini yine bu yöntemle araştırmışlardır.

Araştırmamızda kabul ettiğimiz materyel değerleri yukardaki araştırmaların çoğunda kullanılan değerlerdir. Ancak pulpa değerlerine raslayamadığımızdan, pulpaya boşa yakın değerler verdik. Çok sert dokuların hemen yanında, gevşek bağ dokusundan oluşan pulpaya boşa yakın değer vermek gerçeğe yaklaşımımızı engellemeyecek kanısındayız. Periyodontal membrana ise Poisson's oranını verirken lastik niteliğinde olduğunu kabul ettik.

Dişlerin ve çevre dokularının stress'lere dayanıklılıkları çok değişmektedir. Bu nedenle elde ettiğimiz sonuçlara bakarak, herhangi bir diş ve çevre dokusuna zararlı olabilecek stress miktarını söyleyebilmemiz olanaksızdır.

Araştırmamızda destek diş olarak neden mandibular birinci premoları seçtik?

1. Mandibulada protezi taşıyacak mukoza alanı daha dardır,
2. Dişin anatomik yapısı nedeniyle ortasından alınacak bir dilim dişi daha doğru temsil edecektir,
 - a) Fonksiyonel olarak tek tüberküllü olması ve tüberkül tepesinin bukko-lingual olarak orta çizgiye en yakın diş olması
 - b) Tek köklü ve kökün de anatomik yapısının daha muntazam olması
3. En sık ön destek olarak alınan dişlerden biri olması,
4. Periyodontal membran alanı kritik olan (çok kuvvetli kökü olmayan) bir diş olması,
5. Anatomik varyasyonlarına az raslanan bir diş olması nedenleriyle bu dişi seçerek gerçeğe yaklaşımımızı arttırmaya çalıştık.

Önce genel olarak stress analizi sonra kullandığımız yöntem "sonlu elemanlar" hakkında akla gelebilecek soruları tartıştıktan sonra sistemimizde deney sonuçlarını saptıran etkenlerin tartışmasını yapmak uygun olur düşüncesindeyiz.

a) İki boyutlu model hazırlanıp, destek sistemin ortasından bir dilim alınarak incelendiğinden bukkal ve lingualde kalan destekleyici yapılar gözönüne alınmamıştır. Üç boyutlu stress analizi yapılabilseydi:

1. Bütün sistemde stress'ler bu kadar büyük çıkmayabilirdi,
2. Deplasmanlar daha az çıkabilirdi,
3. Pulpa odası ve kanalı daha az sıkışabilirdi.

b) Destek dişte meziyal kontak olduğu kabul edilseydi: Meziyale deplasman azalabilirdi, stress'ler meziyaldeki komşu dişe de geçebileceğinden sistemde oluşan stress'ler de azalabilirdi.

c) Sistemimizi fazla büyütemiyeceğimizden 2 mm lik kemik kalınlığından sonrasını sabit varsaydık. Eğer gerçekte olduğu gibi sistemi daha büyük hazırlayabilseydik ve sabit sınırı gerçeğe daha yakın olarak, birçok kemik elemanlarından sonra koysaydık kanımızca yine stress'ler azalabilir ama karşılığında dişteki deplasmanlar artabilirdi.

d) Gerçekte olduğu gibi servikal ve apikal bölgede periodontal membranı kalınlaştırsaydık yine oluşacak stress'ler azalacak ancak dişin deplasmanı artabilecekti. Dişin eğimiyle periyodontal membrandaki stress farklarının belirli olması için biz periyodontal membran kalınlığını her yerde aynı ve 0,25 mm aldık. Özellikle servikal ve apikal bölgede stress'ler bu nedenle artmış olabilir.

Çiğneme kuvvetleri gerçekte dinamik kuvvetlerin daha çok olduğu kompleks kuvvetlerdir. Biz araştırmamızda program uyarınca, statik kuvvet uygulandığını varsaydık. Sonra bu yüklemeleri, organizmada yön ve değer bakımından çok kompleks olan kuvvetlerin belirli komponentleri olarak kabul ettik.

Yüklemeler belirtilen düğüm noktalarından yapılmıştır, sistemimize bir başka yerden (okluzal tırnak, Kennedy barı veya lingual kroşe kolu gibi parçalarla) kuvvet uygulanmadığını veya etki edilmediğini varsaydık. Oblik yüklemelerin klinikte çok nadir gerçekleşebilecekleri düşünülebilir. Ancak karşı ark desteği olmayan, stabilitesi çok zayıf olan bir protezin, çok aşınmış veya boyu çok kısaltılmış hassas tutucuya da derin tırnakla (kroniçi uygulama için) destek dişe tutturulmasıyla oluşabilir. Tork uygulaması için ise şu örneği verebiliriz: Bir ucundan sabit olarak duvara tutturulmuş kirişin serbest ucundan belirli vertikal bir kuvvet uygulandığında, duvarla birleştiği yerde oluşacak kuvvetler, serbest uçtan uygulanmış kuvvetin aynı yön ve şiddetle buradan da uygulanmasına ilaveten kuvvetle duvara olan mesafenin çarpımı kadar tork kuvveti olabilecektir. Serbest sonlanan protezlerde destek dişe kuvvet iletimi kesinlikle böyle olmayabilir, aradaki tutucu ve mekanik özellikleri plâk altındaki mukoza, plâğın reziliyensi bütün bu kuvvet iletimini etkileyecek birçok faktörden ilk akla gelenlerdir. Bizim böyle bir kuvvet kombinasyonu uygulamamız yaklaşım olarak değerlendirilmelidir.

Bütün yüklemelerde dişin deplasmanı ayrı ayrı incelenmiş ve hiçbirinde teorik olarak yerinde duran bir düğüm noktasına raslanmamıştır. Bu nedenle Ceka üzerinden yüklemelerde veya oblik yüklemelerde dahi dişin sabit bir dönme eksenine göre saf bir rotasyon hareketinden bahsedilmesi teorik olarak yanlıştır. Çünkü bütün yüklemelerde diş az veya çok yuvasına gömülmektedir. Ancak yatay ekseninde bu tür yüklemelerle

dişin deplasmanı değişebilecektir. Ceka üzerinden uzun eksene paralel yüklemde çevre dokularında örneğin, servikalde ve yükleme tarafında sıkışma stress'lerini oluşturan, dişin bu yöndeki deplasmanıdır. Kökün apikal üçlüsüne doğru indikçe belirli bir seviyeden sonra distal dokular daha fazla sıkışmadığından ve karşı taraf daha fazla gerilemediğinden bu dokular bir destek gibi davranarak bu seviyenin altındaki kök bölümünün meziyale deplasmanına ve buna bağlı olarak da meziyalde sıkışma stress'lerine neden olurlarken yükleme tarafında bu seviyede gerilme stress'leri oluşur. Yatay yöndeki stress'lerin tiplerinin değiştikleri düzey bir başka deyişle yatay deplasmanlara destek olan çevre dokularının seviyesi, yüklemenin uzun eksene uzaklığıyla ve yüklemenin yönüyle değişmektedir. Yüklemeye açıları yatay eksene yaklaştıkça destek seviyesi yükselir. Yöntemimiz linear olmasaydı belkide uygulanan kuvvetin şiddetiyle de bu destek düzeyi değişebilecekti. Sistemin sabit varsayılan sınırı çok genişletilmiş olsaydı yine bu düzey değişebilir, daha aşağı inebilirdi. Çalışmamızda yüklemeye uzun eksenden uzaklaştıkça yatay eskendeki destek düzeyi az da olsa yükselmektedir.

Şekillerde de görüldüğü gibi apikal kök eğiminin stress dağılımına ve diş hareketine etkisi olmaktadır. Kök eğiminden sonra destekleyici dokularda vertikal sıkışma stress'leri meziyalde artarken distalde azalmakta hattâ gerilme stress'lerine dönüşmektedir. Kök üzerindeki stress'ler de eğimin başladığı yere kadar yoğunluk gösterirken, eğimin başlamasıyla azalmaktadır. Ancak köklerin apikal distal eğimleri çene ve yüz sistemi içinde incelenseydi stress dağılımları daha olumlu çıkardı.

bilirdi. Kök eğiminin diş hareketine etkisi ise daha ilgi çekici olabilir. Uzun eksene uyan yüklemde dişin vertikal olarak yuvasına gömülmesi beklenirken, kök apikal eğime bağlı olarak distale kayarak yuvasına gömülürken kron da meziyale hareket ederek alçalır. (Gömülme hareketi kök eğimine uygun olarak gerçekleşir) Özellikle rijit olarak destek dişlere tutturulacak parsiyel protezlerde, tedavi plânlanırken radyografik çalışmalarla destek dişlerin kök formları incelenmelidir. Aşırı kök eğimleri dikkatle değerlendirilmelidir.

Aşırı stress'lerden ilk olarak periyodontal membran ve alveol kemiği etkilenebileceğinden, bu dokulardan seçilen dönder eleman için, Ceka'dan uzun eksene paralel ve kron içinden uzun eksene paralel yüklemelerde oluşan stress'leri ve göze çarpan farklılıkları kısaca inceleyelim. Bu defa Bulgular kısmında veremediğimiz ve yukarda bahsi geçen kritik sahalardan seçilmiş elemanları inceledik. Elemanlar: (M.S.kemik) meziyal servikal kemik, elemanı, eleman numarası 65 tir. Kroniçi uygulama ile 15,924, Ceka uygulaması ile 43,072 kg/cm² yatay stress elde edilmiştir. Fark 27,148 kg/cm² gerilim stress'i dir. Bir başka deyişle aynı değerdeki yükleme Ceka yerine kron içinde uygulanırsa, incelediğimiz bu elemanda yatay gerilim stress'lerinde 27,148 kg/cm² lik bir azalma olmaktadır (Tablo 7).

Elemanlar	YATAY STRESS'LER			DIKEY STRESS'LER		
	Kroniçi	Ceka	Farklar	Kroniçi	Ceka	Farklar
M.S.Kemik 65	15.924	43.072	27.148	- 1.4475	2.9644	1.5169
M.S.Periyodon 66	10.675	42.269	31.594	- 0.92349	18.311	17.38751
D.S.Periyodon 72	-13.246	-41.559	28.313	- 6.5200	-20.443	13.923
D.S.Kemik 73	- 4.8216	-30.893	26.0714	- 2.9172	- 5.6304	2.7132
M.A.Kemik 142	- 9.1094	-25.606	16.4966	-18.556	-20.098	1.542
M.A.Periyodon 143	-10.116	-28.031	17.915	-22.185	-26.961	4.776
D.A.Periyodon 147	5.3252	24.724	19.3988	2.6310	12.096	9.465
D.A.Kemik 148	5.7963	24.765	18.9687	1.6188	7.4433	5.8245

Tablo : 7

Bu elemanlarda elde edilen farkların hepsi Ceka tutucusunun aleyhinedir. Eksiler sıkışma, artılar gerilme stress'lerini göstermektedirler.

Ceka tutucusunun krona lehimplendiği yerin gingival bölümü aşırı, yatay sıkışma stress'lerine maruz kalmaktadır. Bu nedenle iyi cins lehim kullanmalı ve lehimleme işlemi hatasız yapılmalıdır. Plastik barlı Ceka'lar kullanılırken de kronla birleşim yeri kron konturunu ve distal dişeti papillasını etkilemeyecek kadar kalınlaştırılabilir.

Bu tip tutucular kullanılırken:

- a) Protez plânlamasının stabil olmasına dikkat edilmeli,
- b) Destek dişler splintli kronlarla arttırılmalı.
- c) Özellikle serbest sonlanan protezlerde uygulanmasına karar verilirse, protez plağı mümkün olduğu kadar geniş tutularak maksimum mukozal destek sağlanmalı,
- d) Aşırı okluzal yükler önlenmeli,
- e) Mümkünse her zaman geniş ve rijit lingual kroşe kolu uygulanmalı,
- f) Hasta sürekli olarak kontrole çağırılmalıdır.

SONUÇLAR

Matematiksel model üzerindeki stress analizi araştırmamızdan elde ettiğimiz sonuçları şu şekilde belirtebiliriz:

1. Stress dağılımına apikal kök eğiminin etkisi vardır. Özellikle serviksten eğimin başladığı yere kadar yoğunluk gösterirken, eğik olan apikal bölge daha az stress almaktadır. Bu nedenle aşırı kök eğimleri dikkâtle değerlendirilmelidir.

2. Okluzal yüklerle, pulpa odası ve kanalı daralmaktadır.

3. Diş kökündeki yoğun stress'ler periyodontal membran ve alveol kemiğine büyük oranlarda azalarak geçmektedirler.

4. Uzun eksene paralel yüklemelerde, kroniçi tutucudan yükleme ile elde edilen deplasmanlar, Ceka tutucusunununki-ne göre çok daha azdır. Aynı şekilde, oluşan stress'lar de Ceka'ya göre daha azdır. Örnek olarak verilen Tablo 7 den de görülebileceği gibi, bu stress farkları elemanlara göre değişmektedir. Stress'in 18 defa azaldığı elemana raslanmıştır (Tablo 7, eleman No. 66).

5. Uzun eksene oblik yüklemeler paralel yüklemelere kıyasla destek dişte daha büyük deplasmana ve destek diş, çevre dokuları sisteminde de daha fazla stress'lere neden olurlar. Bu tür yüklemelerde kroniçi ile krondişi uygulama arasında büyük fark yoktur. Hattâ kroniçi uygulama destek sistemin daha kenarına düştüğünden daha zararlı deplasmanlara ve stress dağılımına neden olmaktadır.

6. Tork uygulamasında ise kroniçi tutucu lehine deplasmanlar ve stress dağılımları elde edilmiştir.

7. Sistemimize yaptığımız yüklemelerin sonucunda ortaya çıkan diş hareketlerinin sabit bir dönme ekseni etrafında olmadığını gördük. Bütün yüklemelerde destek diş değişen oranlarda yuvasına gömülmektedir. Ancak uzun eksenden uzaklaşan paralel yüklemelerde veya uzun eksenle açı yapan yüklemelerde dişin yatay eksendeki deplasmanları değişmektedir. Bu tür yüklemelerde bilindiği gibi servikalde bir tarafta sıkışma stress'leri oluşurken, karşı tarafta gerilme stress'leri meydana gelmektedir. Apikal üçlüye doğru inildikçe, belli bir düzeyden sonra, çevre dokularının destek rolü oynamalarıyla kök ters yöne deplase olmaktadır ve bu destek düzeyi altında stress tipleri değişmektedir. İşte yatay eksendeki bu diş kökü deplasmanlarının değişim düzeyi veya bir başka deyişle destek olabilen çevre dokularının düzeyi yüklemeler dişin uzun eksenine yaklaştıkça az da olsa aşağı inmektedir. Aynı zamanda yüklemeye açısıyla da destek düzeyi değişmektedir.

ÖZET

Prefabrike hassas tutucuların başta estetik ve stabilite gibi bazı avantajları olduğundan kroşelere göre tercih edilebilirler. Hassas tutucuların fabrikasyonlarının giderek artması uygulanmalarının artmasına yardım etmiştir. Çok değişik tipte hassas tutucu vardır ve gün geçtikçe çeşitleri artmaktadır.

En çok kullanılan iki farklı sınıf, kroniçi ve kron dışı tutucu üzerinde, okluzalkuvvetlerin, destekdiş ve çevre dokuları sisteminde oluşturdukları stress'leri ve neden oldukları destek dış hareketlerini hazırladığımız matematiksel model üzerinde iki boyutlu olarak inceledik.

Dişhekimliğinde kullanılan hassas tutucular sınıflandırılarak her grup için kısaca bilgi verilmiş, araştırmamızla ilgili gruplar ve tutucular üzerinde daha ayrıntılı bilgi verilmeye çalışılmıştır. Bu arada kliniğimizde uyguladığımız bu gruba giren hassas tutucu retansiyonlu protezler birkaç resimle sunulmaya çalışılmıştır.

Stress ve tiplerinden bahsedilmiş, stress-strain eğrisi açıklanmaya çalışılmıştır. Dişhekimliğinde stress analizlerinin geçmişine kısaca değinildikten sonra, tek diş üzerine gelebilecek kuvvetlerin dişe ve çevre dokularına etkisi belirtilmiş, aşırı stress'lerin zararları biyokimyasal ve klinik olarak açıklanmaya çalışılmıştır.

Araştırmamız ODTÜ Bilgisayar Merkezinde IBM 370/145 sisteminde sonlu elemanlar yöntemiyle SAP IV programı uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

Hazırladığımız matematiksel sistemin üç bölgesinden, toplam 7 yükleme yapılmış, her yükleme için oluşan stress'lerin tipleri (sıkışma veya gerilme stress'leri oldukları), dağılımı ve miktarları sistemin tümünde elde edilmiştir. Ayrıca yine her yükleme için destek dışın hareketleri duyarlı olarak bulunmuş ve birbirleriyle kıyaslanmıştır.

Stress analizlerinin gerekliliğinden ve canlı üzerinde yapılamayacağından model geliştirme zorunluluğunun bütün stress analizi yöntemleri için geçerli olduğundan bahsedildikten sonra "sonlu elemanlar" yönteminin diğer yöntemlere göre avantajları belirlenmiş, materyel ve yöntemin gerçeğe yaklaşımları ayrıntılı olarak incelenmiştir.

Tek destek dış ve çevre dokuları sisteminde vertikal okluzal yüklerin oluşturduğu stress'ler, kron içinden yükleme ile (yükleme uzun eksene yaklaştıkça) azalır, Ceka yüklemesi ile artarlar. Aynı şekilde Ceka yüklemesinde daha fazla destek dış eğimi görülür. Vertikal kuvvetleri iletmede kroniçi tutucuların daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır. Oblik kuvvet uygulamaları daha fazla stress ve dış eğimine neden olurlar. Hattâ kroniçi oblik uygulama, Ceka oblik uygulamasından daha fazla dış eğimine ve stress'lere sebep olmaktadır. Bu nedenle klinikte bu tip tutucuların böyle bir sisteme oblik kuvvet uygulama ihtimalleri ortadan kaldırılmalıdır. Tork uygulamasında ise kroniçi tutucuların daha az dış eğimi ve stress'lere neden oldukları saptanmıştır.

Stress dağılımına apikal kök eğiminin etkisi belirlenmiştir. Okluzal yüklerle pulpa odası ve kanalı sıkışıp daralmaktadır. Diş kökündeki yoğun stress'lerin çevre dokulara çok azalarak geçtiği saptanmıştır.

Sistemimizde bu tür yüklemelerle oluşan diş hareketlerinin belirli sabit bir eksenini olmamıştır. Ancak yatay ekseninde diş kökünün hareket yönünü değiştiren destek düzeyi oluşmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Akay,H.Ü., Gülkan,P.: SAP 1-METU VERSION 1- A general Stress Analysis Program, Adaptation to METU-IBM 370/145 ODTÜ March, 1975.
2. Akın,E.: Yeni Tip Bir Protez Tutucu, Dişhekimliği Dergisi, 2: 409-413, Ekim, 1971.
3. American Precision Metals,Catalog and Technique For a Selection of Precision Attachments s:6, April, 1969 U.S.A.
4. Augsburgger,R.H.: The Gilmore Attachment, J.Pros.Dent., 16: 1090-1101, Nov.Dec.1966.
5. Bartlett, A.A.: Duplication of Precision Attachment Partial Dentures, J.Pros.Dent., 16:1111-1115, Nov.Dec.1966.
6. Bathe,K.J., Wilson,E.L., Peterson,F.E.: A structural Analysis Program for Static and Dynamic Response of Linear Sytems, College of Engineering, University of California, s: 16-18, June, 1975.
7. Baum,L.: Advanced Restorative Dentistry Modern Materials and Techniques, s:283-285, W.B. Saunders Company, 1973.
8. Beerstecher, E., Bell,R.W.: Some Aspect of the Biochemical Dynamics in the Periodontal Ligament and Alveolar Bone Resulting from Traumatic Occlusion, J.Pros.Dent., S:646-650, Dec. 1974.
9. Belger,L.: Kron-Köprü Protezleri, S:79-100 Istanbul, 1976.

10. Blair, G.A.S.: The Occlusion of Cleft Premaxillae with the Aid of Precision Attachments. J.I.D.A., s:27/223-30/226
11. Breisach, L.: Esthetic Attachments for Removable Partial Dentures, J.Prod.Dent, s:261-265, March, 1967.
12. Brodbelt, R.H.W.: A simple paralleling Template for Precision Attachments, J.Prod.Dent., s:285-288, March, 1972.
13. Cecconi, B.T.: Effect of Rest Design on Transmission of Force to Abutment Teeth, J.Prod.Dent., s:141-151, August, 1974.
14. Cecconi, B.T., Kaiser, G., Rahe, A.: Stress Breakers and the Removable Partial Denture, J.Prod.Dent., s:145-151, August 1975.
15. Christensen, F.T.: Mandibular Free End Denture, J.Prod.Dent., s:111-115, Jan.-Feb., 1962.
16. Craig R.G., Peyton, F.A.: Restorative Dental Materials, s:52-67, 112-119, Saint Louis, The C.V. Mosby Co., 1975.
17. Cunningham, D.M.: Indications and Contraindications for Precision Attachments, Dental Clinics of North America, 14:595-601, July, 1970.
18. Çuhadaroğlu, İ.: Attachment'lı iskelet Protezler, İ.Ü.D.F.D. 4:214-229, 1970.
19. Çuhadaroğlu, İ.: Kuron-Köprü Protezi, s:31-43, 92-101, Ankara, 1973.
20. Dawson, P.E.: Occlusal Problems, s: 3-6, Saint Louis, The C.V. Mosby Co., 1974.

21. Dikmen,M.: Biyomekanikte Katı Cisim Kavramı, Biyomühendislik, s: 109-114, O.D.T.Ü., 1976.
22. Dikmen,M.: Precision Attachments Prosthodontic Seminar, s:1-3, U.A.B. School of Dentistry, Feb., 1975.
23. Erdoğan,T. ve Bizden,A.: Biyolojik Malzemenin Mekanik Özellikleri Üzerine, Biyomühendislik, s:97-102, O.D.T.Ü., 1976.
24. Evans,F.G.: Stress and Strain in Bones, s:5, Charles C. Thomas Publisher 296, 1957.
25. Farah,J.W. and Craig, R.G.: Finite Element Stress Analysis of Restored Axisymmetric First Molar, J.Dent.Res.,abs. s:859-866 July-August, 1974.
26. Farah,J.W. and Craig,R.G.: Distribution of Stresses in Porcelain-fused- to Metal and Porcelain Jacket Crowns, J.Dent.Res., abs. 54: 255-261, 1975.
27. Farah,J.W., Dennison J.B. and Powers J.M.: Effects of Design on Stress Distribution of Intracoronal Gold Restorationu, IADR abs. 145 Vol.:55, 1976.
28. Farah,J.W., Hood,J.A.A and Craig,R.G.: Effects of Cement Bases on the Stresses in Amalgam Restorations, J.Dent.Res. abs. 54: 10, Jan.-Feb., 1975.
29. Goodman,J., Goodman, W.H.: New York N.Y. Balance of Force in Precision Free End Restorations, J.Pros. Den., s:302-308, March-April, 1963.

30. Greener, Harcourt, Lautenschlager: Materials Science in Dentistry, s:44-49, Baltimore, The Williams and Wilkins Co., 1972.
31. Grosser, D.: The Dynamics of Internal Precision Attachments, J.Prod.Dent. s:393-401, May, 1953.
32. Hood, J.A., Farah, J.W., Craig R.G.: Modification of Stresses in Alveolar Bone Induced by a Tilted Molar, IADR: abs. 894, 1974.
33. Kabceneli, J.L.: The Resilient Partial Denture, New York State Dental Journal, 36: 492-495, 1970.
34. Kane, B.E., Thomson, W.C.: Buoyant Stress Equalizer, J.Prod.Dent. 14:698-704, 1964.
35. Koper, A.: Advantages and Disadvantages of Intracoronal Retainers, J.Prod.Dent., Nov.:759-760, 1973.
36. Kornfeld, M.: Mouth Rehabilitation Vol. 2: 767-802 St. Louis, The C.V. Mosby Co., 1974.
37. Knowles, L.E.: A Dowel Attachment Removable Partial Denture, J.Prod. Dent., August: 679-687, 1963.
38. Martinelli, N.: Dental Laboratory Technology, s:59-369, Saint Louis, The C.V. Mosby Co., 1975.
39. Mc Ginley, M.B., Lloyd, B.A., Jacobs, H.R., Brown, W.S.: Numerical Analysis of Thermal-Mechanical loadings in Whole and Restored Teeth, IADR abs.: 656, 1973.
40. Mensor, M.C.: The Rationale of Resilient Hinge action Stressbreakers, J.Prod.Dent., 30:204-215, 1968.

41. Miller, C.J.: Intracoronal Attachments for Removable Partial Dentures, Medical Arts Building Pittsburgh 13, s: 779-789, Pennsylvania.
42. Miller, E.L.: Removable Partial Prosthodontics, s:291-295, Baltimore, Williams-Wilkins Co., 1972.
43. Nakazawa, I., Amemori, H.: A New Classification of Attachments, Bull. Tokyo Med. Dent. Univ. 17:227-237, 1970
44. Noras, Y.: Diş Hekimliği Tarihi, s:4, Hacettepe Üniversitesi Yayınları B 10, 1973.
45. Osborne, J., Lammie, G.A.: Partial Dentures, s:60, 182-183, 224-230, Blackwell Scientific Publications, 1974.
46. Preiskel, H.W.: Precision Attachments in Dentistry, s:37-201, St. Louis, The C.V. Mosby Co., 1973.
47. Preiskel, H.W.: Intracoronal Attachments, Dental Clinics of North America, 17: 691-699, 1973.
48. Preiskel, H.W.: Impression Techniques for Attachment-retained Distal Extension Removable Partial Dentures, J. Pros. Dent., 25: 620-628, 1971.
49. Prince, I.B.: Conservation of the Supportive Mechanism, J. Pros. Dent., March-April:327-338, 1965.
50. Privitzer, E., Widera, O., Tesk, J.A.: Sensitivity of Stress Distributions as Affected by Tissue-implant Interaction, IADR abs.: 233. 1974.
51. Przetak, C.: Precision Techniques in Partial Denture Prosthesis, J. Pros. Dent., Oct.: 520-521, 1973.

52. Rantanen, T., Siirila, H.S.: The Extent of Use of Precision Attachments in Finland, Proc. Finn. Dent. Soc., 68:212-218, 1972.
53. Rantanen, T.: Investigations of the Therapeutic Success with Dentures Retained by Precision Attachments, Proc. Finn. Dent. Soc., 68:73-85, 1972.
54. Ray, G.E.: Precision Attachments, s:1-5, Bristol, John Wright and Sons Ltd., 1969.
55. Rushford, C.B.: A Technique for Precision Removable Partial Denture Construction, J. Pros. Dent., April: 377-383, 1974.
56. Schulz, H.N Die Partielle Prothese VI, s:74,77, 242-248, München, Verlag, 1974.
57. Schuyler, C.H.: Analysis of the Use and Relative Value of the Precision Attachment and the Clasp in Partial Denture Planning, J. Pros. Dent., Sep.: 711-714, 1953.
58. Stananought, D. Laboratory Procedures for Inlays, Crowns and Bridges, s:72-75, Blackwell Scientific Publications, 1975.
59. Steffel, L.V.: Review of Dentistry, s:569-583, Saint Louis, The C.V. Mosby Co., 1975.
60. Steffel, L.V., Henderson, D.: McCracken's Removable Partial Prosthodontics, s:7-8, 55-56, St. Louis, The C.V. Mosby Co. 1973.
61. Terrell W.H.: Specialized Frictional Attachments, J. Pros. Dent., May:337-350, 1951.

62. Ryman S.D.: Theory and Practice of Crown and Fixed Partial Prosthodontics, s: 866-873, St.Louis, The C.V. Mosby Co. 1970.
63. Walter J.D.: Anchor Attachments Used as Locking Devices in Two-part Removable Protheses, J.Pros.Dent., June:628-632, 1975.
64. Waltz, M.E.: Ceka Extracoronal Attachments, J.Pros.Dent., Feb.: 167-171, 1973.
65. Weaver, M.: Precision Attachments and their Advantages in Respect to Underlying Tissues, J.Amer.Dent. Ass. and D. Cos, 25: 1250-1259, 1938.
66. Weinberg, L.A.: Atlas of Removable Partial Denture, S:232-251, St. Louis, The C.V. Mosby Co., 1969.
67. Wheeler, R.C.: Dental Anatomy and Physiology and Occlusion, s:218, W.B. Saunders Co., 1974.
68. Zembilci, G.: Tam Protezler, Cilt 1: 1-5, 1972

