

T. C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

176543

**SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
KANIN DİSTALİZASYONUNDA KULLANILAN
FARKLI YÖNTEMLERİN KARŞILAŞTIRILMASI**

ORTODONTİ (DİŞ) PROGRAMI
D O K T O R A T E Z İ

Dt. A. Ashı Ender KAVSAOĞLU

ANKARA — 1986

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
KANIN DİSTALİZASYONUNDA KULLANILAN
FARKLI YÖNTEMLERİN KARŞILAŞTIRILMASI

ORTODONTİ (DİŞ) PROGRAMI
D O K T O R A T E Z İ

DT. A.ASLI ENDER KAVSAOĞLU

REHBER ÖĞRETİM ÜYESİ : PROF. DR. İLHAN ARAN

ANKARA - 1986

İ Ç İ N D E K İ L E R

SAYFA NO

Bölüm 1

GİRİŞ 1

Bölüm 2

KONU İLE İLGİLİ YAYINLAR 4

2.1. Kanın Distalizasyonu ve Diş Hareketinin Biyomekaniği ile İlgili Yayınlar 4

2.2. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Tıp ve Dişhekimliğinde Yapılan Araştırmalardan Örnekler 9

Bölüm 3

GEREÇ ve YÖNTEM 15

3.1. Sonlu Elemanlar Yöntemi 15

3.2. Genel Amaçlı Bilgisayar Programları 18

3.3. SAP IV Hakkında Özet Bilgiler 18

3.4. Sonlu Eleman Modeline Uygulanan Kuvvetlerin Tayini 19

3.5. Analizi Yapılan Farklı Hareket Mekanizmaları ve Bunlara Uygulanan Kuvvetler 21

Bölüm 4

BULGULAR 41

4.1. Yer Değiştirmelere Ait Bulgular 41

4.2. Gerilmelere Ait Bulgular 42

Bölüm 5

TARTIŞMA 162

5.1. Yer Değiştirmelere Ait Bulguların Değerlendirilmesi 162

5.2. Dişlerin Dönme Merkezlerinin Hareket Tipine Etkisi 164

5.3. Gerilmelere Ait Bulguların Değerlendirilmesi 165

5.4. Yer Değiştirmeler ve Gerilmelere Ait Bulguların İlişkisi ve Birlikte Değerlendirilmesi 174

5.5. Elde Edilen Bulguların Klinikteki Uygulamalar Açısından Değerlendirilmesi 177

Bölüm 6

SONUÇLAR 182

Bölüm 7

ÖZET 183

Bölüm 8

KAYNAKLAR 184

EKLER

EK-A : Mekanikteki Bazı Temel Kavramlar 192

EK-B : Kancadan Kuvvet Uygulanan Durumlarda Kuvvet-
lerin Matematiksel Modele Aktarılışı 196EK-C : Dönme Merkezinin Tayini ve Yer Değiştirme-
lerin Açılı Olarak Hesaplanması 199

BÖLÜM I G İ R İ Ş

Ortodontik tedavinin amacı dişlerin normal fonksiyonlarını yerine getirebilecekleri bir dizilimin sağlanması ve karşı arktaki dişlerle ideal interdigitasyon ve okluzyona getirilmeleridir. İleri itimin ve çaprasıklığın düzeltilmesi için diş çekiminin zorunlu olduğu malokluzyonların tedavisinde, en çok alt ve üst birinci premolar dişlerin çekimi yapılmaktadır.

Malokluzyonların tedavisinde kullanılan değişik mekanik uygulamalar arasında en etkin ve yaygın olarak kullanılanlardan birisi ilk kez Angle⁽¹⁾ tarafından ortaya atılan Edgewise sabit ortodonti tekniğidir. Bu teknikle yapılan tedavi uygulamalarında mevcut malokluzyonun düzeltilebilmesi için,

1. Dişlerin seviyelenmesi
2. Kanin distalizasyonu
3. Çekim boşluklarının kapatılması
4. Kök paralellenmesi
5. Pekiştirme

olmak üzere belirli bir sıra izlenir. Yukarıda belirtilen bu safhalar arasında, maksiller kaninlerin distalizasyonu gerek karşılaşılan sorunlar, gerek sonuçta tedavinin başarısının büyük ölçüde etkilenmesi nedeniyle ayrı bir özeni ve dikkati gerektirmektedir. Ortodontik tedavi sonucunda elde edilen durumun stabilitesinin ve optimum fonksiyon ve estetiğin sağlanması için kaninlerin distalizasyon sonrasında ideal konumlarında olmaları gereklidir.

Çekim boşluğunun tümünün kaninler tarafından kullanılması istenilen durumlarda ya kontrolsüz kök hareketini izleyen kök paralellenmesi ile, ya da biyomekanik olarak önceden kontrollü distalizasyon ile kaninlerin ideal konumlarını almaları sağlanabilir.

Özellikle anterior bölgede çapraşıklığın ve ileri itimin fazla olduğu malokluzyonlarda birinci premolar dişin çekim boşluğunun anterior dişler tarafından maksimum şekilde kullanılması gereklidir. Bu malokluzyonlarda kaninlerin kontrollü olarak kök hareketi yapmalarının yanında ankraj olarak alınan posterior dişlerin sabit kalmaları amaçlanır. Ancak klinik uygulamalarda bu amacın her zaman elde edilemediği de bir gerçektir. Kanin distalizasyonu devresinde karşılaşılan sorunlara çözüm getirmek ve optimum diş hareketi elde etmek için yapılan klinik araştırmaların yanında deneysel model çalışmaları ve matematiksel teoremler yardımı ile yapılan araştırmalar da önemli bir yer tutmaktadır.

Değişik braket dizaynları, farklı tel boyut ve kesitleri, uygulanan kuvvetin miktarı, yönü, sıklığı gibi değişik faktörlerin dişlerdeki hareket etkisi araştırmacıların ilgisini çekmiş ve bu konuda çalışmalar yapılmıştır. Ancak klinikte optimum sonuçların elde edilmesinde hangi tekniğin en uygun olduğunun saptanması için yapılan çalışmalar henüz yeterli değildir.

Bu araştırmada kanin distalizasyonunda kullanılan üç farklı mekanik uygulamanın kanin ve ankraj olarak alınan posterior dişlerdeki yer değiştirmeler ile dişler, periodonsiyum ve alveol kemiğindeki gerilmeler esas alınarak karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Bu üç farklı mekanik uygulama; kaninin ark üzerinde braket seviyesinden uygulanan kuvvetlerle distalizasyonu, ark üzerinde ancak braketteki bir kancadan uygulanan

kuvvetlerle distalizasyonu ve bir segmental ark olan "Ricketts upper segmental arch" ile distalizasyonudur. Kaninde paralel hareketin sağlanmasında ve destek alınan dişlerde stabilitenin elde edilmesinde en uygun yöntemin hangisi olduğunun saptanması için bu çalışmada kanca boyları farklı dört durum ele alınmıştır. Daha sonra "Ricketts upper segmental arch" ve "braket seviyesinden uygulanan kuvvetlerle kanin distalizasyonu ile birlikte ele alınan bu dört farklı kanca boyundan kuvvet uygulanan durumların" tümünde ankraj ünitesini kuvvetlendirmek amacıyla "Headgear" kuvveti de ilave edilerek ayrıca "Headgear" li durumlar için de olmak üzere toplam oniki durum için Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile gerilme analizleri yapılmıştır.

Bu araştırmada elde edilecek sonuçların klinik uygulamalar açısından değerlendirilmesinin yapılması amaçlanmıştır.

Araştırma Hacettepe Üniversitesi, Bilgi İşlem Merkezinde SAP IV programı uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

BÖLÜM 2

KONU İLE İLGİLİ YAYINLAR

2.1. Kanin Distalizasyonu ve Diş Hareketinin Biyomekaniği ile İlgili Yayınlar :

Konuya ilişkin ilk yayınlar optimum diş hareketi elde etmek için gereken kuvvetin büyüklüğünü belirlemek amacıyla yöneliktir. Sandstedt⁽²⁾ şiddetli kuvvetlerin vasküler tromboza ve periodontal ligamentin nekrozuna neden olduğunu açıklamıştır. Schwartz⁽³⁾ biyolojik olarak en uygun diş hareketinin 20-26 g/cm² lik kuvvetleri geçmeyen kuvvetlerle elde edildiğini belirtmiştir. Oppenheim⁽⁴⁾ ise hafif kuvvetlerin aralıklı uygulanmasının sürekli uygulanan kuvvetlere göre daha uygun olduğunu savunmuştur. Storey ve Smith⁽⁵⁾ sabit mekaniklerle kanin distalizasyonu yapılırken kullanılması gereken kuvvet miktarının 150-200 g olduğunu, bundan daha büyük kuvvetlerin ankraj olarak alınan posterior dişlerde meziale doğru harekete yol açtığını ve kaninde de hareketin hızını azalttığını belirtmişlerdir. Reitan⁽⁶⁾ kaninlerin paralel olarak distalizasyonunu elde edebilmek için maksiller kaninlere 150-200 g mandibuler kaninlere ise 100-200 g lık kuvvet uygulanması gerektiğini belirtmiş ve paralel hareket elde edilmesi ile kemikte direkt erime meydana geldiğini ve relapsın daha az olduğunu savunmuştur. Sleichter⁽⁷⁾ ve Frustman⁽⁸⁾ da maksiller kaninlerin distalizasyonunda 150-200 g. lık kuvvetlerin yeterli olduğunu belirtirlerken, Fastlich⁽⁹⁾ 115-130 g. lık kuvvetlerle distalize edilebileceğini savunmuştur. Paulson⁽¹⁰⁾ ise kanin distalizasyonunda optimum kuvvetin 50-75 g olduğunu ileri sürmüştür.

Boester ve Johnston⁽¹¹⁾ "Ricketts upper segmental arch" ile kanin distalizasyonunda 55 g, 140 g, 225 g ve 310 g lık kuvvetler uygulamışlar ve 55 g. lık kuvvetlerin 140 g, 225 g ve 310 g. lık kuvvetlere göre daha az hareket oluşturduğunu, ancak 140 g, 225 g ve 310 g. lık kuvvetler arasında hareket miktarı açısından önemli fark olmadığını bulmuşlardır.

Strang⁽¹²⁾ kanin distalizasyonu sırasında birinci premolar dişe ait çekim boşluğunun büyük kısmının arzu edildiği şekilde kaninin distalizasyonu ile değil ancak ankraj olarak alınan posterior dişlerin mezializasyonu ile kapandığına dikkati çekerek bu durumun ağız dışı kuvvetler kullanılarak önlenmesi gerektiğini savunmuştur. Begg⁽¹³⁾ posterior dişlerin istenmeyen şekilde mezializasyonunun yetersiz ankraj sebebi ile meydana gelmediğini ancak aşırı kuvvet uygulanması sonucunda ortaya çıktığını belirtmiş ve "farklı kuvvetler" (differential forces) kavramını geliştirmiştir. Hafif kuvvetler uygulanması ile küçük kök yüzeyine sahip anterior dişlerde optimum diş hareketi elde edilirken, daha geniş kök yüzeyine sahip olan posterior dişlerin stabil kalacağını belirtmiştir. Higley⁽¹⁴⁾ kanin distalizasyonunda ankraj kaybını önlemek için kaninin eğilme hareketinden çok paralel hareket yapması gerektiğini öne sürerek, ark telinin bu hareketi sağlayacak şekilde açlandırılması ve ankraj ünitesindeki dişlerin sayısının arttırılması gerektiğini savunmuş, ayrıca ağız dışı kuvvetler kullanılmasını da önermiştir. Hixon ve arkadaşları⁽¹⁵⁾ ise ankraj olarak alınan dişlerdeki braketlerin meziale açlandırılmasının veya ark telinde "tip-back" bükümlerin yapılmasının bu dişlerdeki meziale hareketi önleyeceğini, kanindeki braketin de distale açlandırılması ile de kaninin paralel hareket edeceğini belirtmişlerdir. Fortin⁽¹⁶⁾ de şiddetli kuvvetlerin posterior dişlerin mezializasyonuna sebep olduğunu belirtmiştir.

Burstone⁽¹⁷⁾ kanin distalizasyonunun daha kontrollü yapılabilmesi için segmental arklar kullanılmasını önermiş ve geliştirdiği kanin retraksiyon springinin kaninin distale hareketi sırasında meydana gelen dönme önlediğini belirtmiştir. Aynı yazar⁽¹⁸⁾ diğer bir araştırmasında tek köklü bir dişin direnç merkezinin yerinin dişin alveol kreti ile apikali arasındaki uzaklığın % 40 ında yer aldığını belirterek dişin kronundan uygulanan bir kuvvet sonucunda dönme merkezinin direnç merkezinden daha apikalde olacağını öne sürmüştür. Christiansen ve Burstone⁽¹⁹⁾ diş hareketinde uygulanan kuvvetin miktarı ile dönme merkezinin yerinin değişip değişmediğini incelemişlerdir.

Hixon ve arkadaşları⁽²⁰⁾ kaninde paralel hareketin eğilme hareketine göre yavaş olduğunu ve biyolojik cevabın kişiden kişiye değiştiğini açıklamışlardır.

Caputo ve arkadaşları⁽²¹⁾ fotoelastik yöntemle yaptıkları çalışmada alt birinci premoları çekilen durumlarda kaninlerin paralel olarak distalizasyonu için, kullanılan segmental arkların 45-60° açılabilmesi ve 300 g. dan fazla kuvvet uygulanmaması gerektiğini belirtmişlerdir. Beaten⁽²²⁾ yine fotoelastik yöntemle farklı segmental arkların karşılaştırılmasını yapmış ve etkin kök kontrolü için gerekli momentin gerek Ricketts gerekse Burstone'un segmental arkları ile 150 g. lık kuvvet uygulandığında elde edilemediğini belirtmiştir.

Burstone ve Koenig⁽²³⁾ kanin ve anterior dişlerin retraksiyonunda "T loop" ların en yüksek moment/kuvvet oranını verdiğini, böylece dişlerdeki hareketin paralele yakın olduğunu savunmuşlar ve spring yüksekliğinin artması ile daha paralel hareket elde edilmesine karşılık bunun yüksek-

liğinin ağız içindeki sınırlara uyması gerektiğini bu nedenle de ark teline ilave "gable" bükümler verilmesinin yararlı olacağını belirtmişlerdir.

Arbuckle ve Sandhi⁽²⁴⁾ kanin distalizasyonunda kontrollü kök hareketi için gerekli kuvvet sistemini farklı kök "spring" lerini karşılaştırarak incelemişler ve ideal kök "spring" inin hem kanin hem molarda eşit ve zıt yönde moment uygulaması gerektiğini, eşit olmayan momentlerin dikey yönde hareketlere yol açacağını ileri sürmüşlerdir.

Burstone ve Pryputniewicz⁽²⁵⁾ diş hareketinin biyomekaniğini incelemeye laser holografi yönteminden yararlanmışlar ve maksiller santralin direnç merkezinin alveoler kret ile apeks arası uzaklığın 1/3 ünde bulunduğunu ve moment/kuvvet oranı sonsuza yaklaştıkça dönme merkezinin direnç merkezine yaklaştığını belirtmişlerdir. İlk kez Case⁽²⁶⁾ tarafından kullanılması önerilen braketteki bir uzantıdan uygulanan tek bir kuvvetle paralel hareket elde etme düşüncesinin son yıllarda tekrar ortaya atıldığını ve tipik bir maksiller santralde bu uzantının yaklaşık 10 mm olması gerektiğini açıklamışlardır. Kaninde ise gingival yerleştirilen bir braket kullanıldığında kaninin direnç merkezinin de maksiller santralin direnç merkezine yaklaşacağını öne sürmüşlerdir.

Burstone⁽²⁷⁾ ankraj kontrolü için segmental arklarda sadece kuvvet miktarının değil, moment/kuvvet oranının ve "loop" ların yerinin de önemli olduğunu belirtmiş ve anteriorda hareketin istendiği durumlarda "loop" ların posteriora yerleştirilmeleri gerektiğini açıklamıştır.

Tanne ve Sakuda⁽²⁸⁾ farklı diş hareketlerinde periodonsiyumda meydana gelen stres dağılımını sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemişler ve paralel harekette periodonsiyumda streslerin homojen olarak

dağıldığını açıklamışlardır.

Smith ve Burstone⁽²⁹⁾ biyomekanik ve mekanikle ilgili kavramların kontrollü diş hareketi sağlamak için iyi bilinmesi gereği üzerinde durmuşlar ve paralel diş hareketi elde edebilmek için moment/kuvvet oranınının 10/1 olması gerektiğini belirtmişlerdir.

Matsuura⁽³⁰⁾ maksiller kaninlerin paralel olarak distalizasyonu için braket üzerindeki kanca yüksekliğinin yaklaşık kökün yarısı hizasında olması gerektiğini, segmental arklarla ise paralel hareket elde edilemediğini sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile yaptığı çalışmada bulmuştur.

Gjessing⁽³¹⁾ ise maksiller kaninlerin distalizasyonunda ovoid heliksli yeni bir retraksiyon arkı kullanmış ve bu arkın 45° açılandırılması ile moment/kuvvet oranınının optimum diş hareketi elde edecek şekilde 11/1 olduğunu belirtmiştir.

Quinn ve Yoshikawa⁽³²⁾ kaninin hareketinin hızı ile stres/strain oranı arasındaki doğrusal ilişkinin belirli bir noktadan sonra niteliğinin değiştiğini ve stresin artması halinde diş hareketinde artma olmadığını belirtmiş, ayrıca kanin distalizasyonunda ankrajı kuvvetlendirmek için ikinci molar dişin de bantlanması önermişlerdir.

2.2. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Tıp ve Dişhekimliğinde Yapılan Araştırmalardan Örnekler :

Sonlu elemanlar yöntemi uçak, makina, gemi, inşaat, jeofizik, elektrik ve nükleer mühendislik gibi mühendislik bilimlerindeki geniş kullanımının yanı sıra biyomekanik ile uğraşan pek çok araştırmacının da ilgisini çekmiş ve tıpta ve dişhekimliğinde de bu yöntemle pek çok araştırma yapılmıştır. Bu bölümde tıp ve dişhekimliğinde yapılan bu çalışmalardan seçilmiş bazı örnekler verilecektir.

Belytschko ve arkadaşları⁽³³⁾ intervertebral diskin aksenal kuvvetler karşısında göstereceği davranışı ve meydana gelen gerilme dağılımının diskin geometrisini ve malzeme özelliklerini nasıl etkilediğini sonlu elemanlar yöntemini kullanarak incelemişler deneysel çalışmalar ile model ile yapılan çalışmaların sonuçlarının yakınlığını bildirmişlerdir.

Çataloğlu⁽³⁴⁾ aort kapakçıklarında stres dağılımını incelemiş, Çataloğlu ve arkadaşları⁽³⁵⁾, yapay kalp kapakçıklarının dizayni için fotogrametrik işlemler ve enjeksiyon ölçü yöntemi ile birlikte sonlu eleman stres analizi sonuçlarını da birlikte kullanarak streslerin en yoğun olduğu bölgeleri belirlemeye çalışmışlardır.

Rybicki ve Simonen⁽³⁶⁾ ise kemikte meydana gelen oblik kırıkların fiksasyonunda kullanılan "basınç plakası" ve bunların vidalarının kırık bölgesinde yarattığı gerilme dağılımını göstermek için sonlu elemanlar yöntemini kullanmışlardır.

Sundram ve Feng⁽³⁷⁾ toraksın matematiksel model ile idealizasyonunu gerçekleştirmişler ve göğüs travmalarında meydana gelen stres dağılımına

ve yer değiştirmelere ait bulguları iskelet modellerde yapılan diğer araştırmalarla karşılaştırarak sonlu elemanlar metodunun kullanılabilirliği ve uygunluğu üzerinde durmuşlardır.

Hakim ve King⁽³⁸⁾ vertebranın matematiksel modeli ile yaptıkları çalışmada aldıkları sonuçların vertebra lineer elastik ve isotrop kabul edilmesine rağmen klinikte yapılan çalışmalarla uyumlu olduğunu göstermişlerdir.

Mc Pherson ve Kriewall⁽³⁹⁾ Michigan niversitesinde yaptıkları araştırmada SAP IV programı kullanarak fetal paryetal kemiğin normal ve prematüre doğumlarda doğum anında meydana gelen basınçlarla nasıl biçimlendiğini incelemişlerdir. Bu araştırıcılar sonlu elemanlar yönteminin paryetal kemikteki deformasyonlarla ilgili ilk kantitatif yaklaşım olduğunu ve sonuçların doğum anında alınan radyograflarla kalitatif olarak benzerlik gösterdiğini belirtmişlerdir.

Dışhekimliğinde de 1969 yılında Ledley ve Huang⁽⁴⁰⁾'ın matematiksel bir diş modeli gerçekleştirmeleri ile kullanılmaya başlanan bilgisayar-da sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile pek çok araştırma yapılmıştır.

Farah ve Craig⁽⁴¹⁾ basamaklı, basamaksız ve değişik basamaklı preparasyonlarda ful kron da oluşun stresleri, aynı yazarlar⁽⁴²⁾ 1975 de de porselen ve metal destekli porselen jaket kronlardaki stres dağılımını iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile incelemişlerdir.

Takahashi ve arkadaşları⁽⁴³⁾ değişik restorasyonların pulpadaki ısı değişikliklerine etkisini, Knoel⁽⁴⁴⁾ üç boyutlu bir mandibula modelinde uygulanan dikey ve yatay kuvvetler sonucu ortaya çıkan stres dağılımını

incelemede sonlu elemanlar yönteminden yararlanmışlardır.

Aydınlık⁽⁴⁵⁾ bölümlü protezlerde silikon ara tabakanın destek dokularında neden olduğu boyutsal değişiklikleri, Dayangaç⁽⁴⁶⁾ ise oniki değişik MOD kavite biçiminde yapılan amalgam dolguların kırılma olasılığını SAP IV Programı kullanarak incelemişlerdir.

Wright ve Yetram⁽⁴⁷⁾ mandibuler ikinci molar dişin amalgam tepilmesi ve ısıl gerilme sırasındaki mekanik davranışını sonlu elemanlar yöntemi kullanarak incelemişlerdir.

Takahashi ve arkadaşları⁽⁴⁸⁾ paralel olmayan pinli restorasyonlarda pin pozisyonunun pulpadaki ısı iletimine ve dişteki stres dağılımına etkisini iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelemişlerdir.

Cook ve arkadaşları⁽⁴⁹⁾ porlu dental implantların özelliklerini araştırmak için üç boyutlu hazırlanan mandibuler model üzerinde stres analizi yapmışlardır.

Borchers ve Reichart⁽⁵⁰⁾ dental implantlar etrafındaki stres dağılımını üç boyutlu matematiksel model üzerinde SAP IV Programı ile incelemişlerdir.

Peters ve Poort⁽⁵¹⁾ amalgam diş sınırındaki, Reinhardt ve arkadaşları⁽⁵²⁾ ise kemik desteği azalmış 'post-core' lu bir maksiller keser dişteki stres dağılımını incelemeye sonlu elemanlar stres analizi programından yararlanmışlardır. Çelik⁽⁵³⁾ SAP IV programı ile farklı kök boyut ve şekillerinin sabit bölümlü protezlerdeki etkisini araştırmıştır. Rubin ve arkadaşları⁽⁵⁴⁾ ise üç boyutlu olarak gerçekleştirdikleri diş modelinde

Wheel sonlu elemanlar yöntemi ile stres analizi yapmışlardır.

Reinhardt ve arkadaşları⁽⁵⁵⁾ okluzal travmanın mekanik açıdan incelenmesinde sonlu elemanlar yönteminin uygun bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Aynı yıl Maeda ve arkadaşları⁽⁵⁶⁾ hareketli bölümlü protezlerde stres dağılımını incelemek için sonlu elemanlar yöntemini kullanmışlardır. Mohammed ve arkadaşları⁽⁵⁷⁾ ise implant destekli köprülerde, Vree ve arkadaşları⁽⁵⁸⁾ restore edilmiş molarda kullanılan değişik bir kavite şeklinde stres dağılımının incelenmesinde yine aynı yöntemden yararlanmışlardır.

Ortodontide ise bilgisayarda stres analizleri ile yapılan çalışmalar 1971 yılında Davidian⁽⁵⁹⁾'ın maksiller santral dişin teorik rotasyon merkezini bulmak için gerçekleştirdiği diş modeli ile başlanılmıştır. Araştırmacı çözümü oldukça zor bir problemin bu yöntemle pratik olarak çözülebildiğini belirtmiş ve dişe uygulanan kuvvet sonucu periodonsiyumdaki mekanik cevabı incelemiştir.

Yang ve Baldwin⁽⁶⁰⁾ ortodontide kullanılan "bull" ya da "vertikal loop" ile iki "closing loop" lu diğer bir "loop" un meydana getirdiği kuvvetlerin analizini sonlu elemanlar yönteminden yararlanarak yapmışlar ve bu tip problemlerin çözümünde kapalı formda analitik çözümlerin yetersiz kaldığını ve son yıllarda hızla gelişen sonlu elemanlar yönteminin kompleks geometrileri incelemede etkili bir sayısal yaklaşım metodu olduğu üzerinde durmuşlardır.

Koenig ve Burstone⁽⁶¹⁾ bir lingual ark, vertikal loop'lu retraksiyon yayı ve Burstone'un "rectangular loop"lu arkının analizi için sonlu farklar (finite difference) yönteminden yararlanmışlar ve özel amaçlı ortodontik apareylerin yapımında kullanılan kompleks "spring" lerin analizlerinin bu yöntem ile mümkün olduğunu belirtmişlerdir.

Kragt ve arkadaşları⁽⁶²⁾ ortopedik kuvvetlerin başlangıç etkilerini holografik çalışmalardan elde ettikleri bilgileri kullanarak sonlu elemanlar yöntemi ile karşılaştırmışlardır.

Irie ve arkadaşları⁽⁶³⁾ çiğneme sırasında maksilla ve mandibulada meydana gelen stresleri "overbite", "overjet" ve normal kapanış için ayrı ayrı incelemişlerdir.

Moss⁽⁶⁴⁾ sonlu elemanlar yönteminin kafa yüz iskelet büyüme ve gelişmesinde etkinliği üzerinde durmuş ve kafa iskelet yapısının biçimlenmesi ve biçim değişikliklerinin dış bir referanstan bağımsız olarak saptanabildiğini, böylece röntgenografik sefalometride yapılan hataların ana kaynağını elimine ettiğini belirtmiştir.

Tanne ve Sakuda⁽²⁸⁾ farklı tipte ortodontik kuvvetler uygulandığında periodontal dokudaki başlangıç stres dağılımını SUPERB sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemişlerdir.

Matsuura⁽³⁰⁾ vertikal loop'lu, Yang ve Baldwin tipi ve Bioprogressiv tedavide kullanılan farklı kanin retraksiyon springlerinin iki boyutlu analizini yapmış ve dişler ve destek dokularında yaratacağı başlangıç mekanik etkilerini incelemiştir.

Feridun⁽⁶⁵⁾ RPE uygulamalarında kullanılan üç farklı apareyin maksilladaki etkisini incelemek için SAP IV yönteminden yararlanmıştır.

Joe ve arkadaşları⁽⁶⁶⁾ yine RPE etkisini üç boyutlu olarak oluşturdukları maksilla modelinde incelemişlerdir.

Moss ve arkadaşları⁽⁶⁷⁾ büyüme esnasındaki kompleks morfolojik ve iskeletsel değişiklikleri ölçme ve tanımlamada sonlu eleman yönteminin

röntgenografik sefalometri, allometrik merkezli model ve ağyapı modelde yapılan çalışmalara göre üstünlüğünden konu etmişlerdir. Bu araştırmacılar kafa-yüz iskeletindeki biçim ve boyut değişikliklerini tanımlayıcı (descriptor) bir yöntem olarak sonlu eleman yöntemini iki boyutlu gerçekleştirdikleri modelde fare kafatasındaki değişiklikleri tanımlamada kullanmışlardır.

Moss⁽⁶⁸⁾ ilerde bu yöntem ile üç boyutlu hazırlanan modeller kullanılarak kafa yüz gelişiminde rol oynayan her elemanın çevresindeki elemanları nasıl etkileyeceğinin daha doğru bir şekilde tanımlanabileceğini belirtmiştir.

Bu bölümde ele alınan örnekler sağlık bilimleri alanında sonlu eleman metodu aracılığı ile gerçekleştirilen araştırmaların sadece dar bir kesitini ele almaktadır. Biyomekanikteki uygulamalar burada verilen örneklerden çok daha yaygın, çeşitli ve karmaşık bir görünüme sahiptir.

BÖLÜM 3

GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmada uyguladığımız yöntem "sonlu elemanlar yöntemi" olarak adlandırılan bir yaklaşımdır. Yöntemin ilk uygulamaları karmaşık uçak gövde ve kanatları olmasına karşılık günümüzde sürekli ortam mekaniğinin bütün alanlarında, uygulamalı matematikte ve biyolojik bilimlerde kullanılır hale gelmiştir. Araştırmadaki analizlere ışık tutabilmesi amacı ile bu metodun tarihçesi ve uygulanmasına ait bazı bilgiler bu kısımda verilecektir.

3.1. Sonlu Elemanlar Yöntemi :

Günümüzdeki mühendislik uygulamalarının birçoğunda ele alınan problemin kapalı formda tek ve kesin bir denklemle ifade edilmesi mümkün değildir. Örnek olarak, içinde çeşitli boşluklar veya destekleyici çelik parçalar bulunan metal bir plağın farklı yükler altındaki yük taşıma kapasitesi, atmosferde üniform olmayan şartlarda hareket eden hava kitlelerinin taşıdığı yabancı maddelerin veya kirliliğin dağılımı, veya gelişigüzel şekle sahip bir boruda hareket eden sıvı veya gazın basınç dağılımı bu tür problemlerdendir. Böyle problemlerin diferansiyel denklemlerinin analitik olarak çözülmesi mümkün değildir^(69,70). Mühendisler böyle durumlarda herşeye rağmen bir sonuç bulmak zorunda olduklarında farklı metodlara başvurmuşlar ve çözüm aramışlardır.

Çözüm yollarının hemen hepsi bilgisayarlar vasıtasıyla yapılabilen uzun hesaplara dayalıdır. Sonlu farklar "finite difference" yönteminde

problemi tanımlayan diferansiyel denklem eldeki sürekli ortamın belirli noktalarında yaklaşık olarak yazılır ve ortaya çıkan denklemler dizisi bilgisayarda çözüldüğü zaman o noktalardaki değişkenlerin yaklaşık değerleri hesaplanmış olur.

Sonlu elemanlar "finite elements" yaklaşımı ise kavram olarak benzer olmasına karşılık, uygulamada ve genel amaçlı bilgisayar kodu hazırlamada sağladığı avantajlar bakımından değişiktir. Yöntem temelde diferansiyel denklemleri sürekli ortamın küçük parçalara veya alanlara ayrılmış her bir kısmında sınır koşullarını da dikkate alarak çözmeyi sağlar. Çözümlenen değişken basınç, sıcaklık, yer değiştirme, gerilme veya benzeri bir fiziksel olay olabilir. Bu araştırmada kanin distalizasyonunda kullanılan farklı mekaniklerin gerilme analizi yapılarak uygulanan kuvvetlerin yol açtığı yer değiştirmeler ve onlara bağlı gerilmeler incelenmiştir.

Basit olarak tanımlanacak olursa yöntem şöyle bir uygulamaya sahiptir :

1- Sürekli Ortamın Ayrışık Parçalara Bölünmesi (Discretisation) :

Ele alınan problemi tarif eden değişken çözüm bölgesinin ufak parçalara ayrılmış temsilinde arandığı için ilk adımda bu parçalar geometrik olarak belirlenir. Farklı şekillere sahip aynı tür elemanlar kullanılabileceği gibi değişik türden elemanlar da kullanılabilir. Şekil 3.1 mekanik biliminde kullanılan basit eleman türlerinden bazılarını, Şekil 3.2 ise örnek olarak seçilmiş gerilme analizi hesaplanacak bir öngerilmeli beton reaktörünü göstermektedir.

2- Enterpolasyon Fonksiyonlarının Seçimi :

Bu adımda "eleman" olarak adlandırılan her küçük alan için diğer elemanlara veya sınırlara bağlı olduğu yerlerde düğüm noktaları "node", "joint") tanımlanır ve alan değişkenin bu düğüm noktaları arasındaki değişimi yazılır.

3- Eleman Özelliklerinin Tayini :

Bu adım aslında seçilen enterpolasyon fonksiyonlarının doğal sonucu olduğundan bir önceki aşama ile birlikte düşünülebilir. Her eleman için gerek doğrudan doğruya gerekse varyasyonel hesap ve başka yöntemlerle çıkarılan eleman özellikleri genelde bir eleman "rijitlik" matrisi şeklinde ifade edilir.

4- Eleman Özelliklerinin Toplanarak Sistem Özelliklerinin Belirlenmesi ("Assembly") :

Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler bütün sistem için genelleştirilir ve bir denklem dizisi haline getirilir. Bu aşamada sınır şartları da çözüme uyacak şekilde belirlenir.

5- Denklemlerin Çözümü :

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

6- Sonuçların İncelenmesi :

Çıkan sonuçların değerlendirilmesi ve gerekiyorsa ek analizlerin yapılması bu adımda yerine getirilir. Sonlu eleman yönteminin kısa bir tarihçesi Huebner⁽⁶⁹⁾, Gallagher⁽⁷⁰⁾'den elde edilebilir. Metod adını Clough⁽⁷¹⁾'den almıştır.

3.2. Genel Amaçlı Bilgisayar Programları :

Sonlu elemanlar yönteminin uygulamaya konulmasındaki esas unsur bunun genel bir çözüm yaklaşımı olmasıdır. Dolayısıyla her türlü problemi çözebilecek tek bir bilgisayar programı yazmak mümkündür. Ancak farklı sınıflardaki problemlerin çözümü için ayrı ve daha ufak boyutlarda genel amaçlı programlar yazılmış ve geliştirilmiştir. Böylece belli disiplinlerde eğitilmiş kimselerin programları kullanmakta yetiştirilmesi, girdi ve çıktıların standardizasyonu mümkün olmaktadır. Zienkiewicz⁽⁷²⁾ genel veya özel problemlerin uygulamalı bilimlerin birçok alanındaki uygulamalarına ait örnekler vermiştir.

Yazılma amacı ne olursa olsun genel amaçlı bilgisayar programları Şekil 3.3'teki yapıya sahiptir. Uygulamalı bilimlerin her alanında sayılamayacak kadar çok sayıda bu tür program geliştirilmiştir. Bunların bir genel özelliği de modüler olmaları yani başka elemanlar geliştirildiğinde içlerine bunların da dahil edilebilmeleridir.

3.3. SAP IV Hakkında Özet Bilgiler :

Araştırmada kullanılan SAP IV kompleks yapıların lineer statik ve dinamik analizlerinde etkili, genel amaçlı bir stres analizi programı olup pek çok araştırmaların ve deneylerin sonucunda ortaya çıkmıştır. İlk olarak 1970 de Wilson tarafından SAP "Genel Yapı Analizi Programı" adı altında yayınlanan program 1972 de daha da geliştirilerek SAP II ya da SOLID SAP ve SAP III olarak yayınlanmış, 1974 de ise ilave edilen yeni eleman tipleri ile program daha etkin bir hale getirilmiş ve SAP IV adı ile araştırmacıların kullanımına sunulmuştur⁽⁷³⁾.

Program FORTRAN IV dilinde yazılmış olup CDC 6400, 6600 ve 7600 komputerlerinde modifikasyon gerektirmeksizin çalışmaktadır.

Diğer genel amaçlı bilgisayar programlarında olduğu gibi SAP IV gerilme analiz programı kullanan tarafından değiştirilebilecek ve genişletilebilecek bir programdır. İlave sıklar, yeni yapısal elemanlar, yeni kodlama sistemleri geliştirilip eklenebilir.

Program çok kapsamlı üç boyutlu sistemleri de analiz edebilmektedir. Ancak daha ufak problemlerin çözümünde de etkinliğini kaybetmez. Ayrıca çözülecek probleme uygun daha küçük programlar programın bütününden sadece hesaplamalarda kullanılacak alt bölümlerin bir araya getirilmesi ile oluşturulabilir. Bu özellik programın küçük boyuttaki komputerlerde de kullanılmasına imkan verir. Programın sahip olduğu eleman tipleri Şekil 3.1 de gösterilmiştir.

3.4. Sonlu Eleman Modeline Uygulanan Kuvvetlerin Tayini :

Bu araştırmada kanin distalizasyonunda farklı hareket mekanizmalarını incelemek amacıyla sağ üst posterior bölge seçilmiştir. Sonlu eleman analizi için bölgenin antero-posterior yönde bir kesiti Wheeler⁽⁷⁴⁾ tarafından verilen ölçümler esas alınarak hazırlanmıştır. Bundan sonra ayrıntılı olarak ele alınacak bütün farklı durumlar için temel boyutlar Şekil 3.4'te gösterilmektedir.

Sonraki tartışmaları belli bir perspektife oturtabilmek için Şekil 3.4'ün temsil ettiği idealizasyon üzerinde durmak gereklidir. İki boyutlu sonlu elemanlardan sürekli ortamların temsili için en sık kullanılan türleri "düzlem gerilme" (plane stress) ve "düzlem birim boy değiştirme" (plane strain) olarak adlandırılır. Bunlardan ilki, üçüncü boyutta kuvvetlere maruz kalmayan ince plak benzeri cisimler için kullanılır. Düzlem birim boy değiştirme elemanları ise düzlem dışını gösteren koordinat boyunca şekil değiştir-

menin sabit olduğu durumlarda uygulanır. Örnek olarak bir toprak barajdaki gerilme analizi böyle elemanlarla yapılabilir. Barajın kreti boyunca nerede enkesit alınırsa alınsın şekil değiştirme aynıdır ve ortadaki tipik bir kesit yardımıyla kesit içindeki verilere göre hesap yapılabilir. Bu idealizasyon barajın vadi kenarlarına doğru gidildikçe gerçekten ayrılır. Düzlem gerilme ile düzlem birim boy değiştirme elemanlarının eleman matrisleri arasında bazı ufak ayrılıklar vardır.

Araştırmada kullanılan düzlem birim boy değiştirme elemanları yardımıyla Şekil 3.4'teki gerçek canlı bölge, Şekil 3.5'teki eleman ağına dönüştürülmüştür. Bu ağda esas itibariyle 668 düğüm noktası ve 635 eleman bulunmaktadır. Kullanılan elemanların özelliği paralelinde, gösterilen kesit, antero-posterior bölgedeki dokuların ortasından geçen 1 mm kalınlığında bir cisim temsil etmektedir. Araştırmada ele alınan bölgede yer değiştirme ve gerilmelerin değerlendirilmesinde bu yaklaşım gözönünde bulundurulmalıdır.

Matematik modelde dişlerden en uzakta kalan mezial, apikal ve distal bölgelerdeki kemik sınırlarının hareket etmeyecekleri varsayılmıştır. Şekil 3.5'teki düzlem y-z düzlemidir.

Analizi yapılan bölgedeki farklı biyolojik dokular ile hareket ettirici mekanizmaların elastik özellikleri Tablo 3 de özetlenmiştir. Değerler benzer çalışmalarda daha önce kullanılanlara yakındır^(45,46,53,65). Birinci premolar dişin çekim boşluğu bölgesindeki kemik yapıya ait elastik özelliklere yapılan literatür taramasında rastlanmadığı için ortalama değerler alınmıştır.

Tablo 3 deki elastik özelliklerin ve mekanikteki diğer bazı kavramların tanımları Ek : A'da verilmiştir.

3.5. Analizi Yapılan Farklı Hareket Mekanizmaları ve Bunlara Uygulanan Kuvvetler :

Bu araştırmada kanin distalizasyonunda kullanılan şu ayrı durumlar ele alınacaktır :

- 1- Braket seviyesinden uygulanan kuvvetlerle kanin distalizasyonu,
- 2- Kancalı braket ve tüplerdeki kancalardan uygulanan kuvvetlerle kanin distalizasyonu,
- 3- "Ricketts upper segmental arch" ile uygulanan kuvvetlerle kanin distalizasyonu.

Kancadan uygulanan kuvvetlerle kanin distalizasyonunda ise dört farklı kanca boyu kullanılmıştır.

Yukarda sayılan mekanizmalarda posterior dişlerde ankraji kuvvetlendirmek için 400 g. lık "Headgear" kuvvetinin ilave olarak kullanıldığı düşünülmüş, bu durumlar için de analizler tekrarlanmıştır. Şekil 3.6 da oniki durum için matematiksel modelde kuvvet uygulanan düğüm noktaları görülmektedir.

Analizi yapılan hareket mekanizmaları sonucu meydana gelen kuvvetlerin matematiksel modele aktarılması şu şekilde yapılmıştır :

1 nci Durum

Kaninin 0.016 inch kalınlığında bir ark teli üzerinde braket seviyesinden ve 150 g. kuvvet uygulayan elastik ipliklerle distalize edildiği durumdur (Şekil 3.7). Kuvvetler matematiksel modelde molar tübünün distalindeki 110, 111 ve kanin braketinin mezialindeki 604, 605 nolu düğüm noktalarından uygulanmıştır.

2 nci Durum

Kanin distalizasyonu için kullanılan mekanizma Şekil 3.8 de görülmektedir. Kuvvet miktarı yine 150 g. olup kaninin kancalardan kuvvet uygulanarak distalize edildiği bu durum ve hook boyunun değiştiği 3, 4, 5, 8, 9, 10 ve 11 nci durumların hepsinde kuvvetin matematiksel modele aktarımı Ek: B de açıklanan şekilde yapılmıştır. Şekil : B-1, Şekil : B-2, Şekil : B-3 bu açıklamalara ışık tutmaktadır. 2 nci, 3 ncü, 4 ncü, 7 nci, 8 nci, 9 ncu ve 10 ncu durumlarda molardaki kanca boyu sabit olup, kancanın molar tübünün ortasından yüksekliği 1.85 mm. dir. Kanindeki kanca boyu bu durum için 3.7 mm. dir.

3 ncü Durum

Kanindeki kanca boyu bir önceki durumun iki katı olup 7.4 mm. dir. Kuvvet miktarı yine 150 g. dır. Hareket mekanizması Şekil: 3.9 da görülmektedir.

4 ncü Durum

Kanindeki kanca boyu 11.5 mm. olup, kuvvet miktarı 150 g. dır. Analizi yapılan hareket mekanizması Şekil 3.10 da görülmektedir. Kuvvetlerin matematiksel modele aktarılmış hali ise Şekil 3.19 da görülmektedir.

5 nci Durum

Molarda ve kaninde kanca boyu eşit uzunlukta olup 9 mm. dir. Uygulanan hareket mekanizması Şekil 3.11 de görülmektedir. Uygulanan kuvvet miktarı 150 g. dır.

6 ncı Durum

Ricketts'in üst segmental arkı ile kaninin distalize edildiği düşünülerek hesaplamalar şu şekilde yapılmıştır :

Bu arkın 1 mm. aktivasyonu 30-50 g. lık bir kuvvet uygulamaktadır⁽⁷⁵⁾. Klinikte Ricketts'in verdiği ölçümler esas alınarak bükülüp kolları 90° açıl原因ırılan bu üst segmental ark molar tübü ve premolar braketine yerleştirilmiş ve kanin braketine "loop" un diğer kolunu yerleştirmek için gerekli kuvvet yaklaşık 113 g. bulunmuştur. Kanin braketine yerleştirilip premolar braketine yerleştirmek için gerekli kuvvet ölçüldüğünde ise yaklaşık 85 g. bulunmuştur. Bu sonuçlar Ricketts ve arkadaşları⁽⁷⁵⁾'nin belirttiği değerlerle uyum içindedir. Segmental arkın molar tüpünde uyguladığı kuvvet çok azaldığı için hesaplamaya katılmamıştır.

Segmental arkın kollarının dikey yönde uyguladığı kuvvetlerin premolarlarda en yoğun olarak mezioinsizal braket kulağının üst mezial köşesi ve distogingival braket kulağının da alt distal köşesinde, kaninde ise, mezio-gingival braket kulağının alt mezial, distoinsizal braket kulağının ise üst distal köşesine etkili olacağı düşünülerek matematiksel modelde bu bölgelerdeki düğüm noktaları kuvvet uygulama yerleri olarak seçilmiştir.

Kanine distal yönde uygulanan kuvvet 150 g. dır. Analizi yapılan hareket mekanizması Şekil 3.12 de, uygulanan kuvvetlerin matematiksel modelle aktarımı ise Şekil 3.20 de görülmektedir.

7 nci Durum

1 nci durumdaki mekaniğe posterior dişlerde ankrajı kuvvetlendirmek amacı ile 400 g. lık "Headgear" kuvveti ilave edilerek gerçekleştirilmiş olup hareket mekanizması Şekil 3.13 de, bu mekanizmanın uyguladığı kuvvetlerin matematiksel modele aktarımı ise Şekil 3.21 de görülmektedir.

8 nci Durum

2 nci durumdaki hareket mekanizmasına 400 gr. lık "Headgear" kuvveti ilave edilmiştir. Hareket mekanizması Şekil 3.14 de görüldüğü şekildedir.

9 ncu Durum

3 ncü durumdaki hareket mekanizmasına 400 g. lık "Headgear" kuvveti ilave edilmiştir. Hareket mekanizması Şekil 3.15 de görülmektedir.

10 ncu Durum

4 ncü durumdaki hareket mekanizmasına 400 g. lık "Headgear" kuvveti ilave edilmiştir. Hareket mekanizması Şekil 3.16 da görüldüğü gibidir.

11 nci Durum

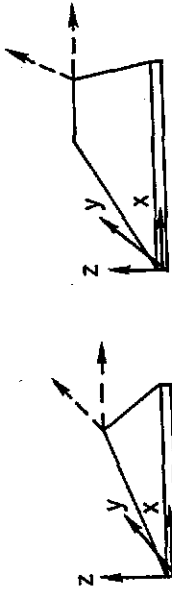
5 nci duruma 400 g. lık "Headgear" kuvveti ilave edilerek gerçekleştirilmiştir. Mekanik Şekil 3.17 de görülmektedir.

12 nci Durum

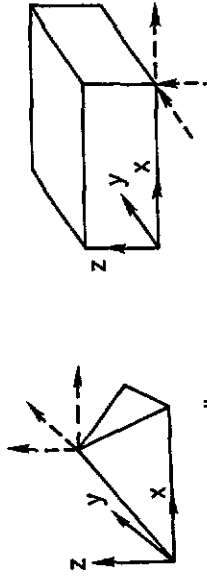
6 ncı duruma 400 g. lık "Headgear" kuvveti ilave edilerek gerçekleştirilmiş olup, mekanik Şekil 3.18 de görülmektedir.



(a) Çerçeve elemanı



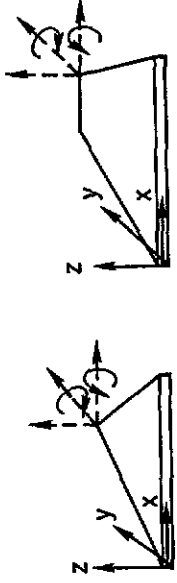
(b) Düzlem gerilme



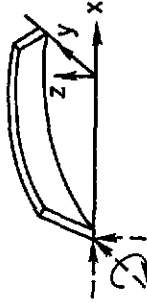
(c) Üç boyutlu eleman



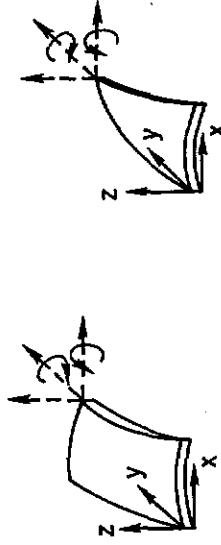
(d) Aksisimetrik üç boyutlu eleman



(e) Plak eğilme

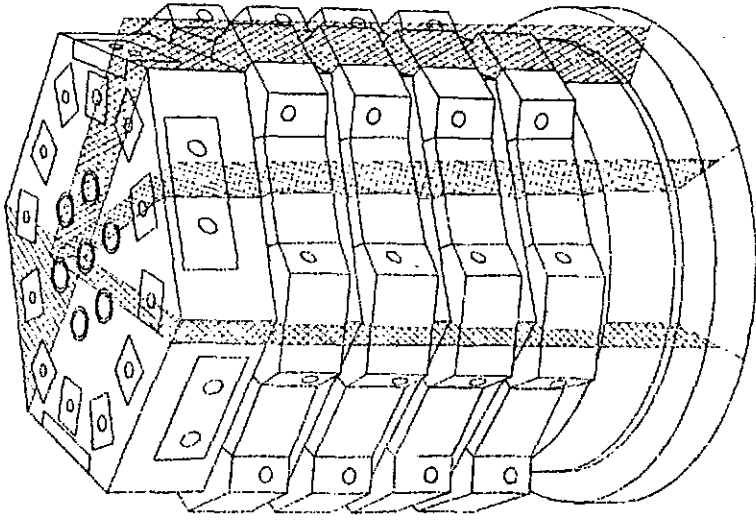


(f) Aksisimetrik ince kabuk

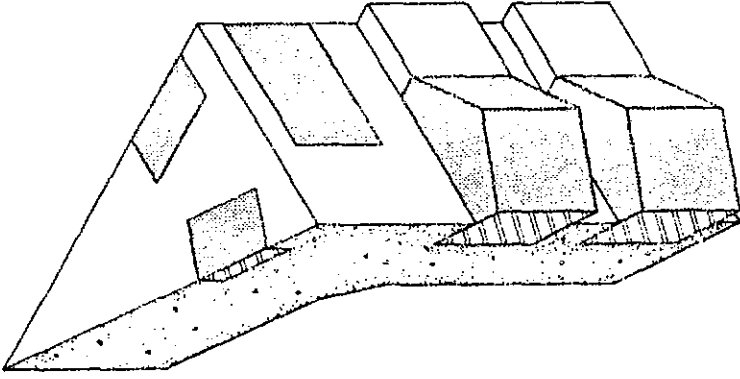


(g) Eğrilikli ince kabuk

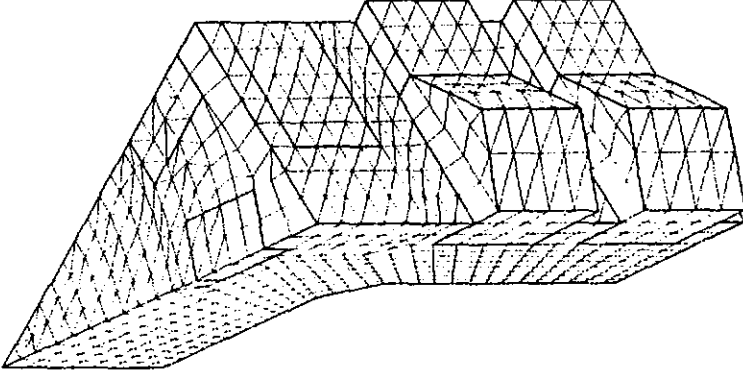
ŞEKİL 3.1 : MEKANİK BİLİMİNDE KULLANILAN BASİT ELEMAN TÜRLERİNDEN ÖRNEKLER(69).



A) GERÇEK YAPI

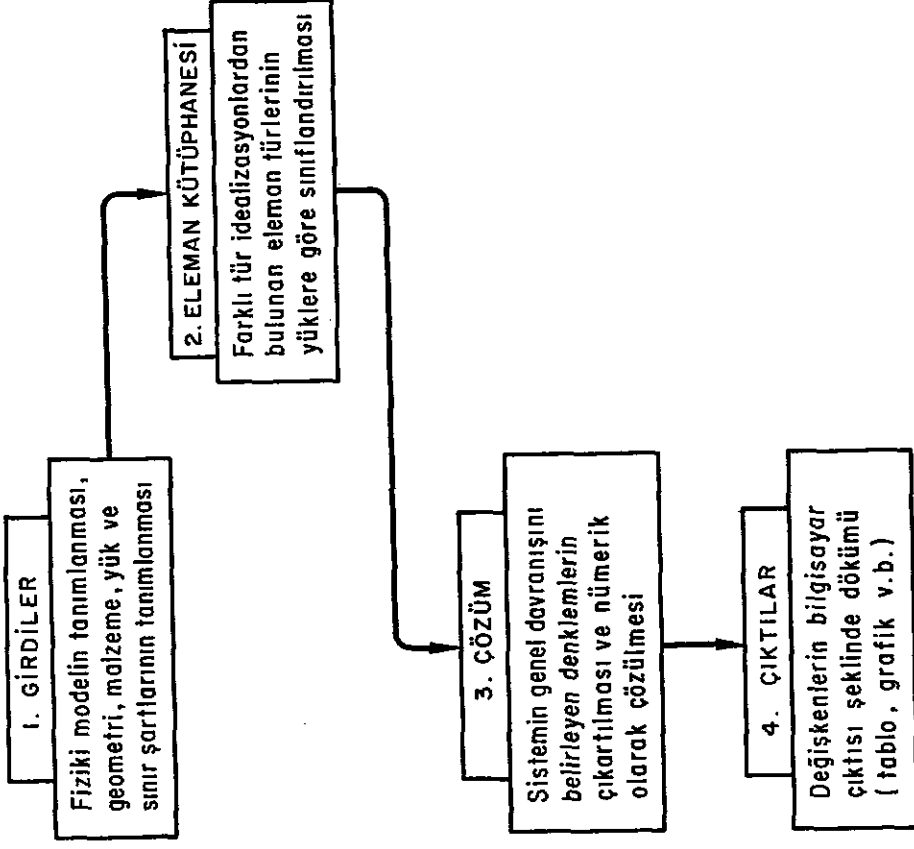


B) YAPININ SEKİZDE BİRİ



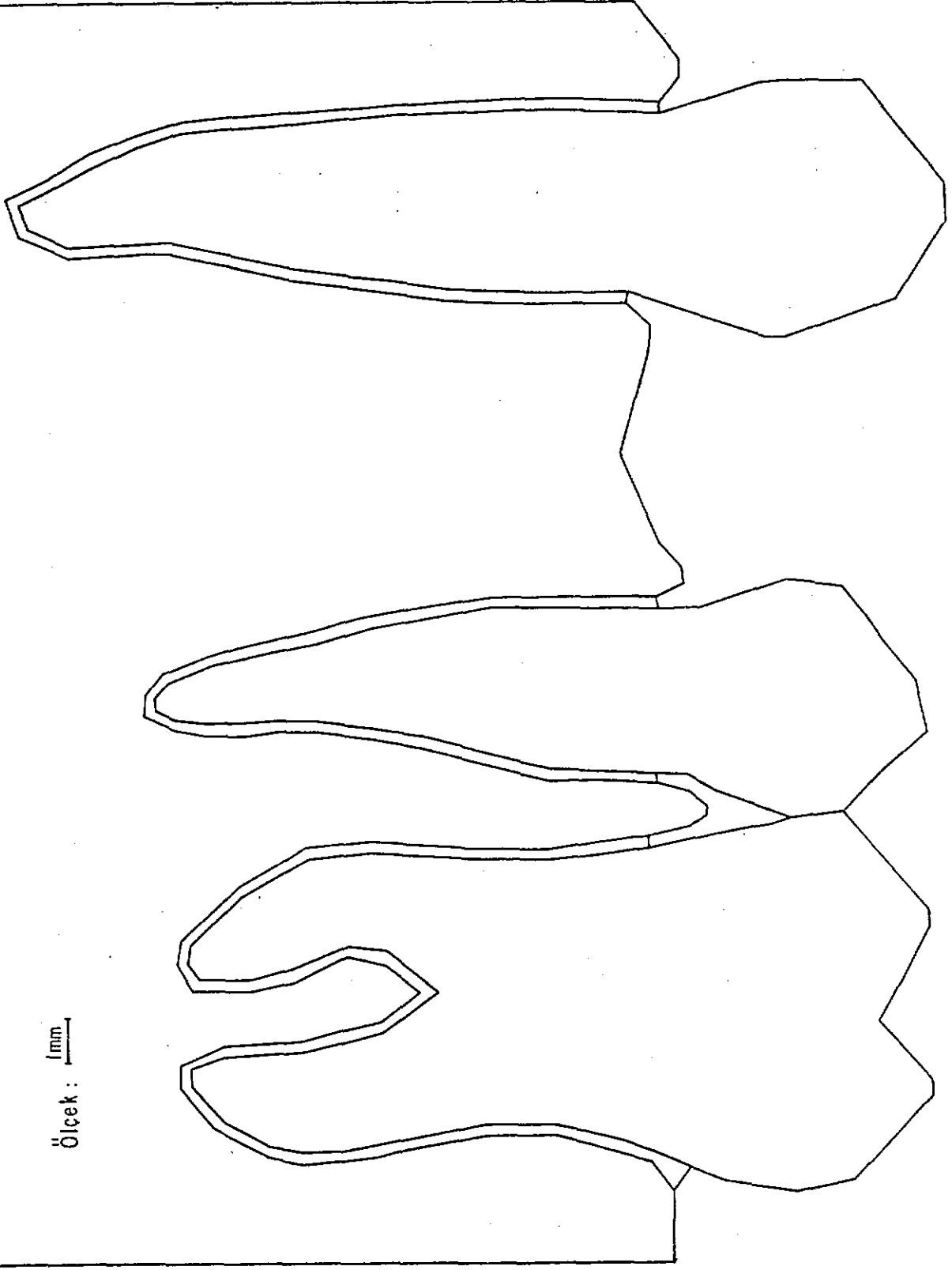
C) İDEALİZASYON

ŞEKİL 3.2 : SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE ANALİZİ YAPILAN BETONARME BASINÇ TANKI (69).

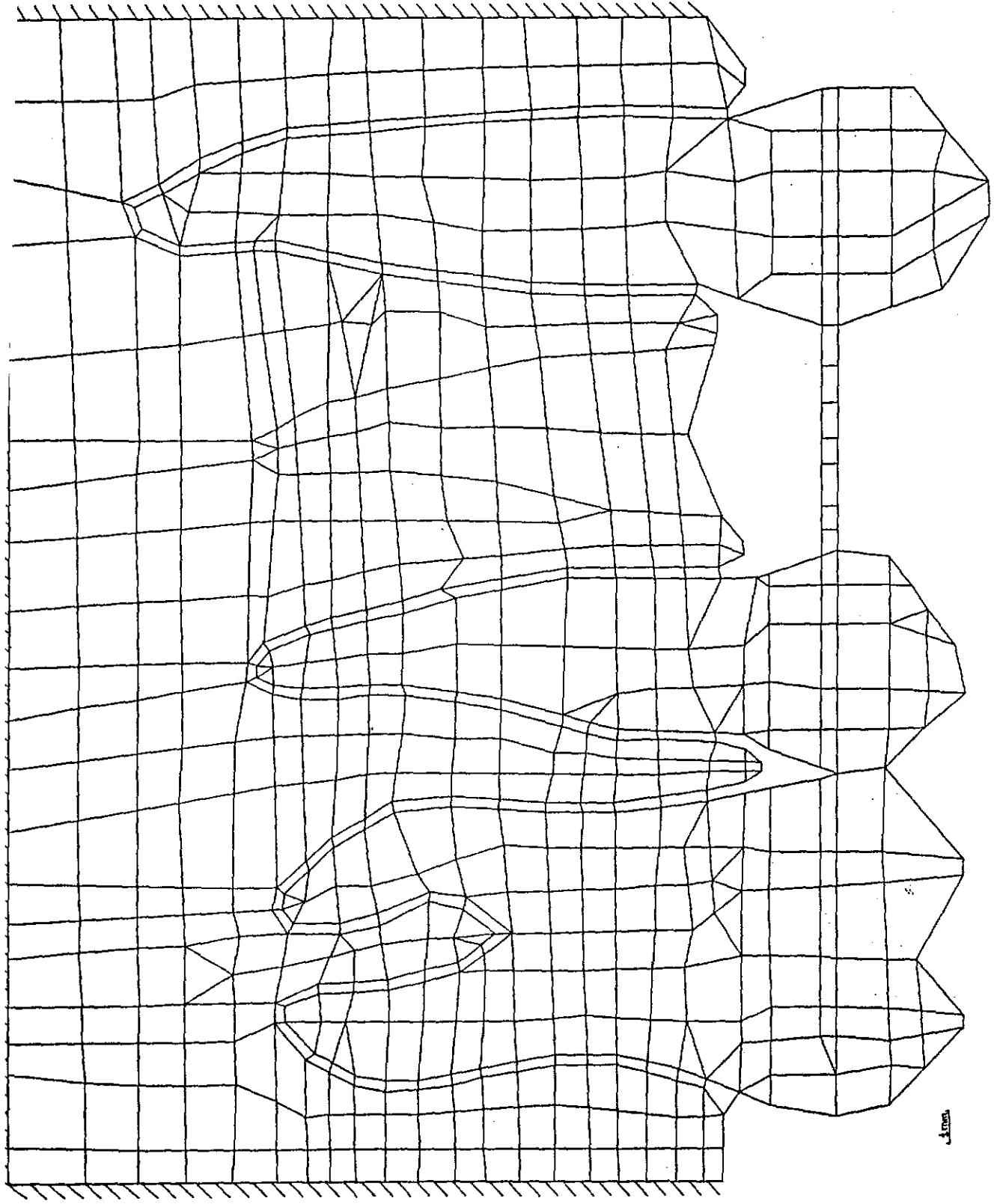


ŞEKİL 3.3 : GENEL AMAÇLI BİLGİSAYAR KODLARI (69).

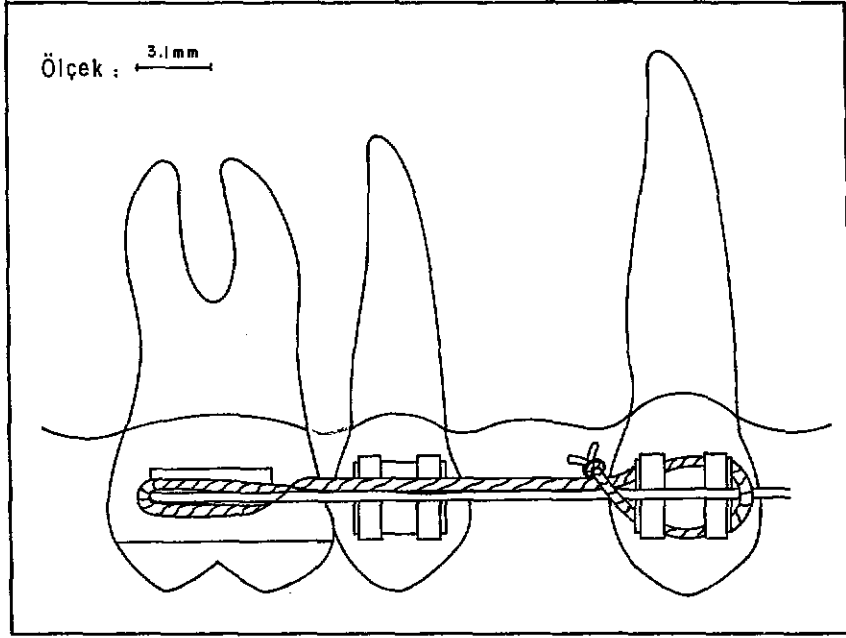
Ölçek : 1mm



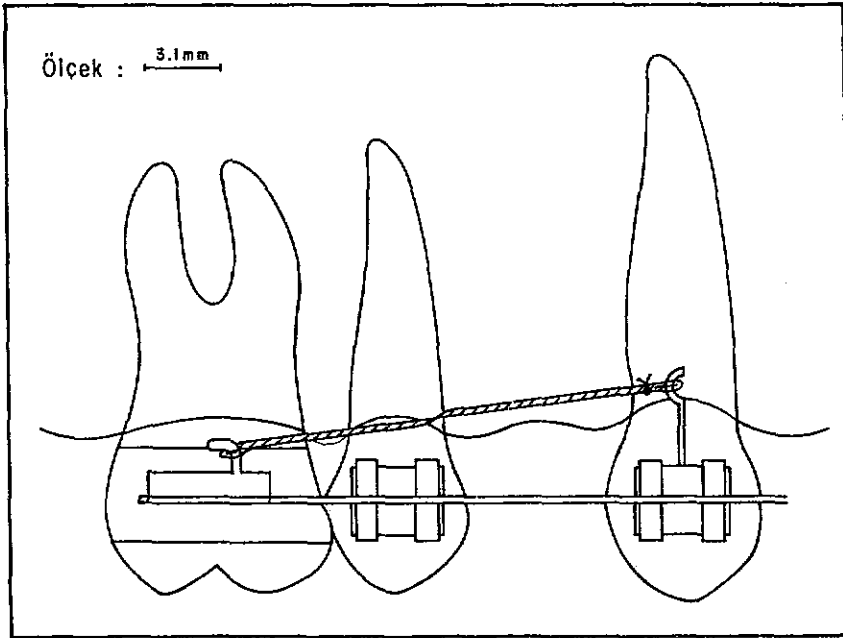
SEKİL 3.4 : ANALİZİ YAPILAN BÖLGENİN MATEMATİKSEL MODELİ.



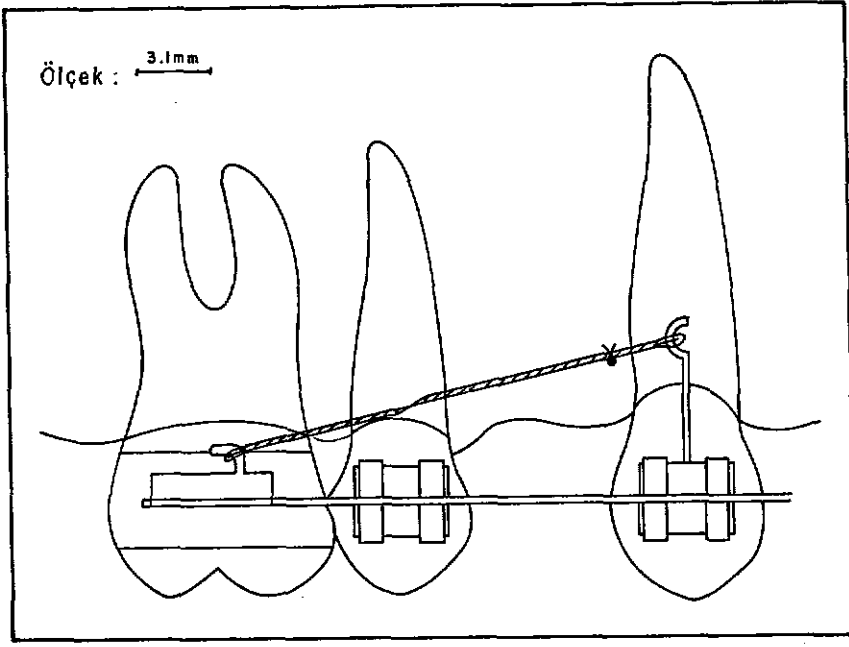
ŞEKİL 3.5 : MATEMATİKSEL MODELİN ELAMANLARA AYRILMASI İLE ELDE EDİLEN AĞ YAPISI.



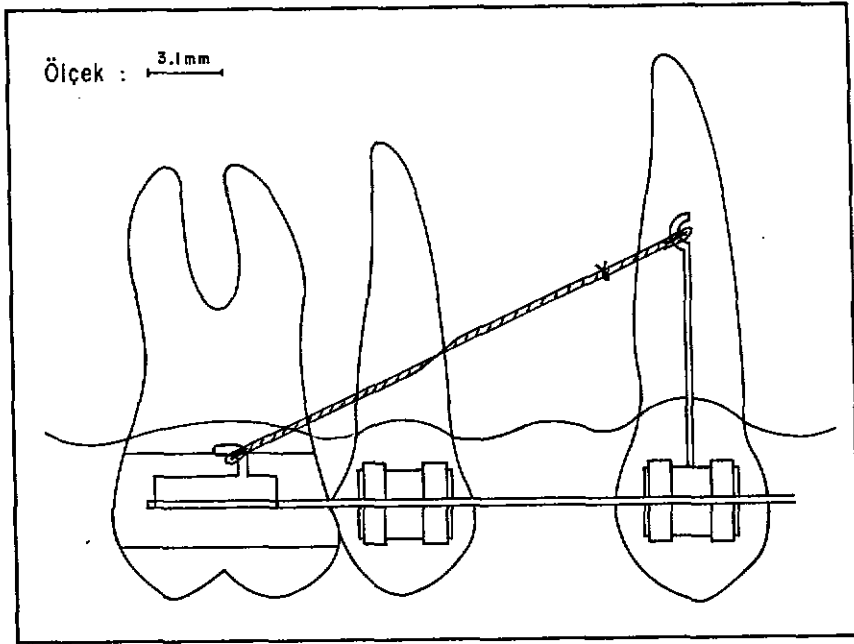
ŞEKİL 3.7 : ANALİZİ YAPILAN I NCI DURUM.



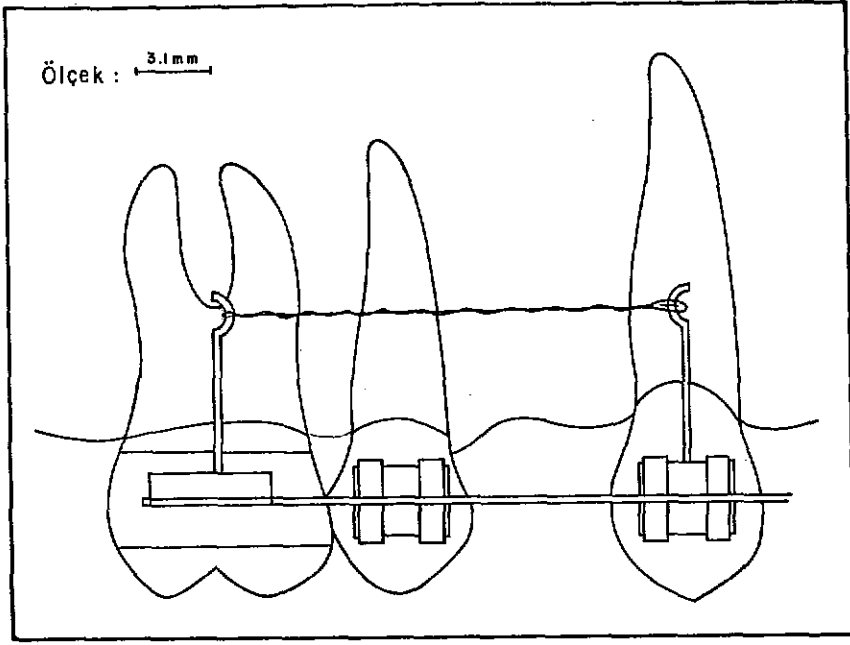
ŞEKİL 3.8 : ANALİZİ YAPILAN 2 NCI DURUM.



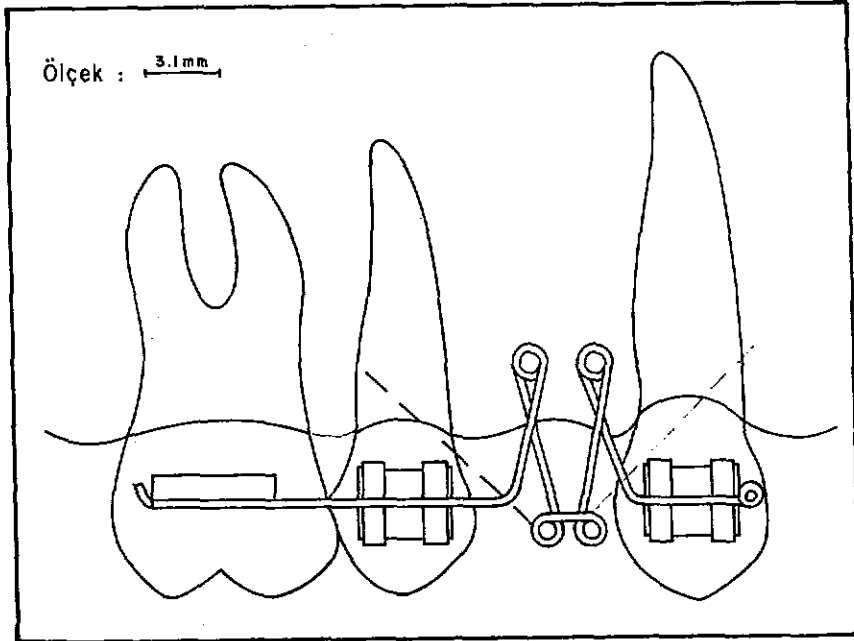
ŞEKİL 3.9 : ANALİZİ YAPILAN 3 NCÜ DURUM.



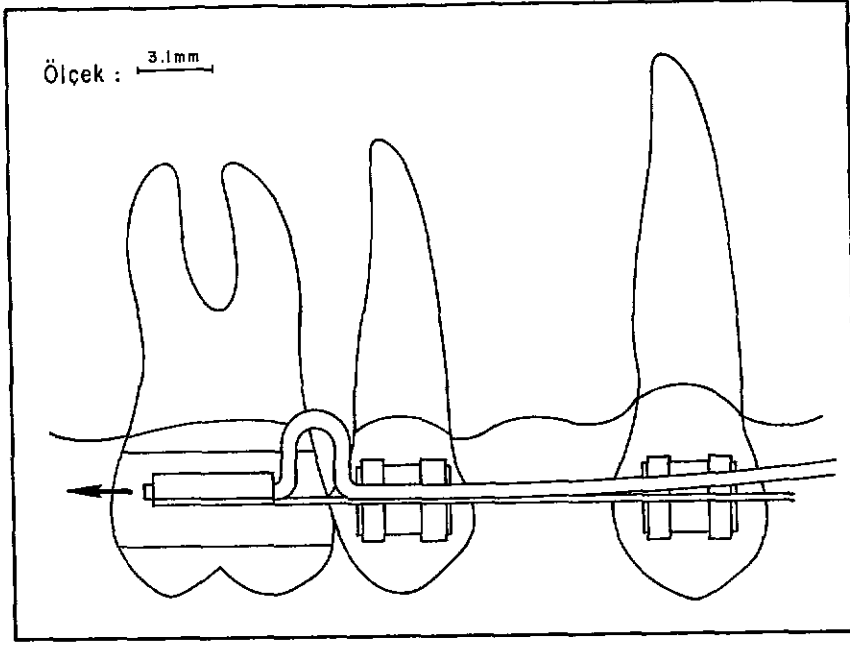
ŞEKİL 3.10 : ANALİZİ YAPILAN 4 NCÜ DURUM.



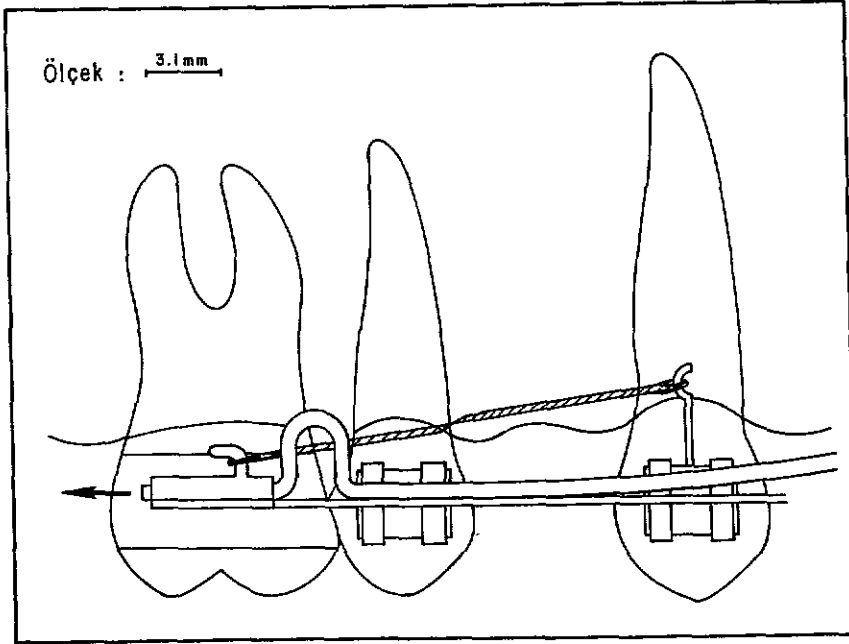
SEKİL 3.II : ANALİZİ YAPILAN 5 NCI DURUM.



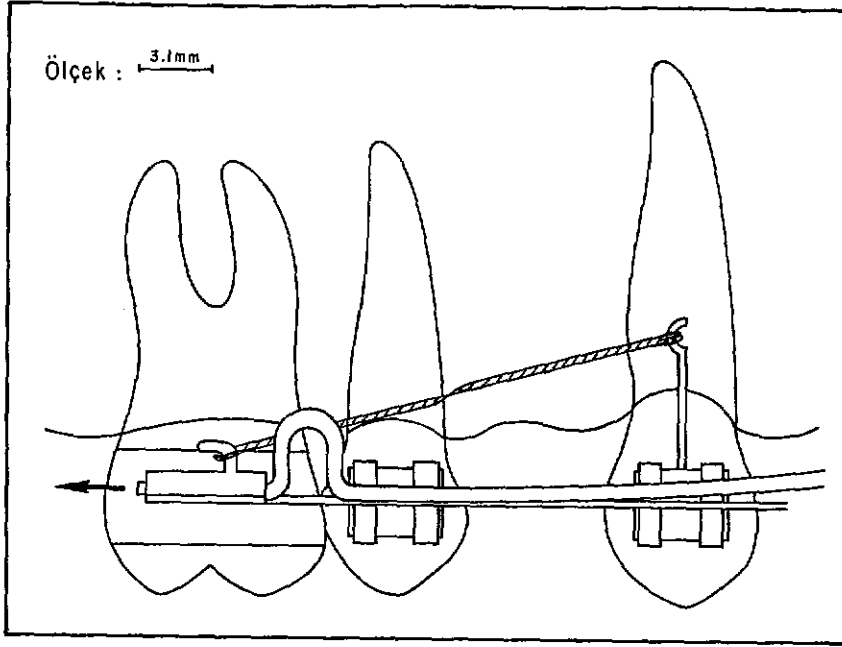
SEKİL 3.I2 : ANALİZİ YAPILAN 6 NCI DURUM.



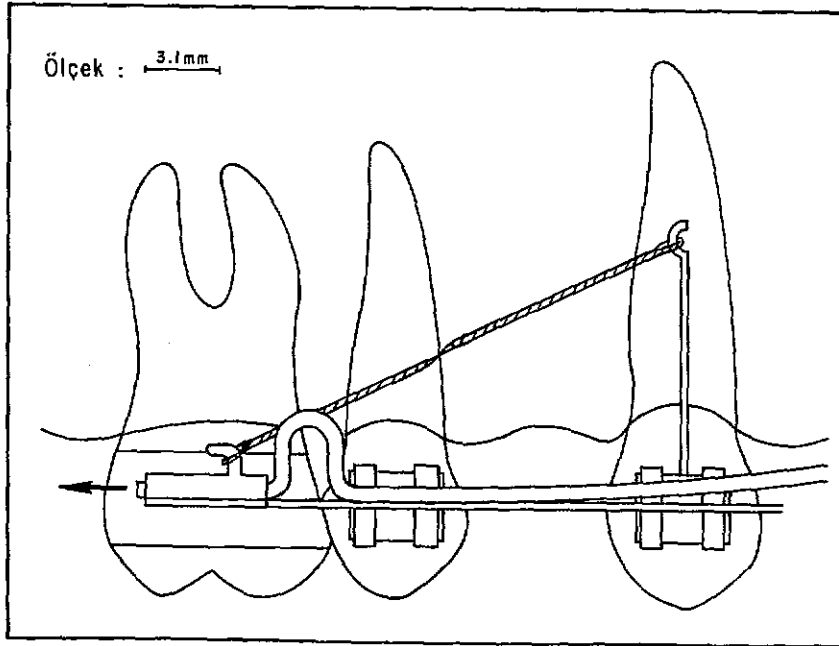
ŞEKİL 3.13 : ANALİZİ YAPILAN 7 NCI DURUM.



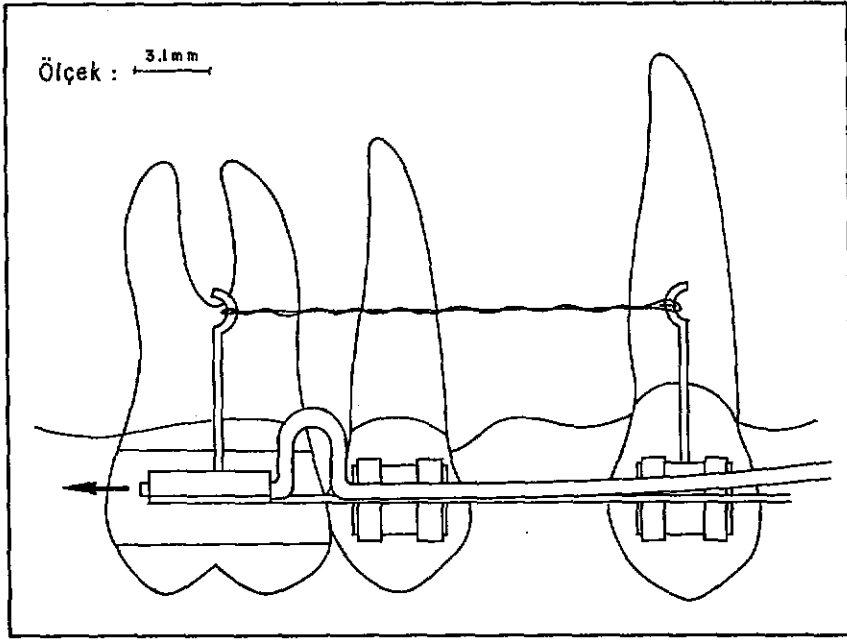
ŞEKİL 3.14 : ANALİZİ YAPILAN 8 NCI DURUM.



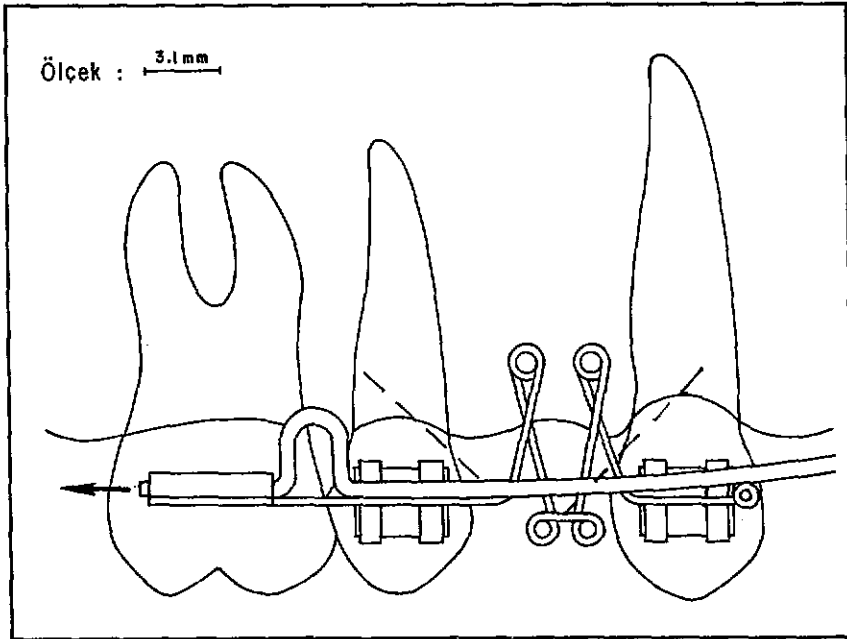
ŞEKİL 3.15 : ANALİZİ YAPILAN 9 NCU DURUM.



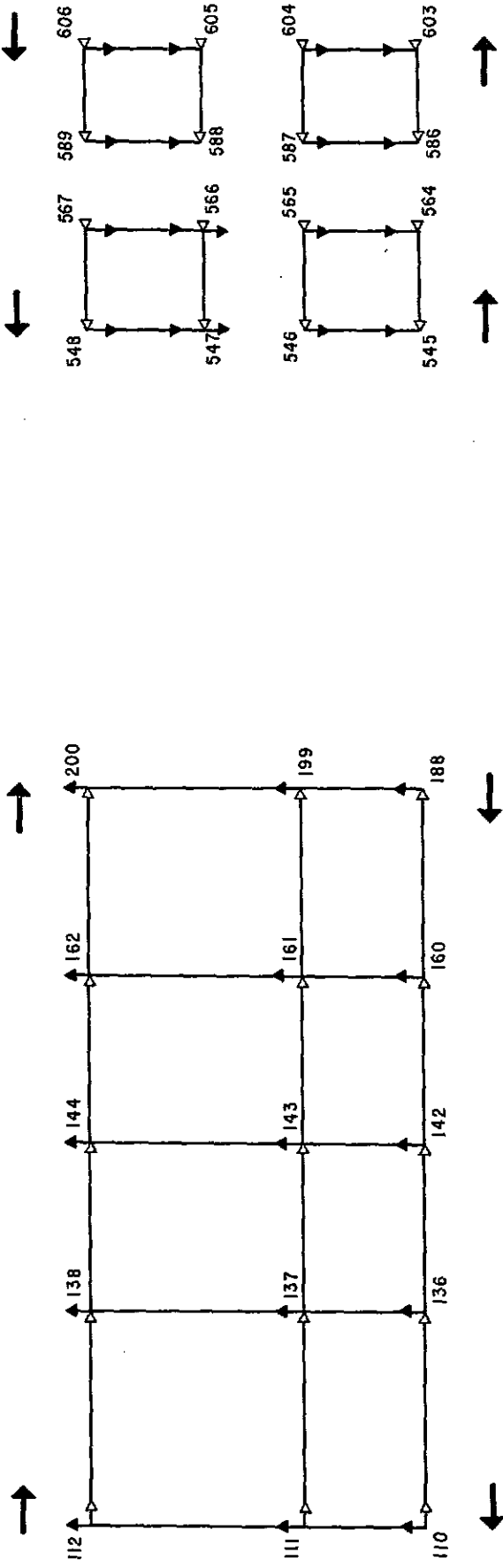
ŞEKİL 3.16 : ANALİZİ YAPILAN 10 NCU DURUM.



SEKİL 3.17 : ANALİZİ YAPILAN II NCİ DURUM.

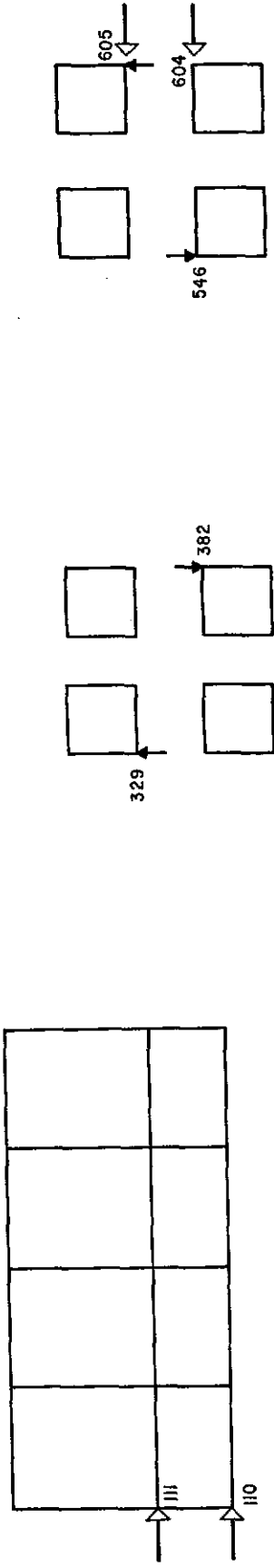


SEKİL 3.18 : ANALİZİ YAPILAN I2 NCİ DURUM.



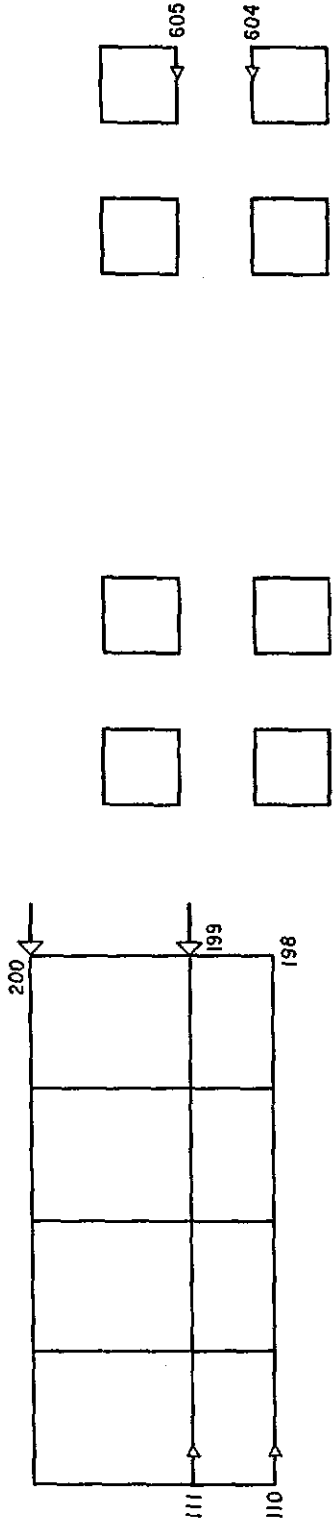
Düğüm Noktası	Y (kg)	Z (kg)	Düğüm Noktası	Y (kg)	Z (kg)	Düğüm Noktası	Y (kg)	Z (kg)
110	-.0513	.005	545	-.238	-.0047	603	.238	-.0047
111	.0087	.005	546	-.008	-.0047	604	-.008	-.0047
112	.0687	.005	547	-.008	-.0047	605	-.008	-.0047
136	.0087	.005	548	-.254	-.0047	606	-.254	-.0047
137	.0087	.005	564	-.008	-.0047			
138	.0087	.005	565	-.008	-.0047			
142	.0087	.005	566	-.008	-.0047			
143	.0087	.005	567	-.008	-.0047			
144	.0087	.005	586	-.008	-.0047			
160	.0087	.005	587	-.008	-.0047			
161	.0087	.005	588	-.008	-.0047			
162	.0087	.005	589	-.008	-.0047			

ŞEKİL 3.19 : 4 NCÜ DURUMDA MATEMATİKSEL MODELE KUVVETLERİN AKTARILIŞI.



Düğüm Noktası	y (kg)	z (kg)
110	.075	
111	.075	
329		.0425
382		-.0425
546		-.0567
604	-.075	
605	-.075	.0567

ŞEKİL 3.20 : 6 NCI DURUMDA MATEMATİKSEL MODELE KUVVETLERİN AKTARILIŞI.



Düğüm Noktası	y (kg)	z (kg)
110	.075	
111	.075	
199	-.200	
200	-.200	
604	-.075	
605	-.075	

ŞEKİL 3.2I : 7 NCI DURUMDA MATEMATİKSEL MODELE KUVVETLERİN AKTARILIŞI.

MATERYEL	YOUNG MODULU	POISSON ORANI	KAYMA MODULU
ALVEOL KEMİĞİ	.1970 E + 04	.34	.735 E + 03
PERİODONSİYUM	.35 E + 00	.45	.120 E + 00
DİŞ	.500 E + 04	.31	.190 E + 04
ÇEKİM BÖLGESİNDEKİ ALVEOL KEMİĞİ	.35 E + 02	.45	.120 E + 02
KANIN - P.M. ARASI BAĞLANTI	.100 E + 00	.30	.400 E + 01

TABLO 3 : ANALİZİ YAPILAN BÖLGEDEKİ FARKLI YAPILARIN ELASTİK
ÖZELLİKLERİ.

BÖLÜM 4

B U L G U L A R

Burada 3 ncü bölümde tanımlanan ve SAP IV programı ile analizi yapılan 12 hareket mekanizması için elde edilen yer değiştirmelere ve gerilmelere ait bulgular verilecektir. Bölümün amacı yalnızca sonuçları sergilemektir. Tartışma ve açıklamalar bir sonraki bölümde yer almaktadır.

4.1. Yer Değiştirmelere Ait Bulgular

Dişleri ve alveol kemiğini matematiksel modelde temsil eden bütün düğüm noktalarına kuvvetlerin etki ettirilmesinden sonra y ve z eksenine göre yer değiştirme miktarları bilgisayarda yapılan hesaplamalar sonucunda mm. cinsinden bulunmuştur. Dişlerin ve alveol kemiğinin aldığı yeni konumu ve dişlerdeki hareket tipini daha anlaşılır biçimde gösterebilmek için elde edilen bu değerler 2000 defa büyütülerek yer değiştirmelere ait şekiller üzerinde çizilmiştir.

Analizi yapılan durumlarda dişlerin hareket mekanizması uygulanmadan önceki konumları ile uygulandıktan sonraki konumları iki ayrı çizim olarak hazırlanıp üst üste çakıştırılmıştır. şekil 4.1-4.12 sıra ile analizi yapılan 12 duruma ait yer değiştirmeleri göstermektedir.

Aslında matematiksel modeldeki 3 ncü bölümde belirtilen hareket etmeyeceği varsayılan düğüm noktaları dışındaki bütün düğüm noktalarında yer değiştirmeler meydana gelmiştir. Ancak sonuçları karmaşık hale sokmamak amacıyla sadece dişlere ve dişlere en yakın alveol kemiğine ait yer değiştirmeler gösterilmiştir.

Yer değiştirmeleri daha ayrıntılı inceleyebilmek amacıyla her durum için dişin ilk konumu ile yeni aldığı konum arası açı radyan cinsinden bulunmuştur.

Her dişin apikalinde ve insizalinde iki rehber nokta alınarak dişlerin yer değiştirmelerine ait açılar Ek: C de belirtildiği şekilde bulunmuştur. şekil 4.13 premolar, molar ve kaninde rehber alınan düğüm noktalarını göstermektedir. Her dişin ele alınan 12 durumda başlangıçtaki konumu ile hareket mekanizması uygulandıktan sonraki konumu arasında meydana gelen açılar Radyan cinsinden Tablo 4 de verilmiştir. Kronadaki distale yer değiştirmeler eksi, meziale yer değiştirmeler ise artı işaretlidir. Bu tabloda ayrıca her dişin dönme merkezinin dişin insizalindeki rehber noktaya uzaklığının dişin tüm boyuna oranı verilmiştir. Dönme merkezi dişlerin apikal ve insizalinde rehber alınan düğüm noktalarından geçen düzlemlerin ilk konumları ile yeni konumlarının çakıştıkları noktadır (Ek C). Eğer dönme merkezi dişin uzun ekseninin dışında daha insizalinde ise oran eksi işaretle gösterilmiştir.

4.2. Gerilmelere Ait Bulgular

Uygulanan hareket mekanizmaları sonucunda matematiksel modeldeki tüm elemanlara ait gerilmeler (kg/mm^2) cinsinden elde edilmiştir. Bu gerilmeler her elemanın ortasındaki maksimum gerilmeler olup, S_{max} cebirsel olarak büyük, " S_{min} " ise cebirsel olarak küçük olan asal gerilmedir. Asal gerilmeler eleman düzeyindeki y.z koordinatlarına göre belirli bir açı yaptıkları için bunların değerlendirilmesi ancak bu açı verildiği takdirde tam olarak yapılabilir. Bilgisayar çıktıısında asal gerilmelerin yönü de bulunmasına rağmen şekillerde bu değişken gösterilmemiştir.

Gerilmelere ait bulgular periodonsiyumu, kökleri çevreleyen en yakın

alveol kemiğini ve dişlerin köklerinin mezial ve distalini matematiksel modelde temsil eden elemanlar seçilerek bu bölgelerdeki S_{max} ve S_{min} değerlerine ait grafikler halinde gösterilmiştir. Şekil 4.14 seçilen bu bölgelere ait eleman numaralarını göstermektedir. Ortodontik kuvvetler daha çok gram ile ifade edildiğinden bilgisayardan elde edilen gerilmeler g/mm^2 ye çevrilmiştir.

Kaninin periodonsiyumuna ait gerilmeler 12 durum için sıra ile Şekil 4.15-4.20 de, premoların periodonsiyumuna ait gerilmeler Şekil 4.21-4.26 da, moların periodonsiyumuna ait gerilmeler ise Şekil 4.27-4.38 de gösterilmiştir.

Kaninin kökündeki gerilmeler Şekil 4.39-4.44 de, premoların kökündeki gerilmeler Şekil 4.45-4.56 da moların köklerindeki gerilmeler ise 4.57-4.68 de verilmiştir.

Dişleri çevreleyen en yakın alveol kemiğindeki gerilmeler kanin için Şekil 4.69-4.80 de premolar için 4.81-4.92 de, molar için ise Şekil 4.93-4.104 de görülmektedir.

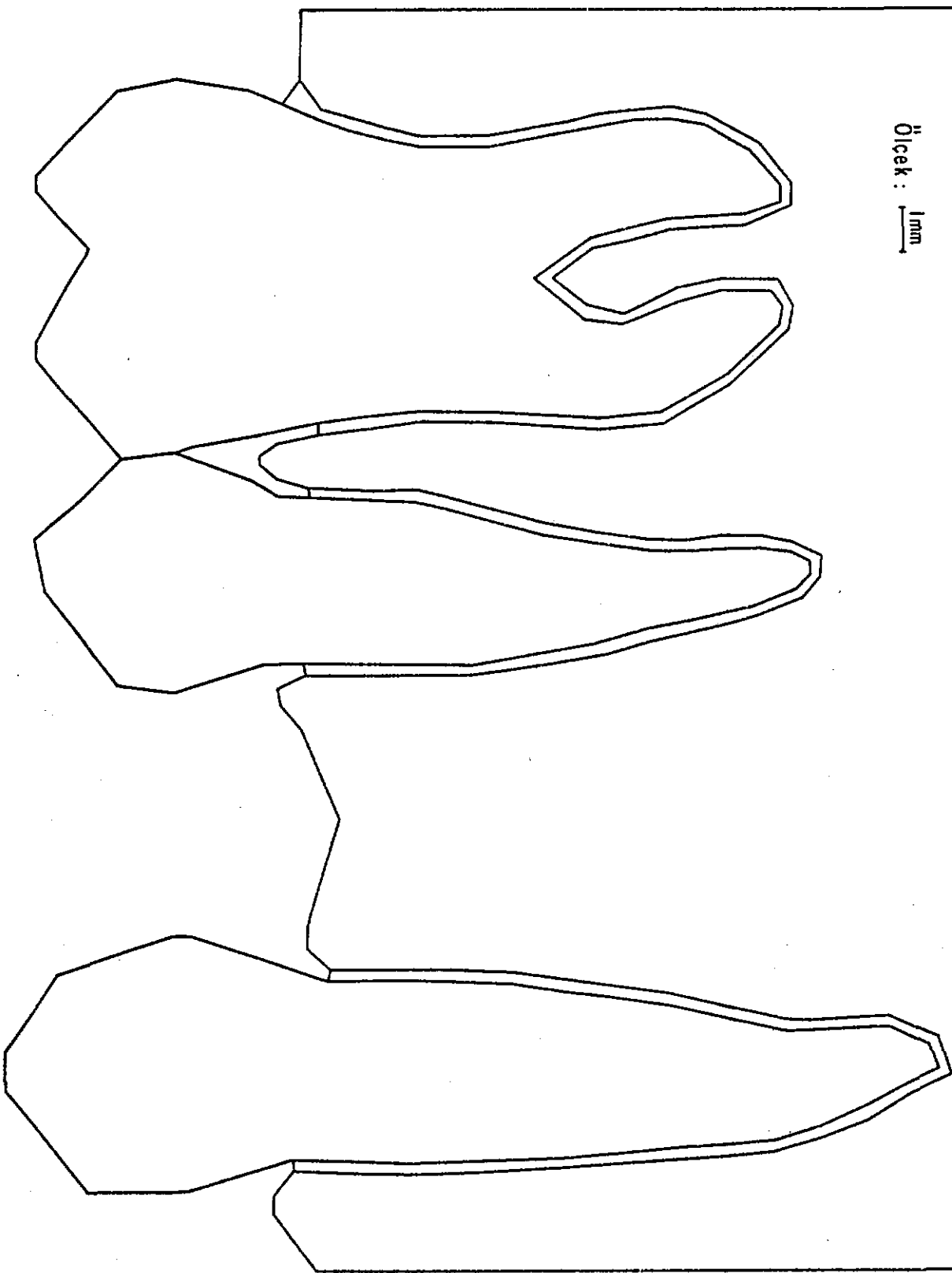
Tüm bu grafiklerdeki eksi değerler sıkışma (basınç), artı değerler ise çekme gerilmelerini belirlemektedir.

Ele alınan 12 durum için hesaplanan S_{max} ve S_{min} gerilmelerini ayrıntılı olarak gösteren bu grafiklerden hareketle tüm matematiksel modelde gerilmelerin dağılımı hakkında genel bilgi için sırasıyla Şekil 4.105 - 4.116 da farklı taramalar yardımıyla elde edilen gerilmeler gösterilmiştir. Ancak bu taramalarda gerilme grafiklerinden farklı olarak aynı elemandaki S_{max} ve S_{min} arasından mutlak değeri büyük olanı seçilmiş ve taramalar o şekilde gerçekleştirilmiştir.

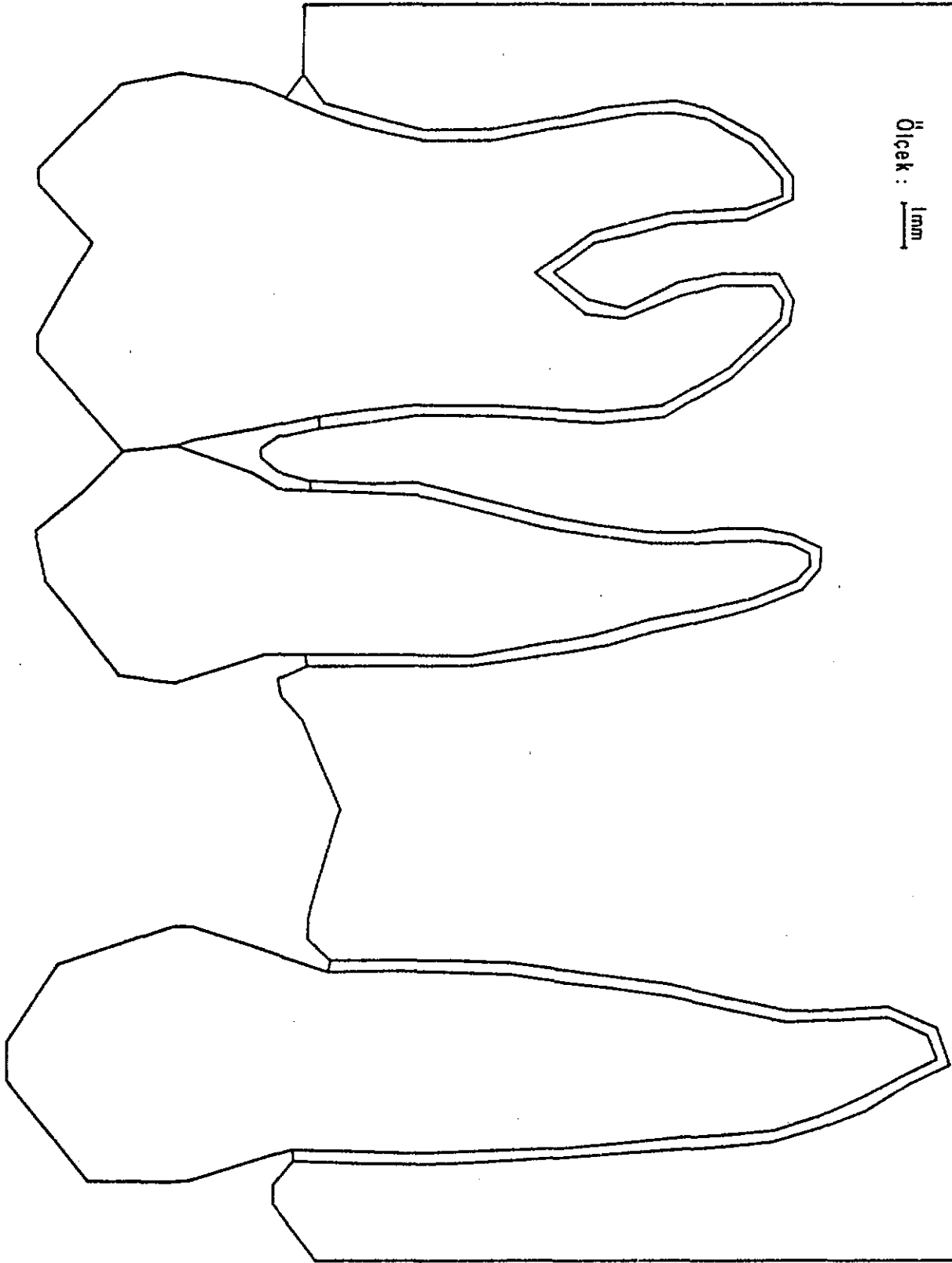
Dişlerin kron kısmındaki gerilmeler değerlendirilirken bu bölgede

hareket mekanizmalarının uyguladığı kuvvetlerin Ek: B de belirtilen hesaplamalara göre braket seviyesine aktarıldığı akılda tutulmalıdır. Bu kuvvet aktarımı özellikle kancadan kuvvet uygulandığı düşünülen 2 nci, 3 ncü, 4 ncü, 5 nci ve bunların "Headgear" li hali olan 7 nci, 8 nci, 9 ncu ve 10 ncu durumlar için söz konusudur.

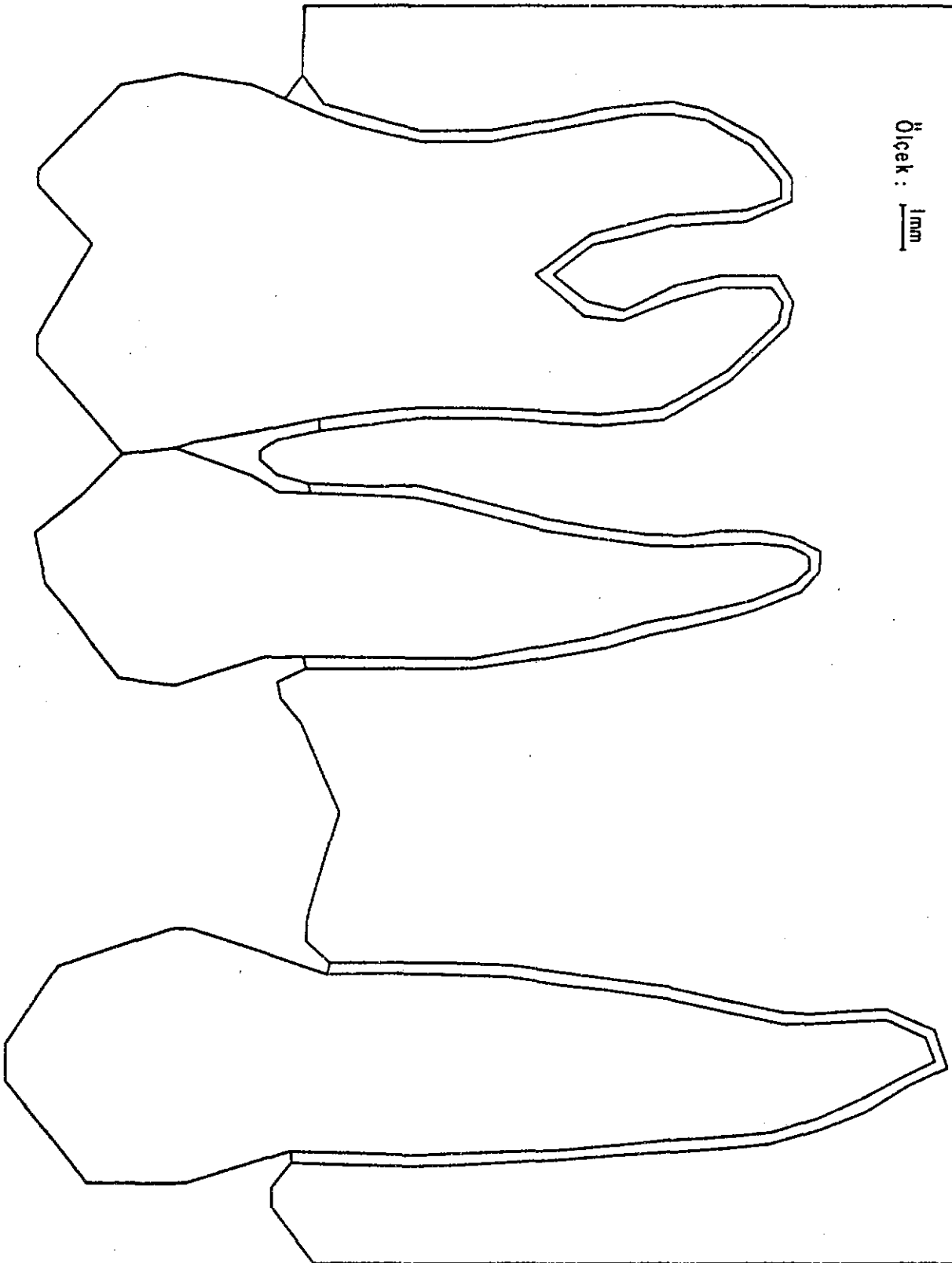
Kök, periodonsiyum ve köklere en yakın alveol kemiği gibi seçilmiş bölgelerdeki gerilmelerin ayrıntılı olarak incelenmesine karşılık kromdaki gerilmeler genel bilgi için taramalarla gösterilmiştir.



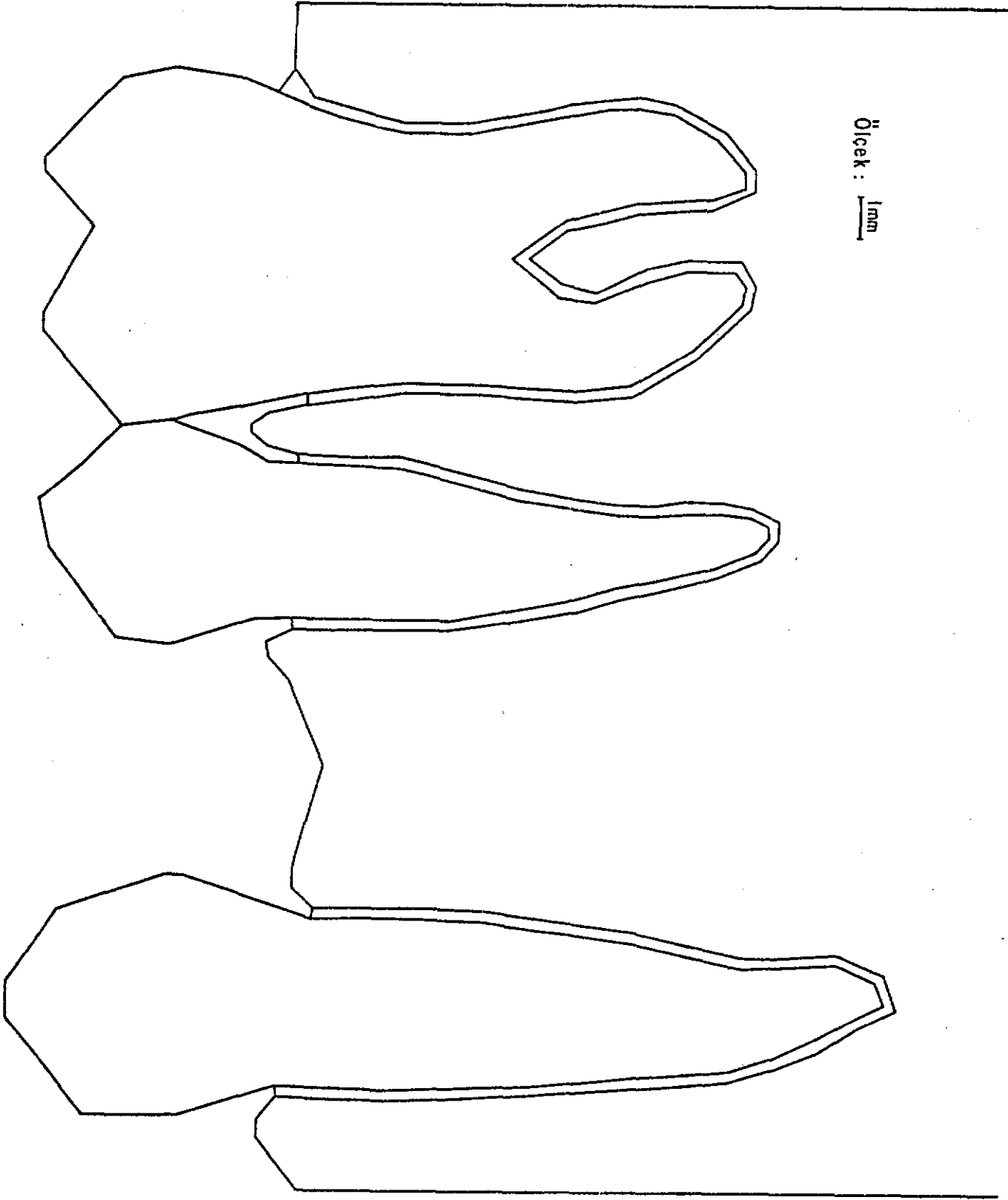
Ölçek : 1mm



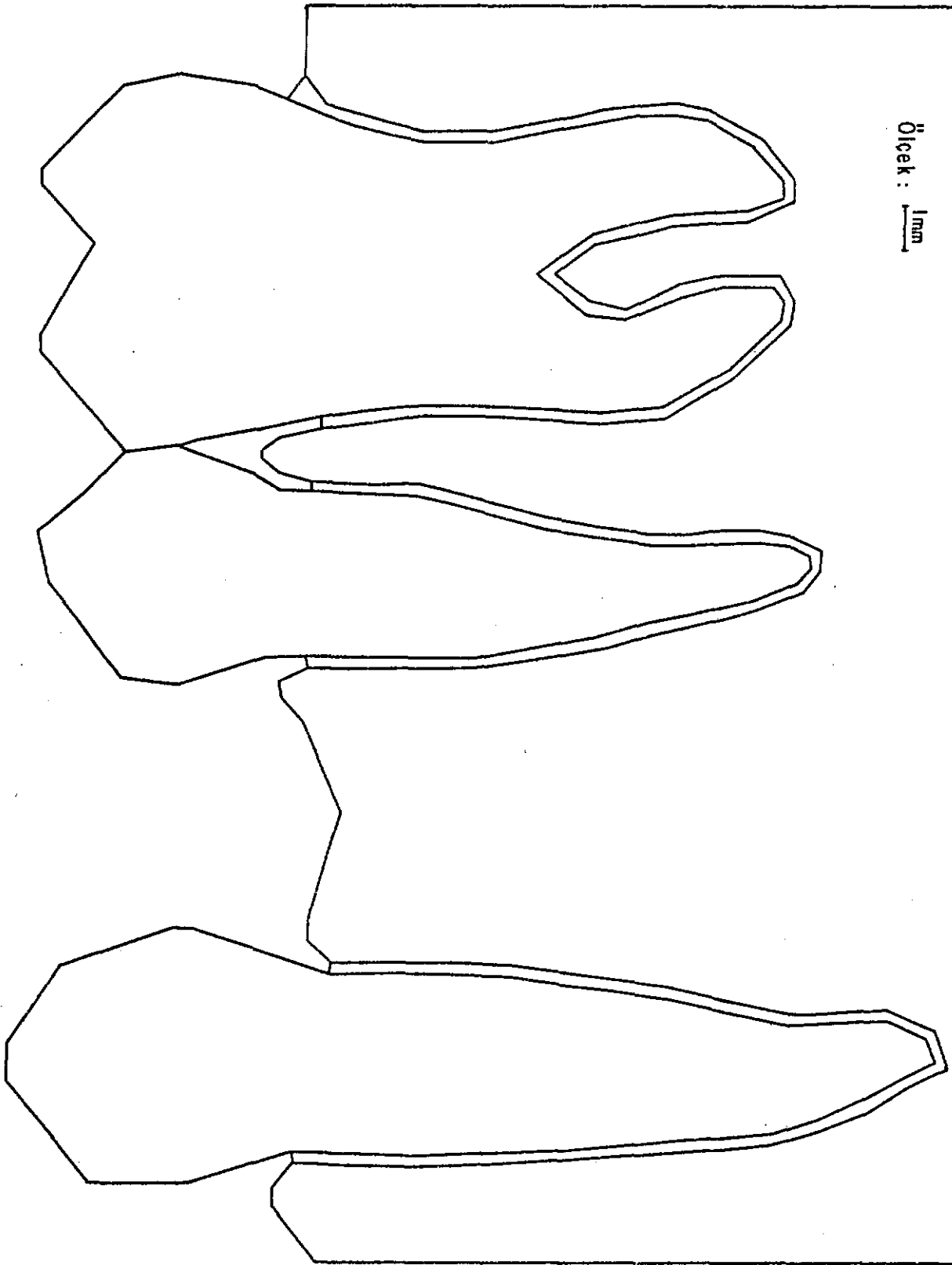
Ölçek : 1mm

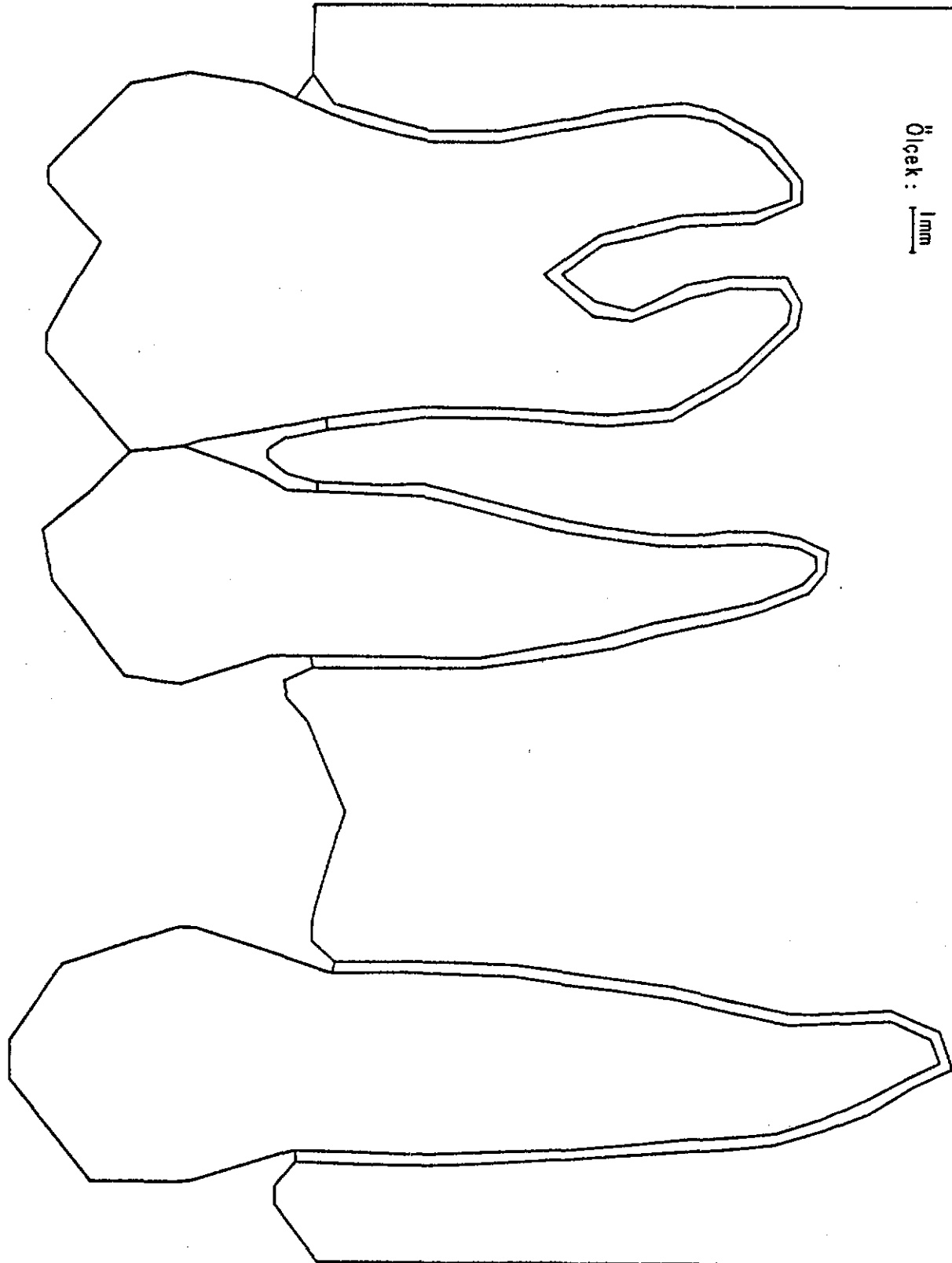


Ölçek : 1mm

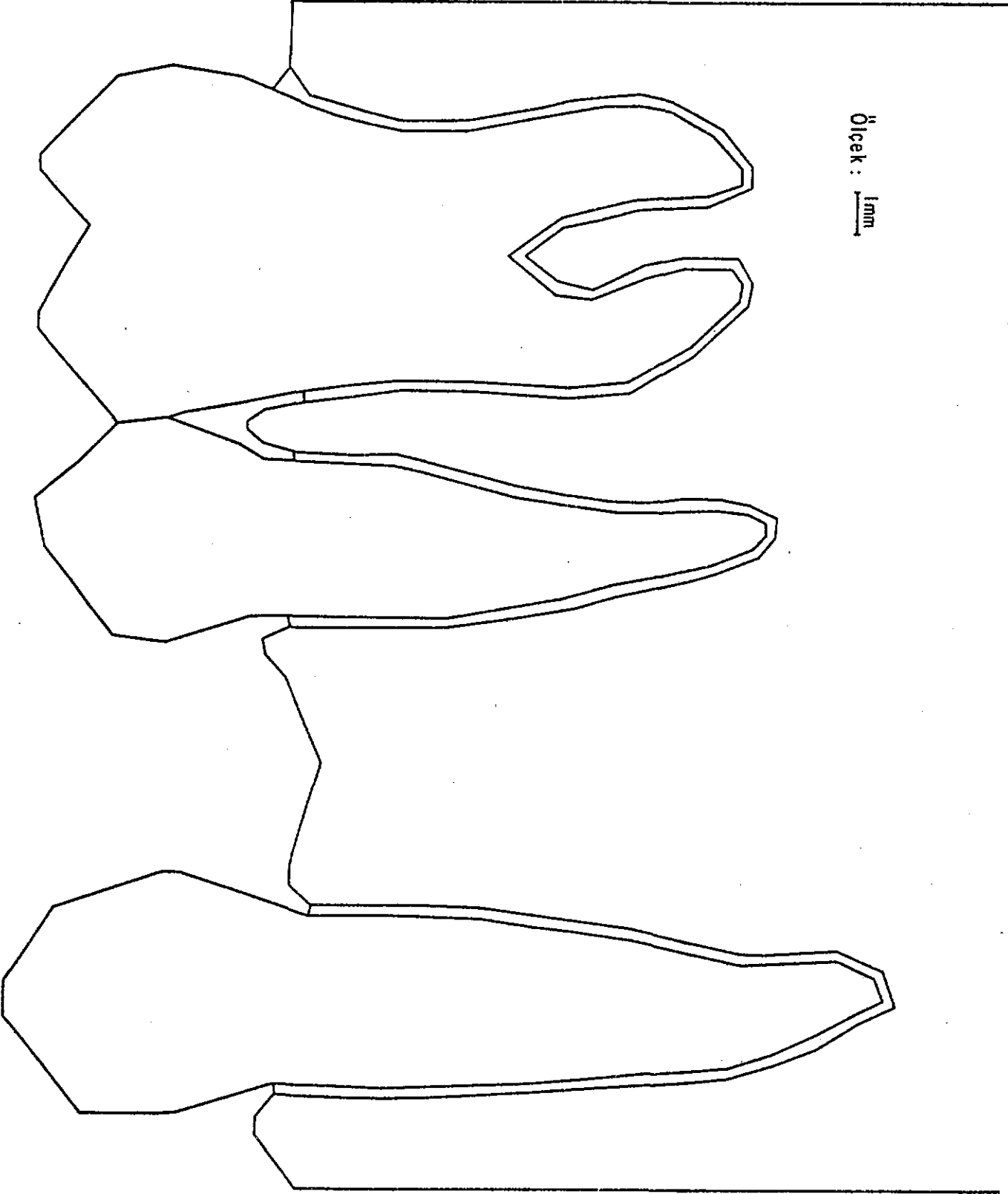


Ölçek : 1mm

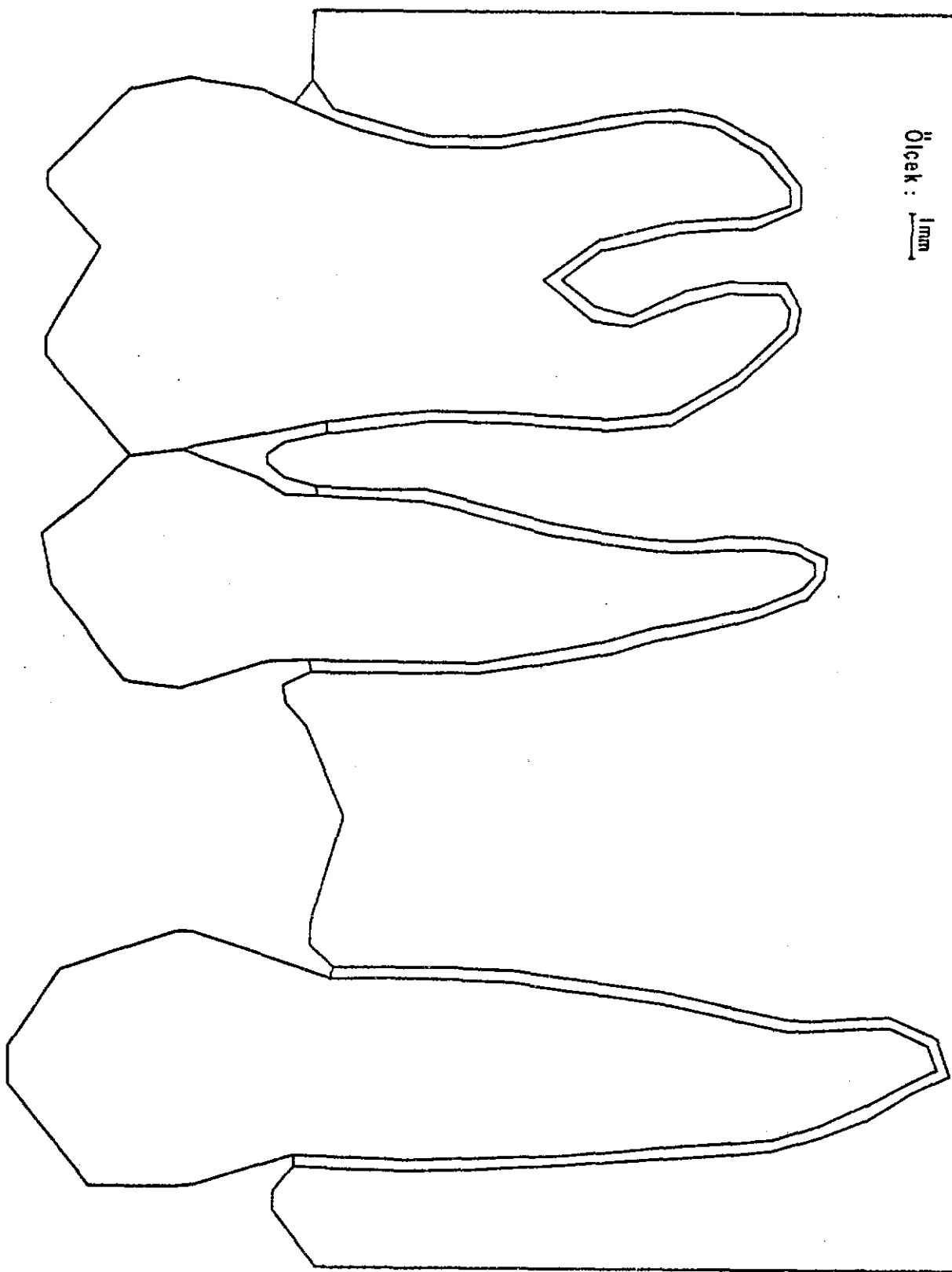




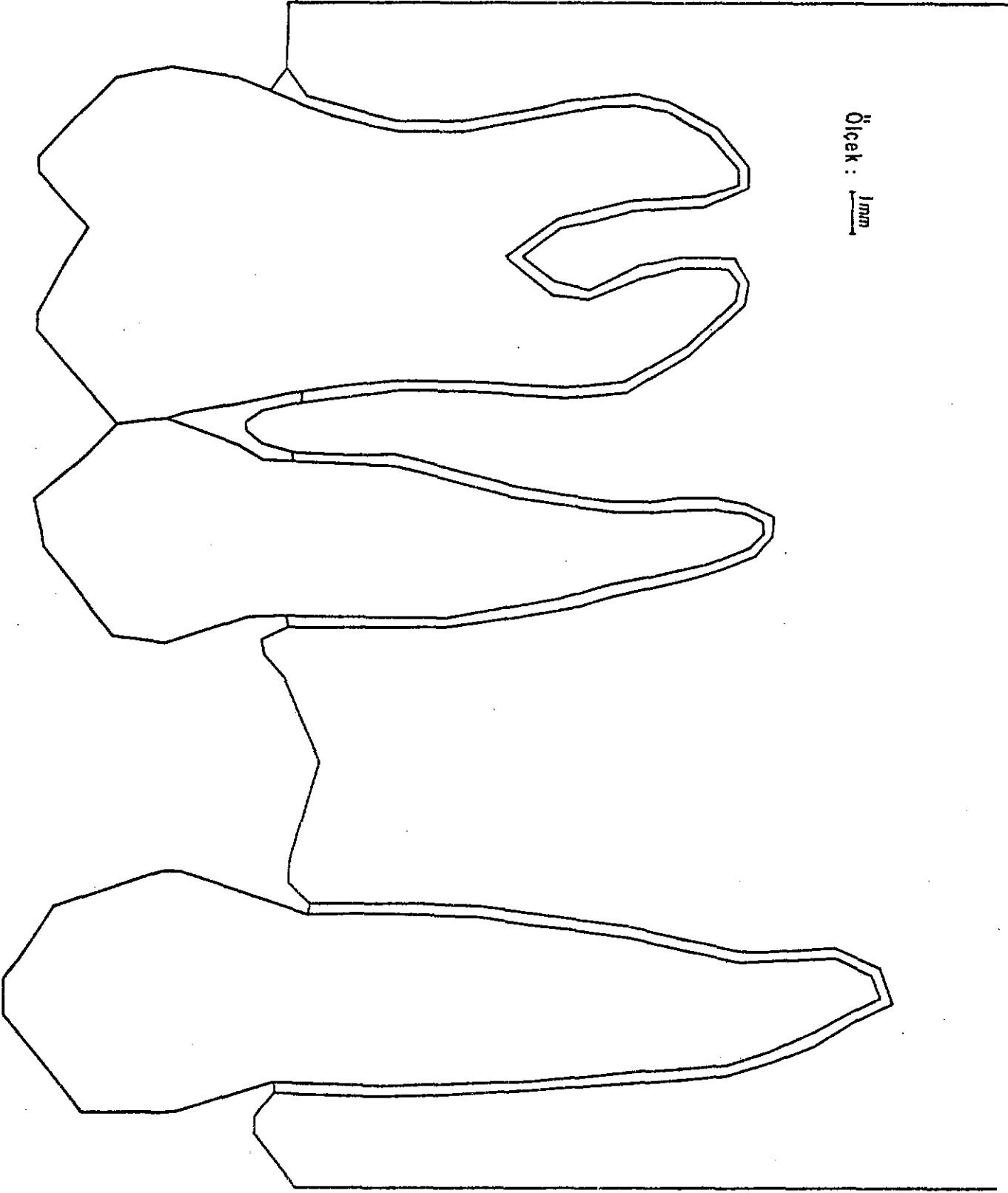
Ölçek : 1mm



Ölçek : 1mm

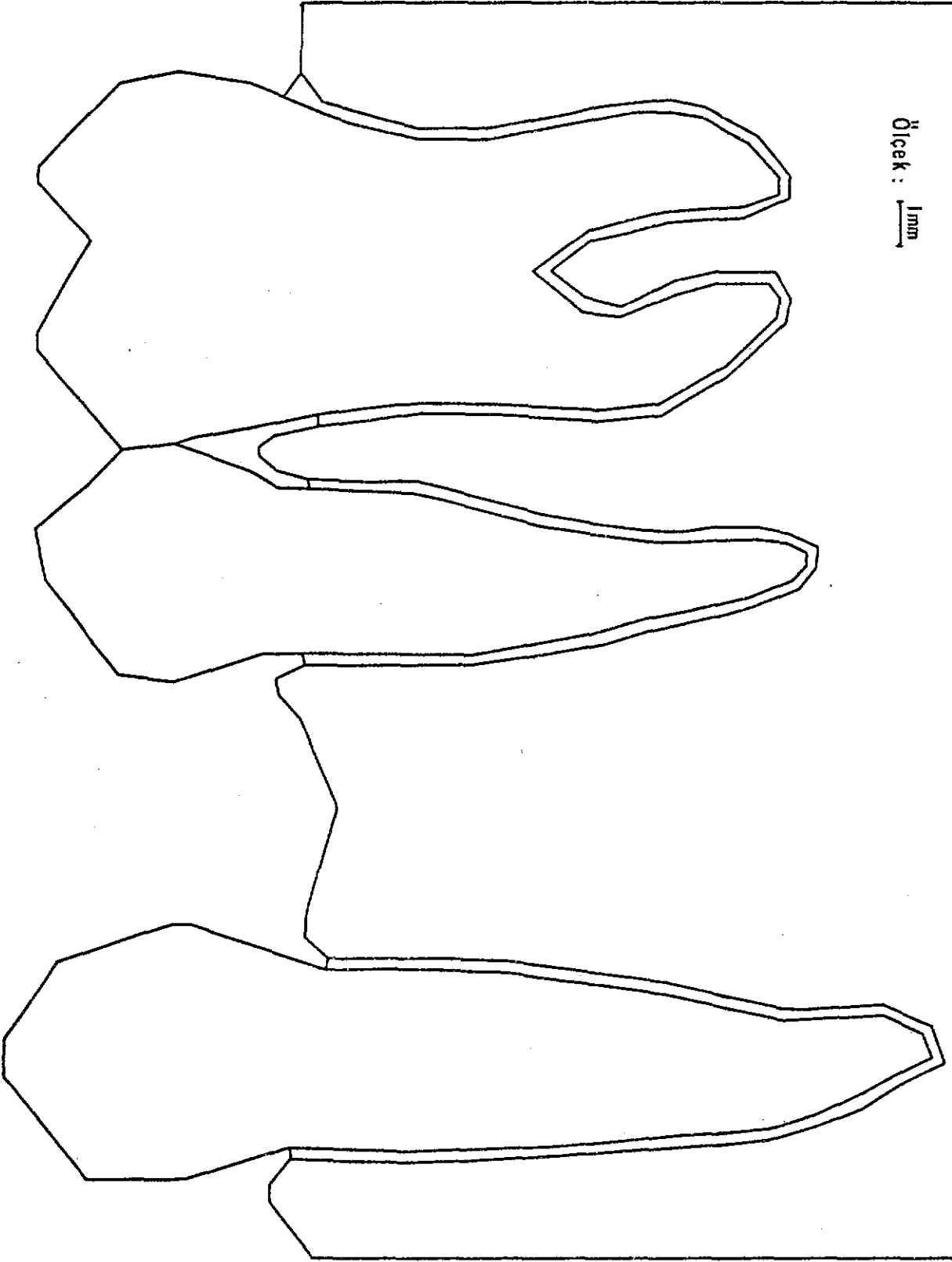


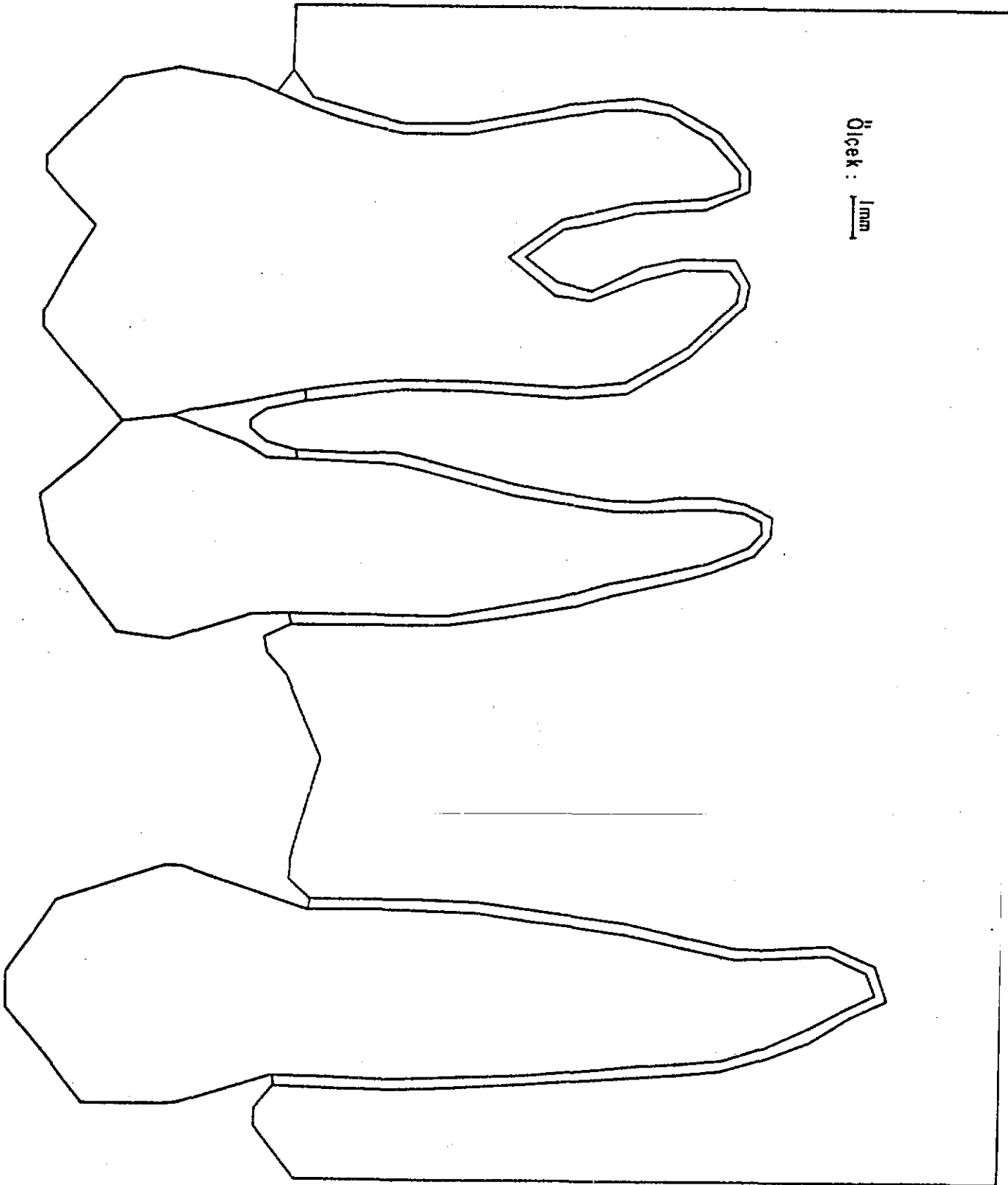
Ölçek : 1mm



Ölçek : 1mm

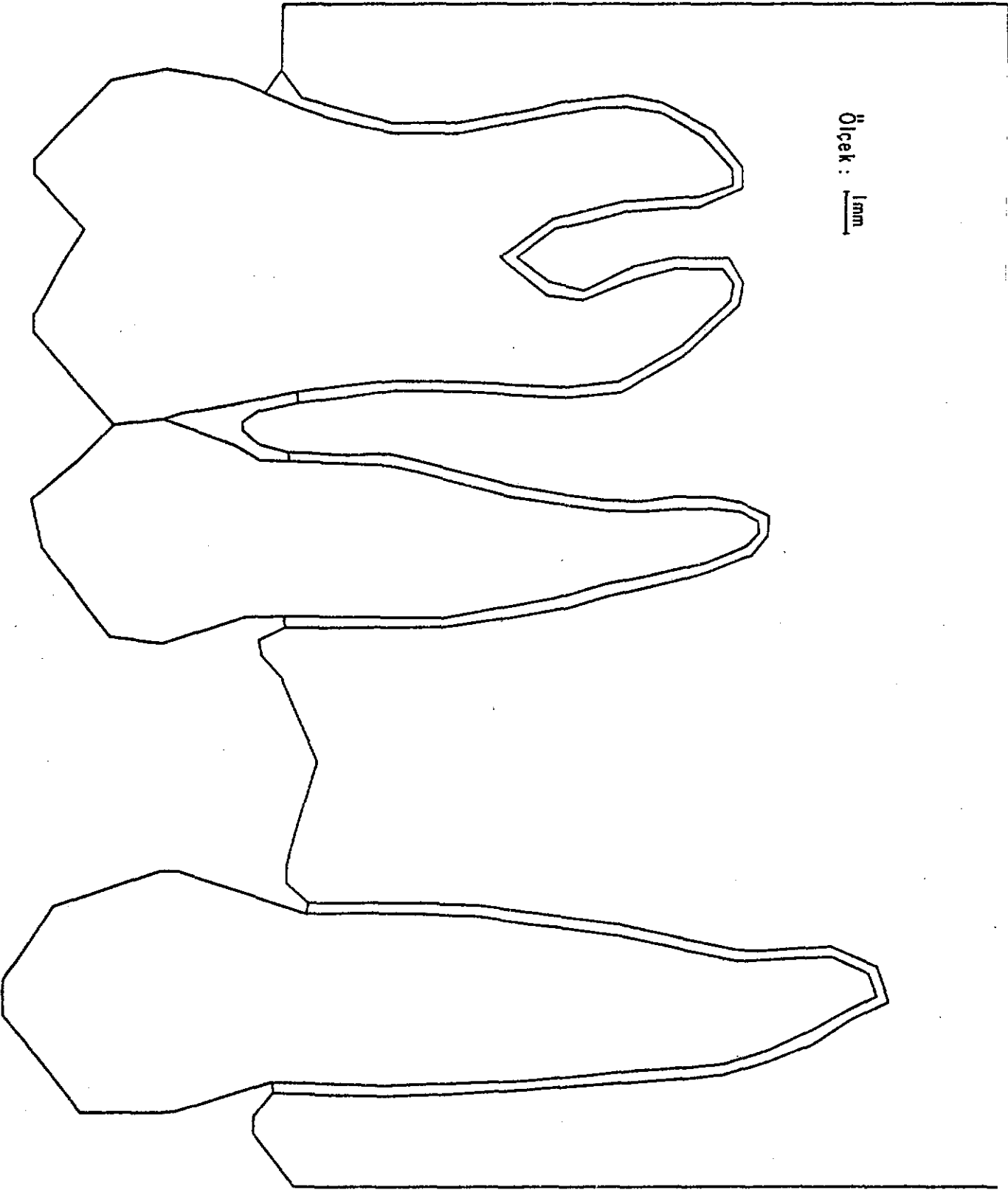
Ölçek : 1mm



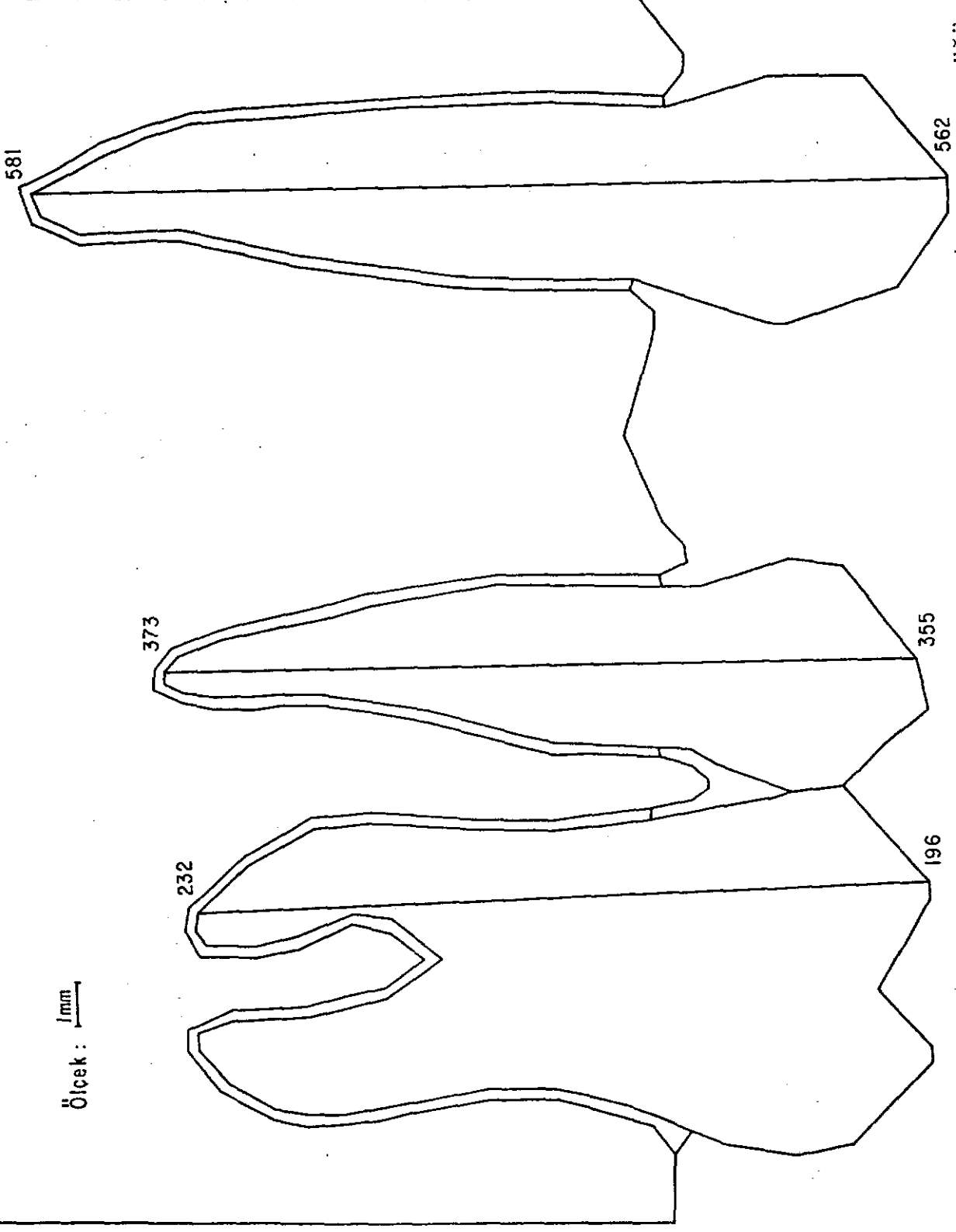


Ölçek : 1mm

Ölçek : 1mm



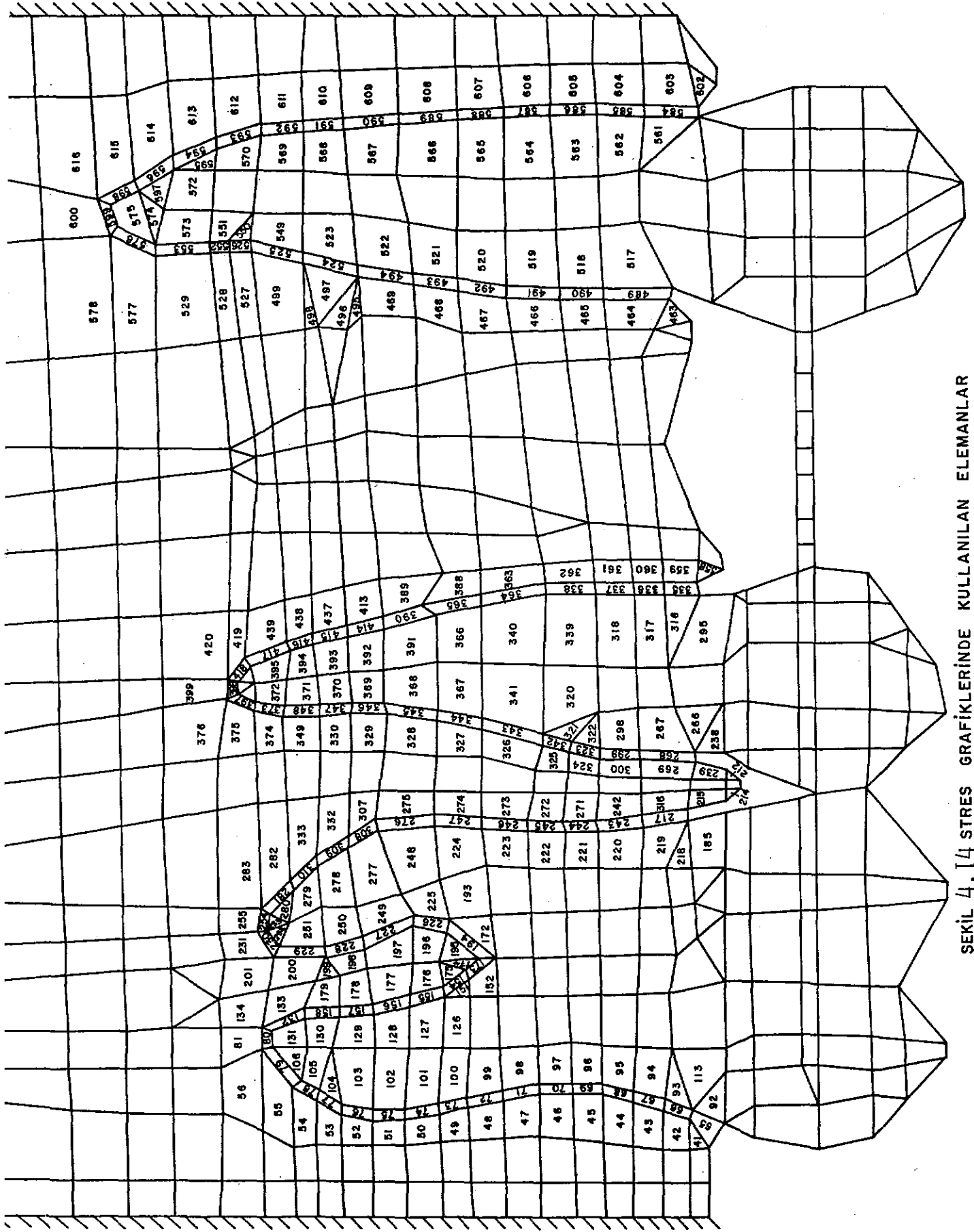
Ölçek : 1mm



ŞEKİL 4.13 : YER DEĞİŞTİRMELERİN RADYAN OLARAK HESAPLANMASINDA SEÇİLEN REHBER DÜĞÜM NOKTALARI VE DÜZLEMLER.

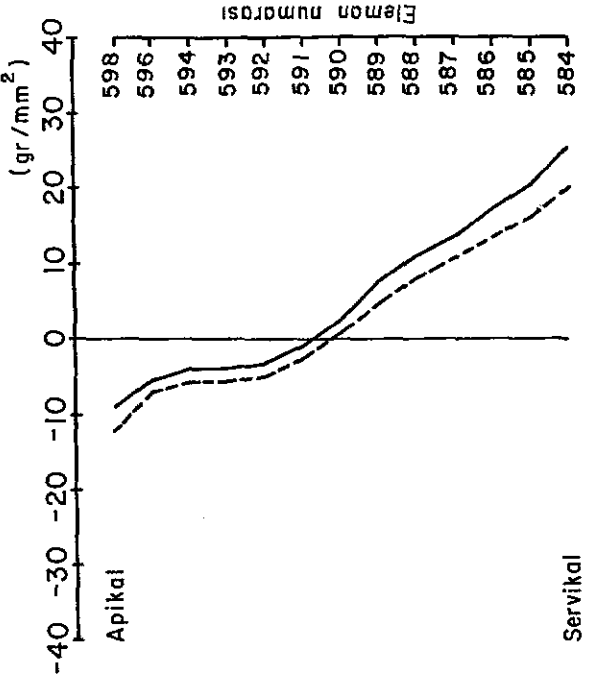
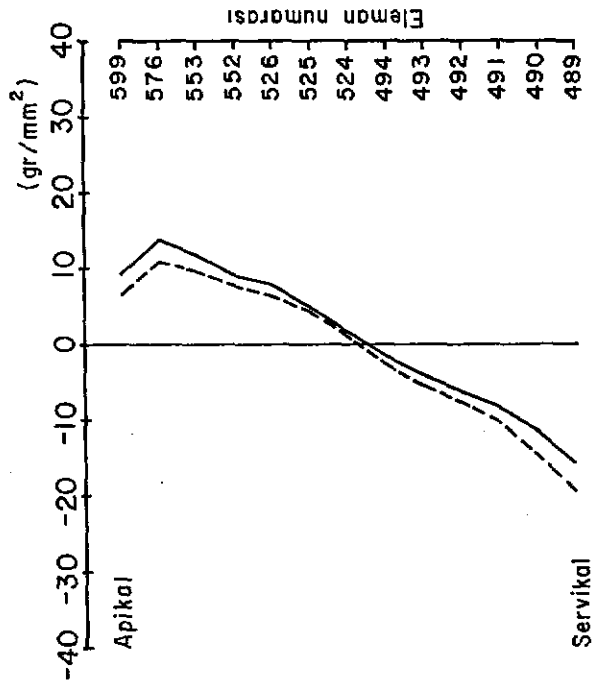
Analizi Yapılan Durum	MOLAR		PREMOLAR		KANIN	
	AÇI (Radyan)	$\frac{\% \text{ Dönme merkezi}}{\text{Diş boyu}}$	AÇI (Radyan)	$\frac{\% \text{ Dönme merkezi}}{\text{Diş boyu}}$	AÇI (Radyan)	$\frac{\% \text{ Dönme merkezi}}{\text{Diş boyu}}$
1 nci	4.0×10^{-4}	88	4.2×10^{-4}	81	-5.9×10^{-4}	76
2 nci	3.2×10^{-4}	90	3.4×10^{-4}	82	-2.7×10^{-4}	81
3 ncü	2.7×10^{-4}	88	2.8×10^{-4}	82	-0.7×10^{-4}	95
4 ncü	2.6×10^{-4}	87	2.7×10^{-4}	80	1.3×10^{-4}	63
5 nci	-0.4×10^{-4}	- 1.8	-0.2×10^{-4}	- 1.4	-0.5×10^{-4}	77
6 nci	3.7×10^{-4}	86	3.7×10^{-4}	87	-5.0×10^{-4}	77
7 nci	-6.5×10^{-4}	87	-6.6×10^{-4}	83	-6.3×10^{-4}	79
8 nci	-7.4×10^{-4}	86	-7.4×10^{-4}	82	-3.2×10^{-4}	82
9 ncu	-7.9×10^{-4}	88	-7.9×10^{-4}	83	-1.2×10^{-4}	93
10 ncu	-8.0×10^{-4}	87	-8.0×10^{-4}	83	0.8×10^{-4}	47
11 nci	-11.0×10^{-4}	82	-10.5×10^{-4}	82	-0.9×10^{-4}	93
12 nci	-6.9×10^{-4}	88	-7.1×10^{-4}	82	-5.5×10^{-4}	78

TABLO 4 : ELE ALINAN 12 DURUM İÇİN DIŞLERDEKİ YER DEĞİŞTİRMELERİN RADYAN OLARAK DEĞERLERİ VE DÖNME MERKEZLERİNİN DIŞLERİN BOYLARINA ORANI.

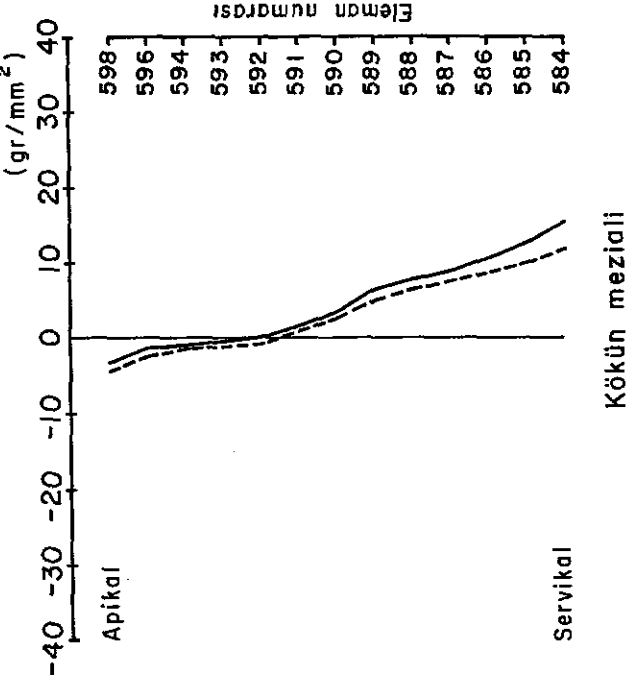
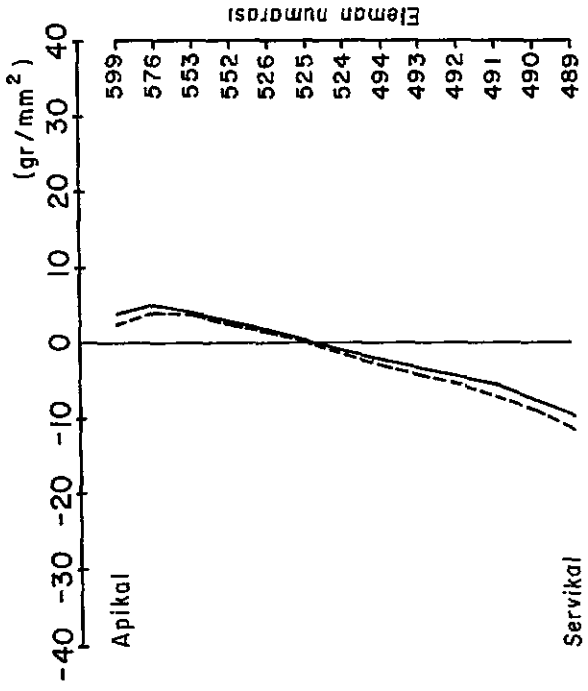


SEKİL 4.14 STRES GRAFİKLERİNDE KULLANILAN ELEMENLAR

1. DURUM

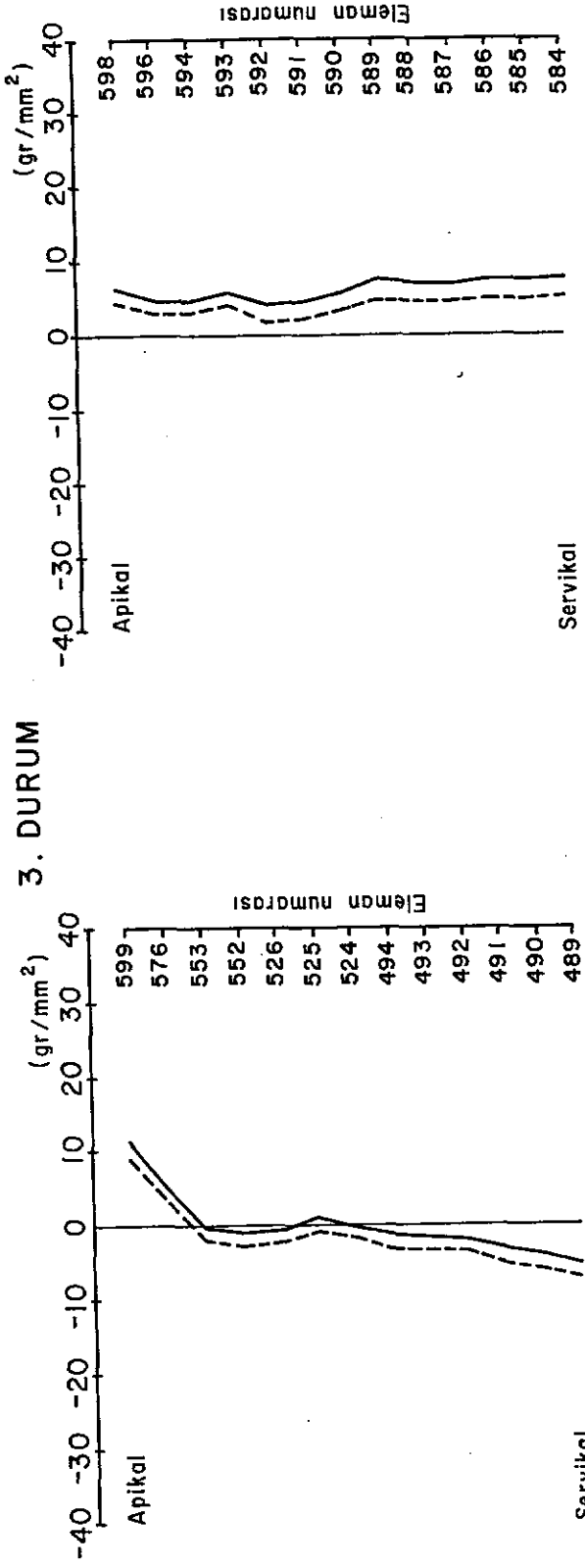


2. DURUM

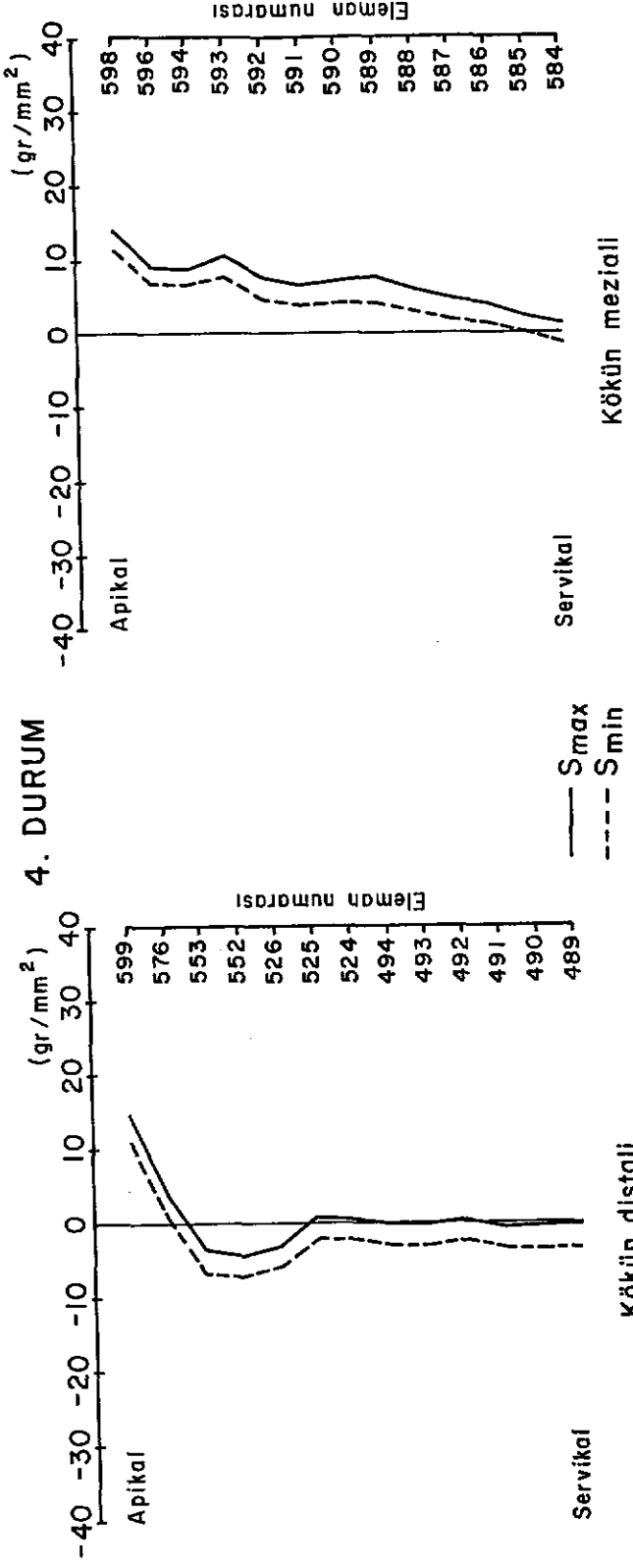


ŞEKİL 4.15 ; KANININ PERİ ODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

3. DURUM

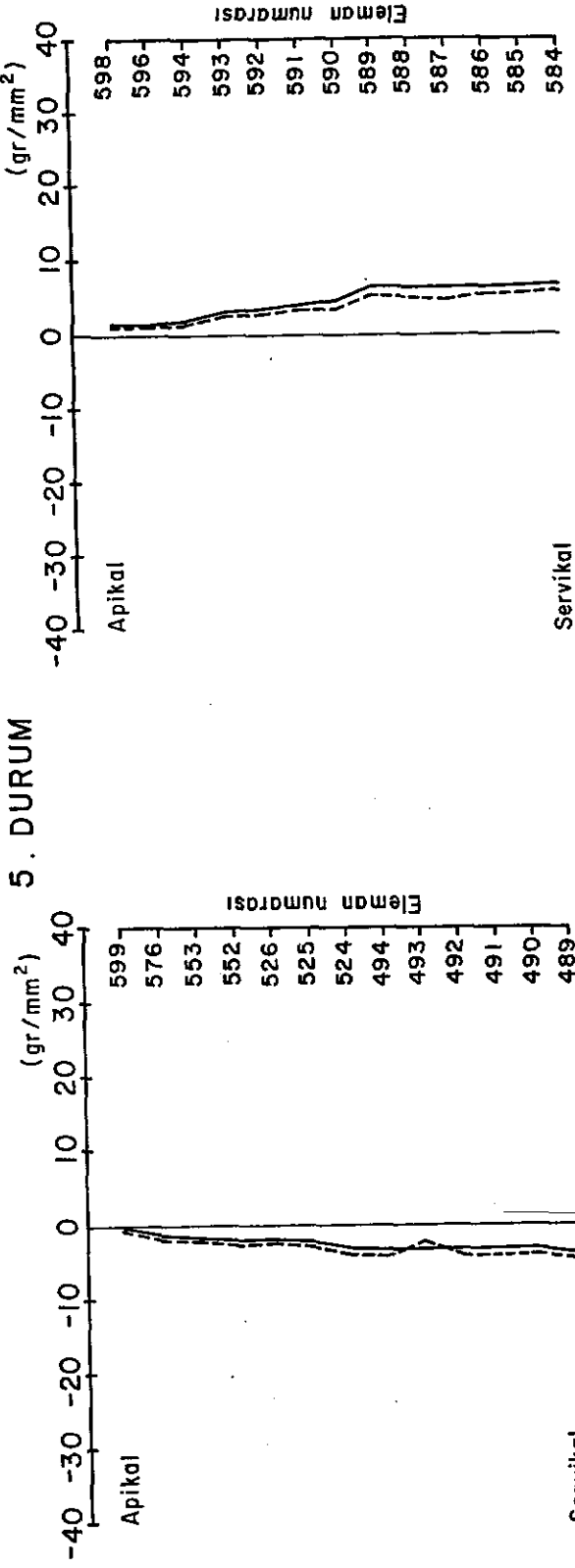


4. DURUM

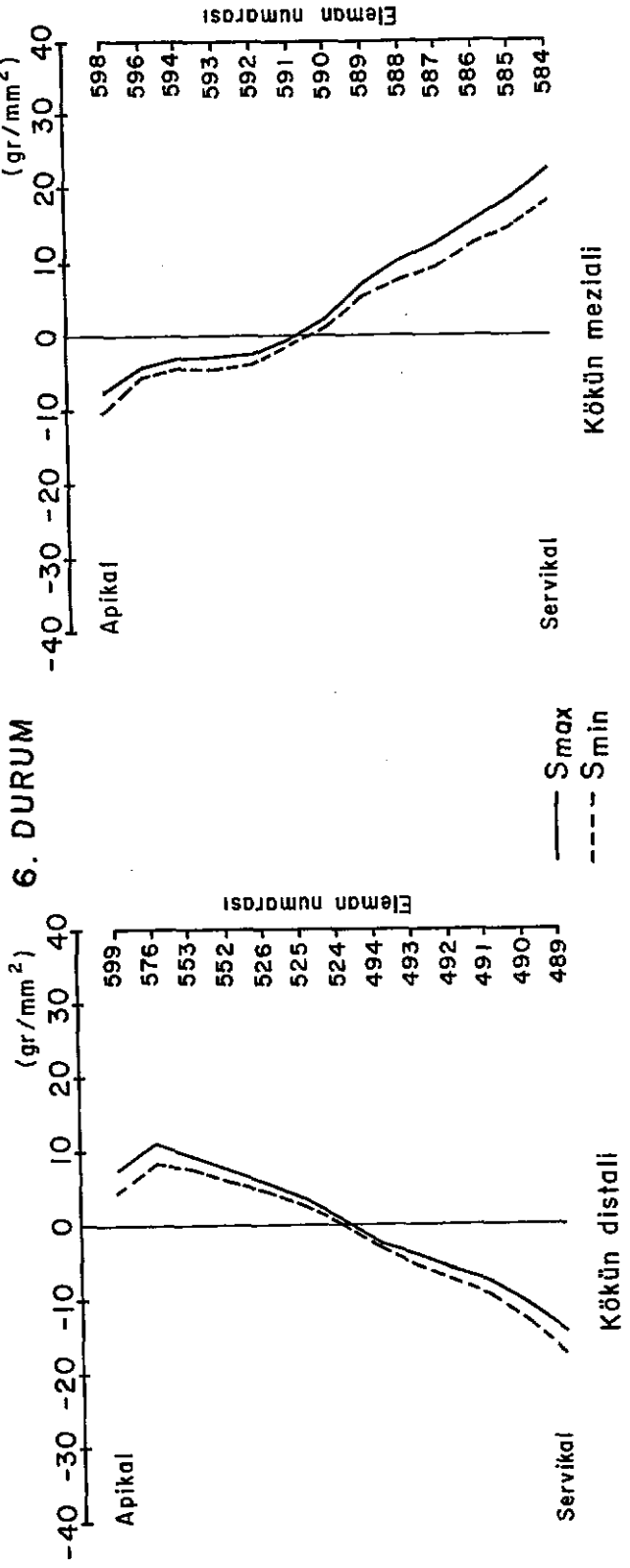


SEKİL 4.16: KANIN PERIODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

5. DURUM

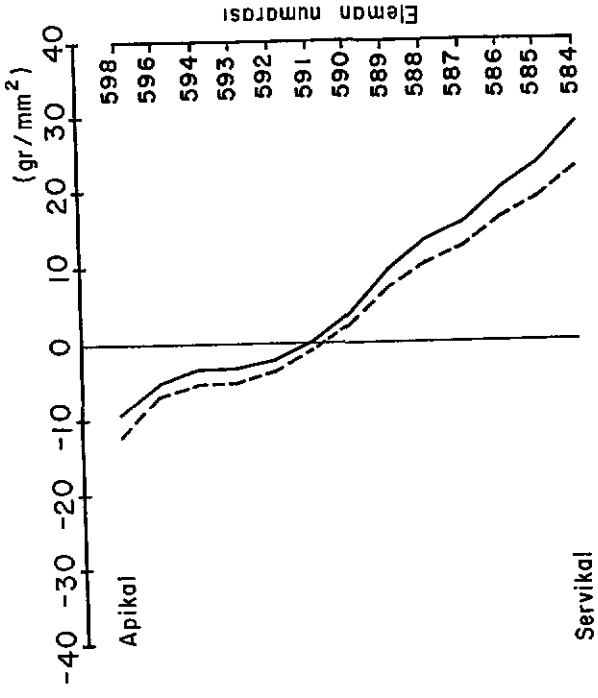


6. DURUM

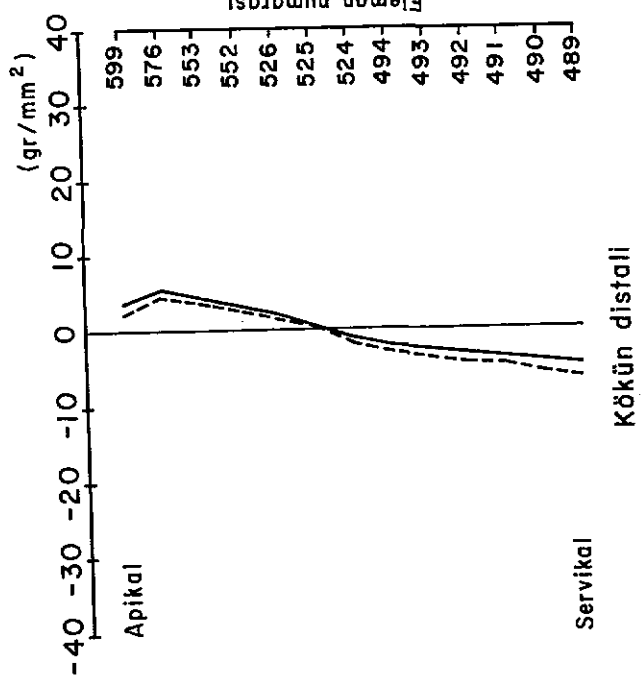
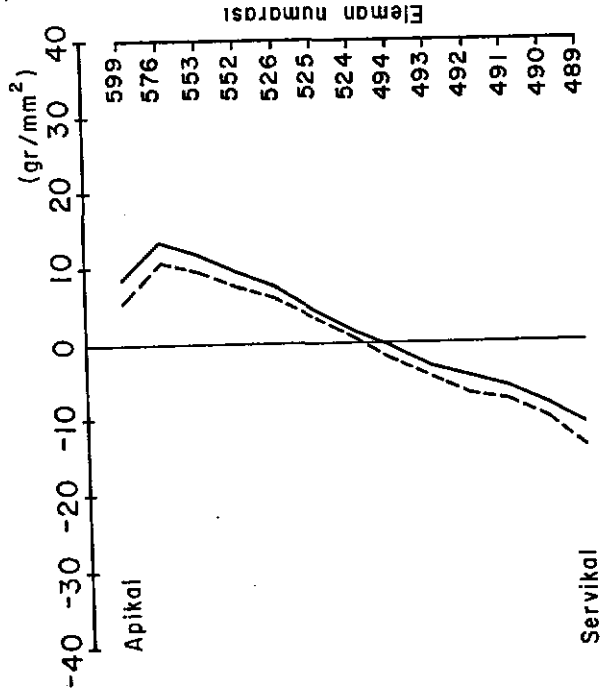
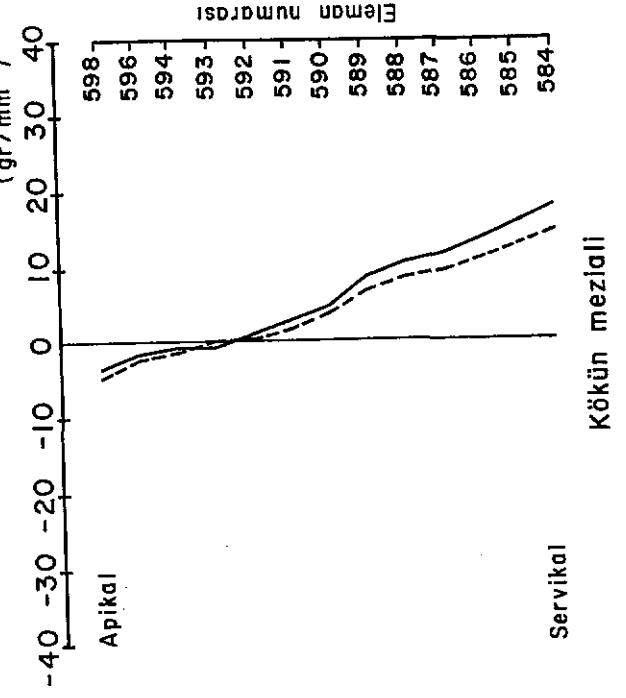


SEKİL 4,17: KANININ PERIODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

7. DURUM



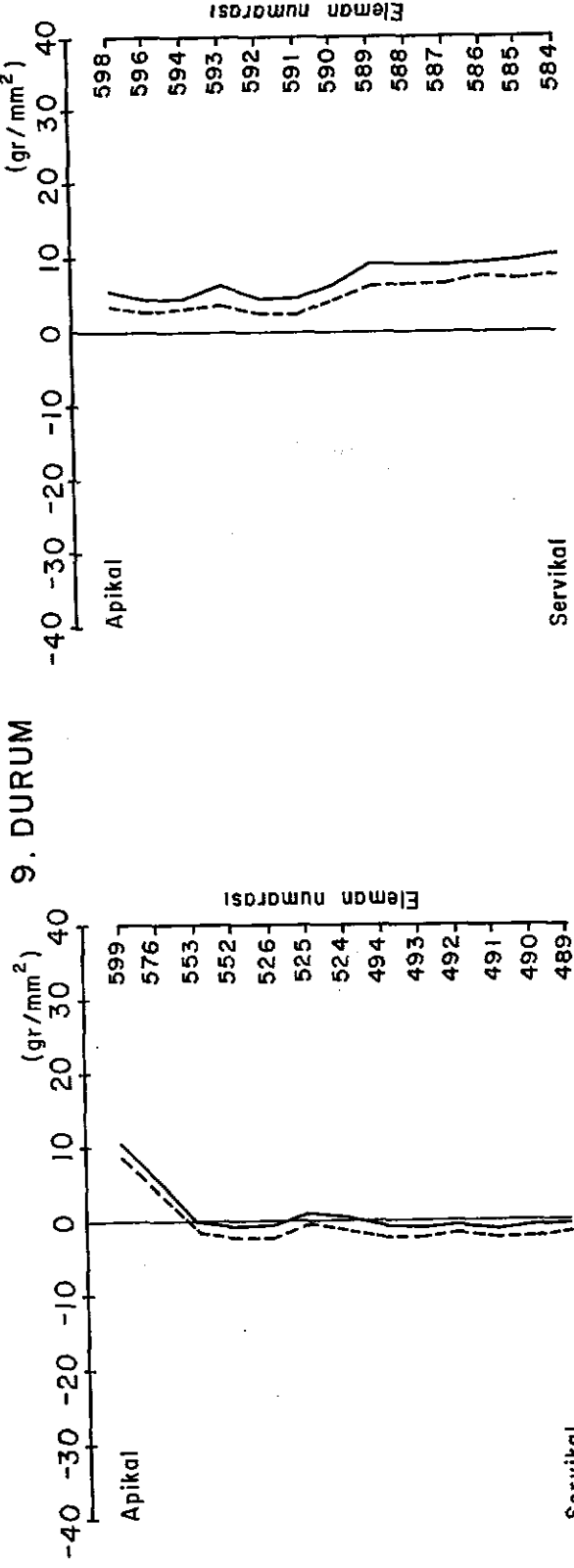
8. DURUM



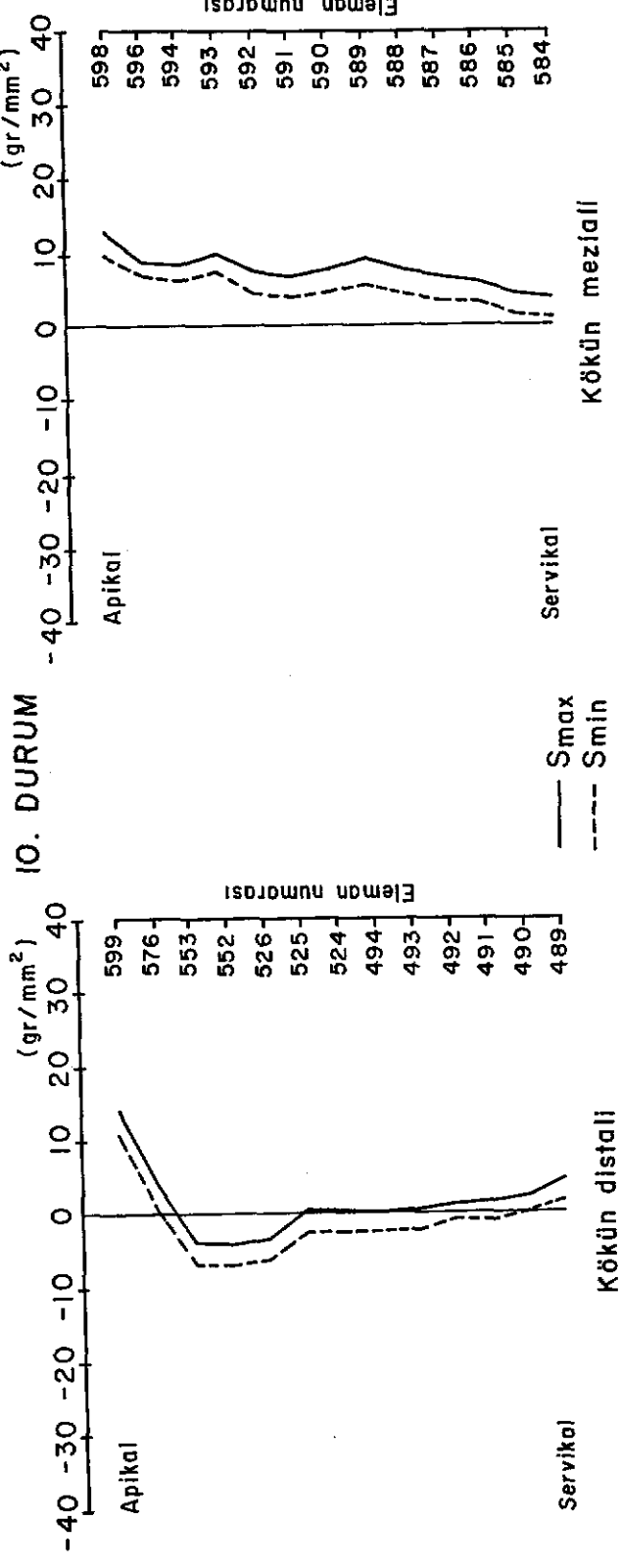
— Smax
 --- Smin

ŞEKİL 4.18: KANININ PERİODONSIYUMUNDAKİ STRESLER

9. DURUM

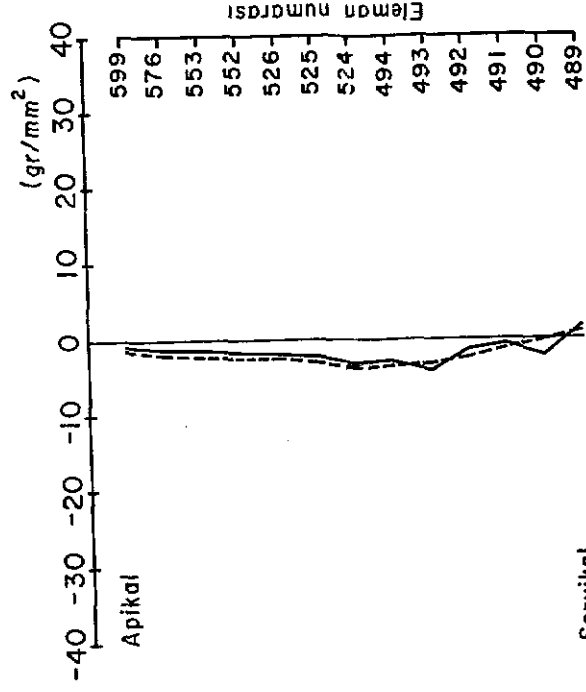
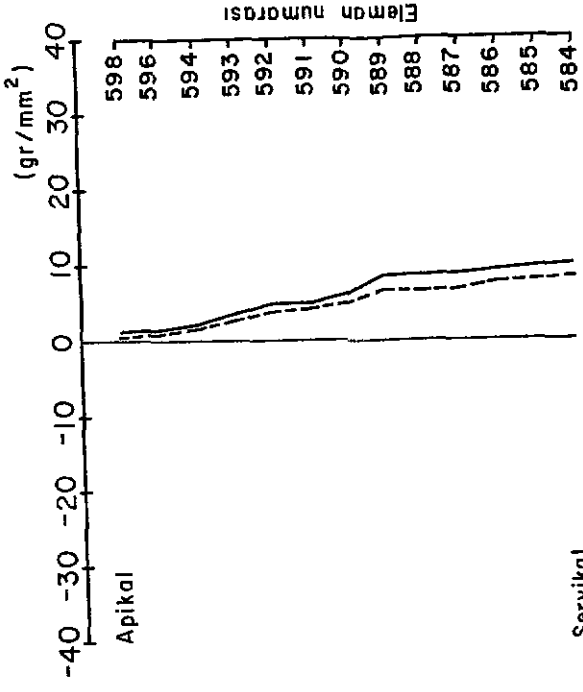


10. DURUM

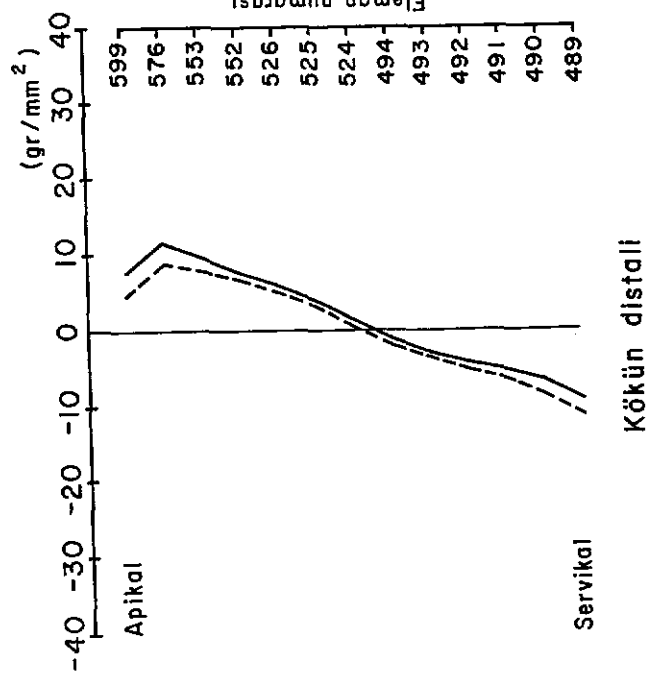
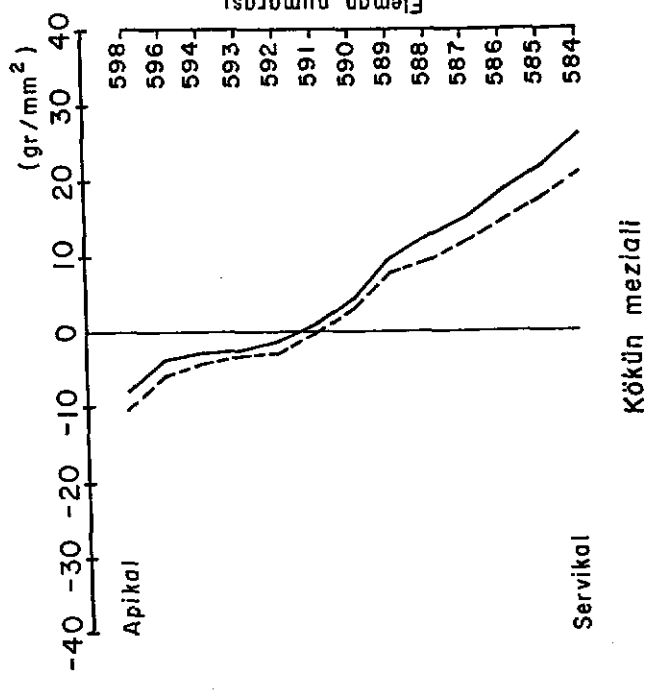


ŞEKİL 4.19; KANININ PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

II. DURUM



12. DURUM

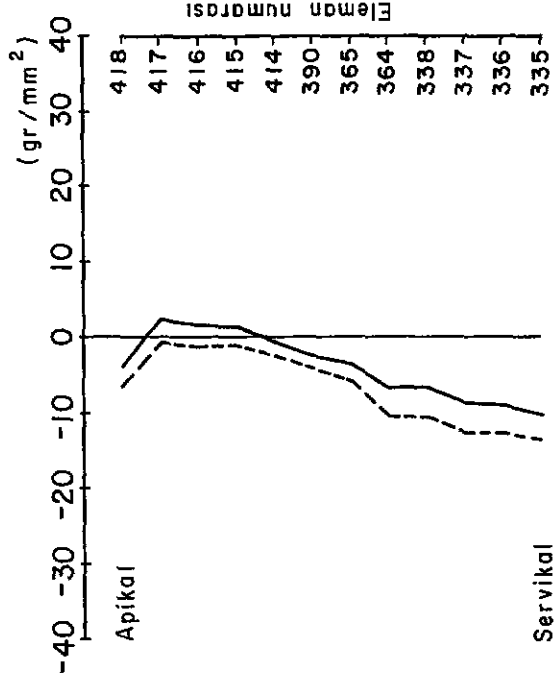
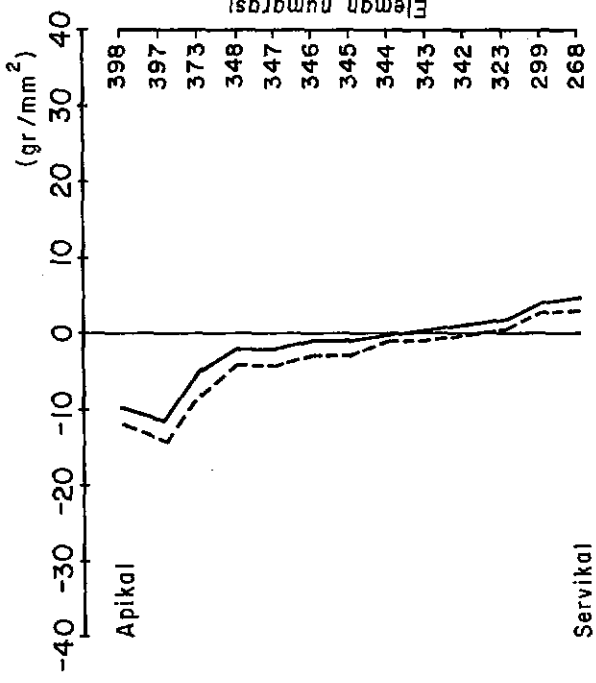


Kökün mezialli

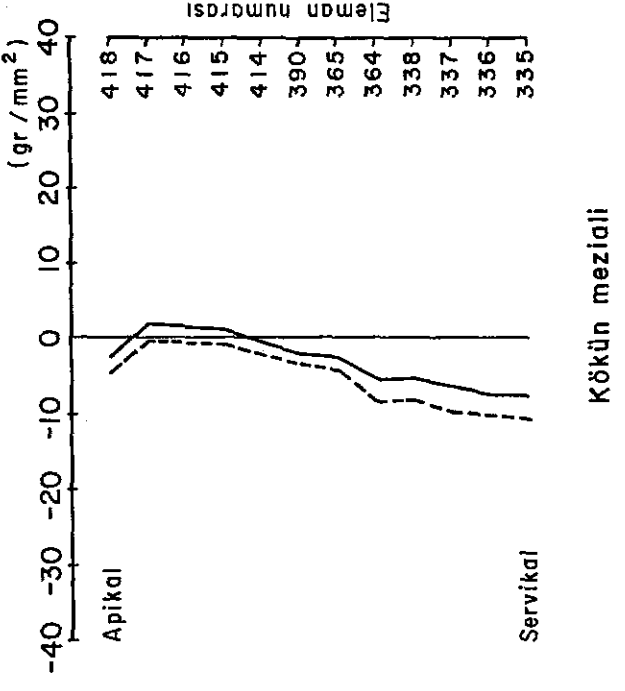
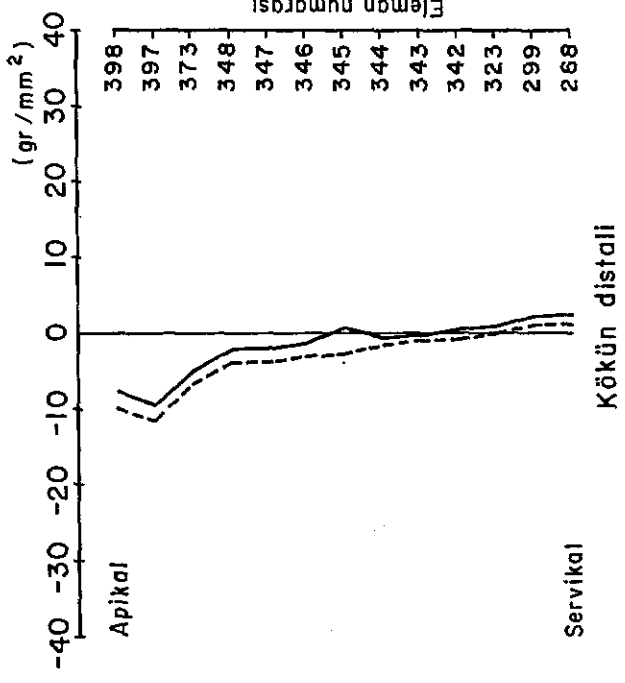
Kökün distalli

ŞEKİL 4.20: KANININ PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

I. DURUM



2. DURUM



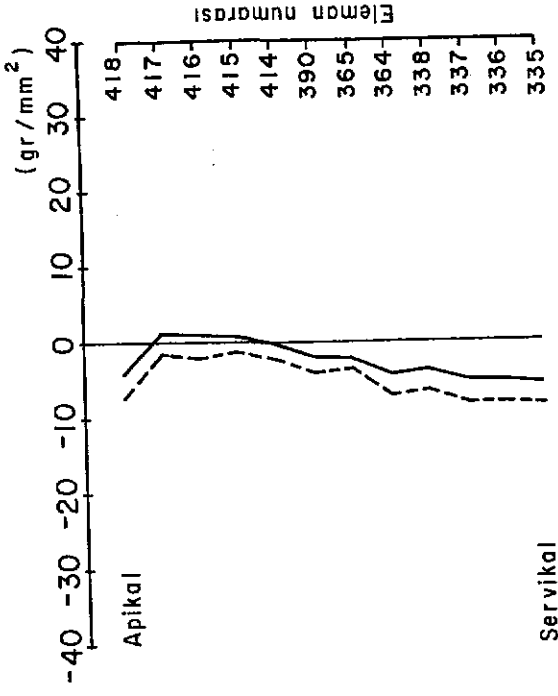
— S_{max}
- - - S_{min}

Kökün mezialı

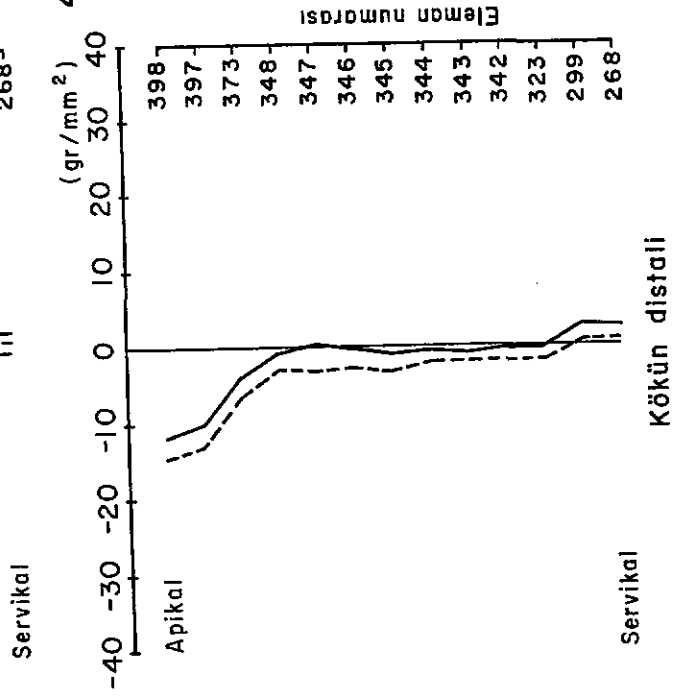
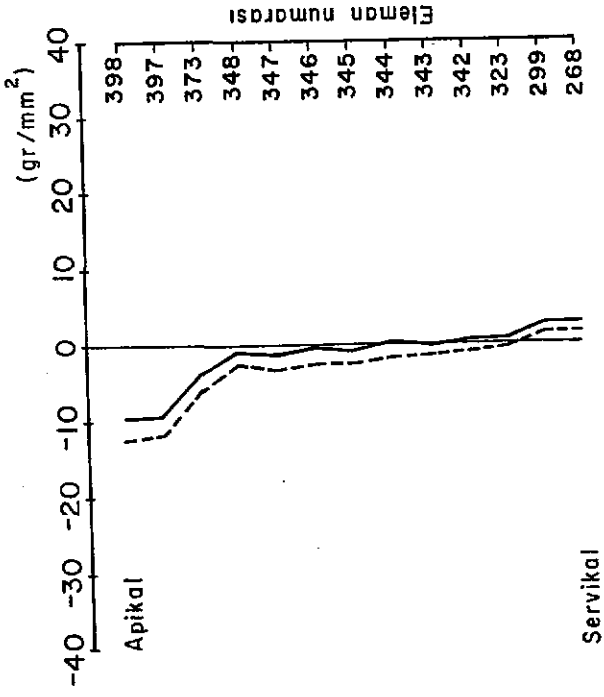
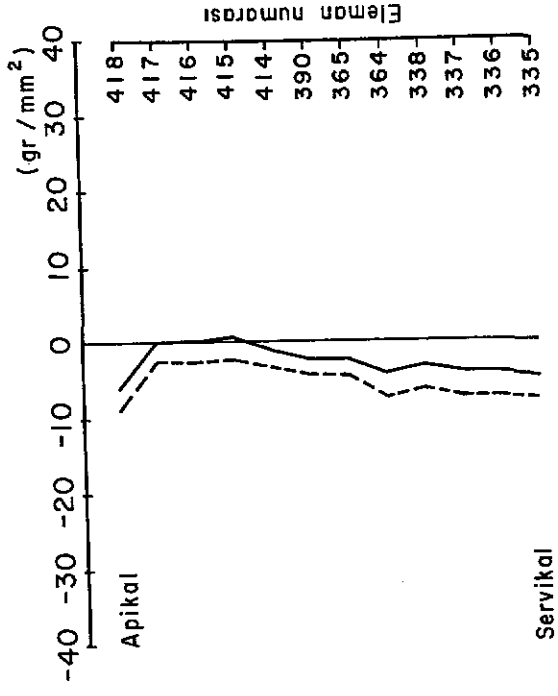
Kökün distal

ŞEKİL 4,2I: PREMOLARIN PERIODONSIYUMUNDAKİ STRESLER

3. DURUM



4. DURUM



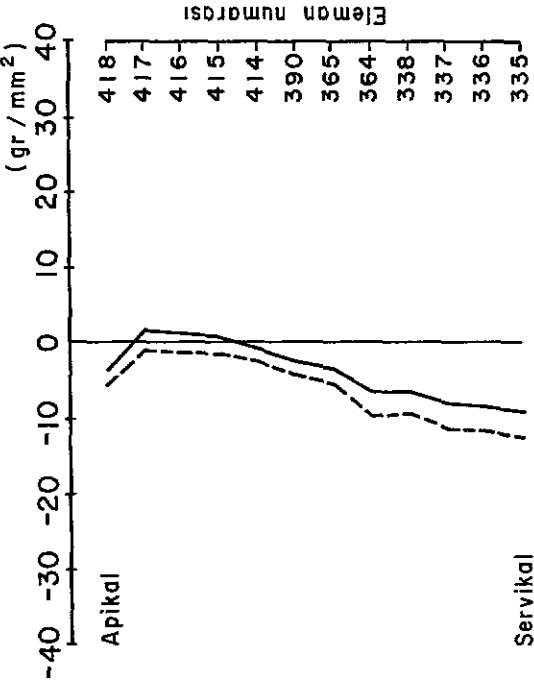
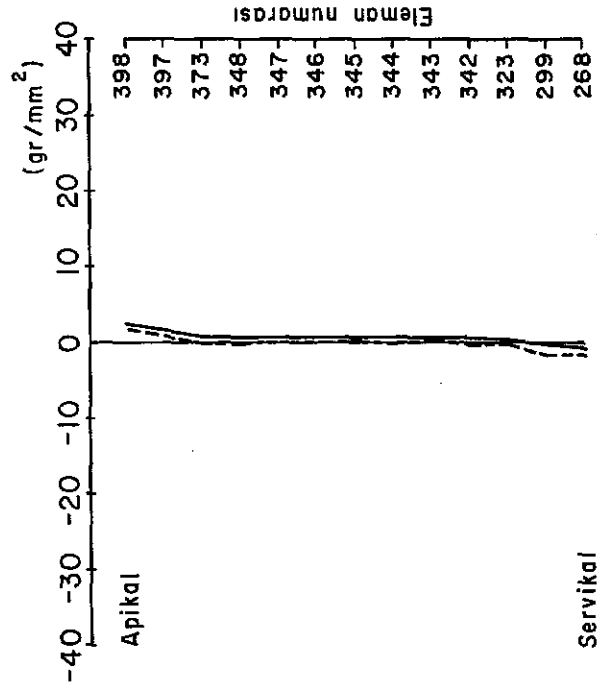
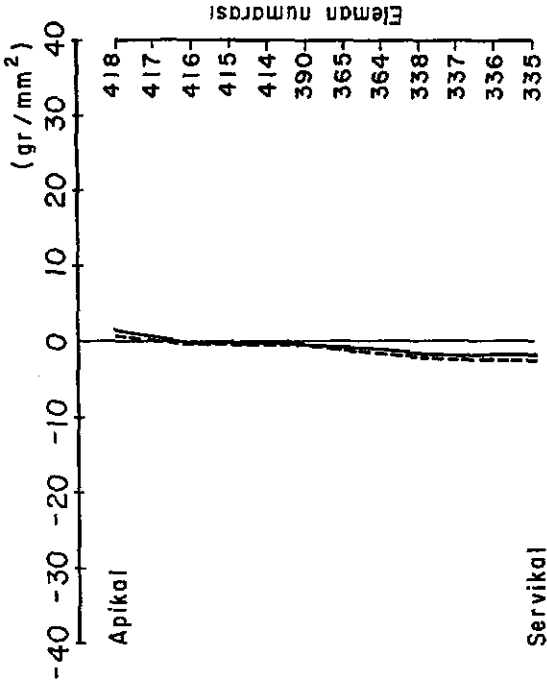
— Smax
- - - Smin

Kökün mezlali

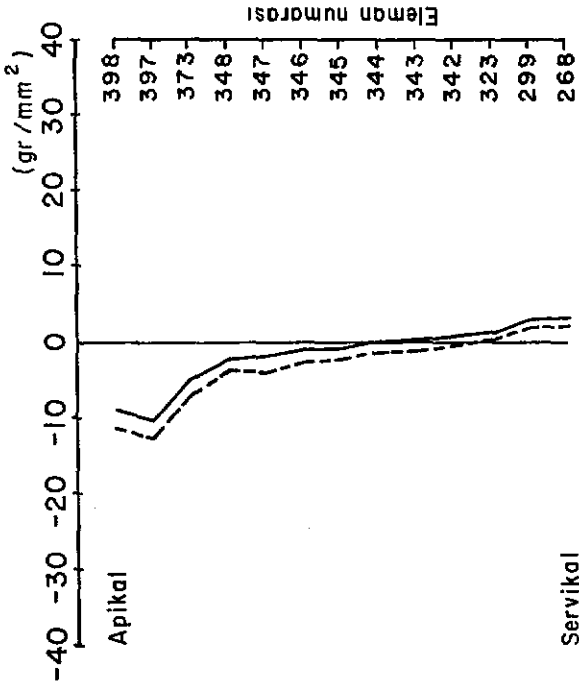
Kökün distali

ŞEKİL 4.22: PREMOLARIN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

5. DURUM



6. DURUM



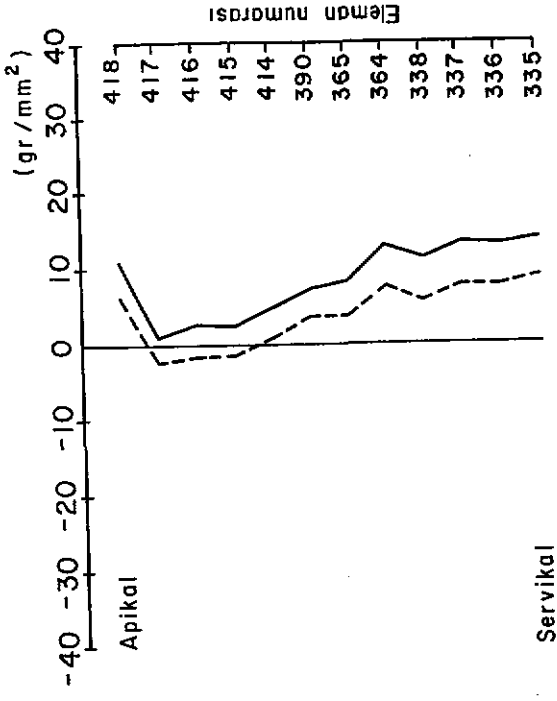
— Smax
- - - Smin

Kökün mezali

Kökün distali

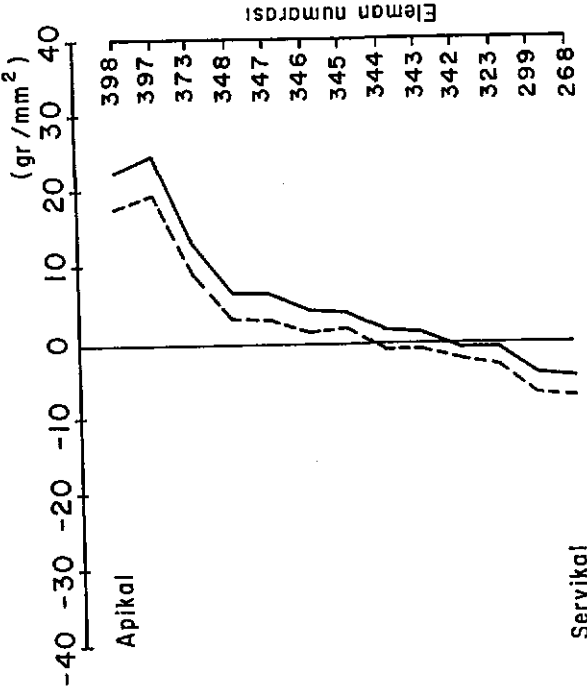
ŞEKİL 4.23: PREMOLARIN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

7. DURUM

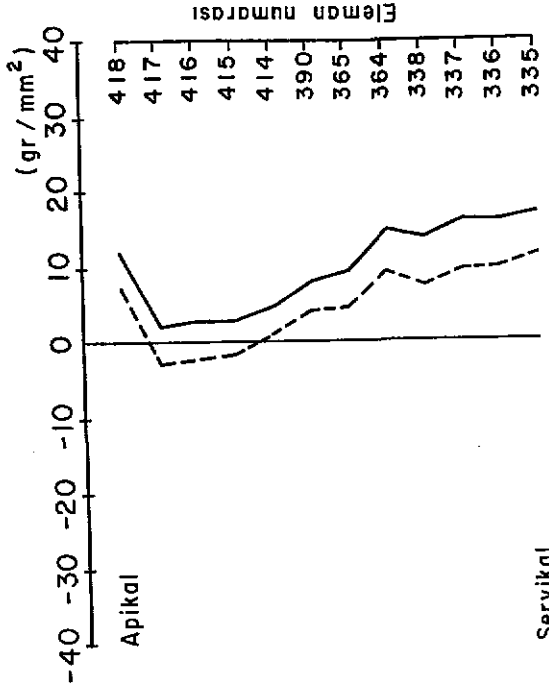


Servikal

8. DURUM



Servikal



Servikal

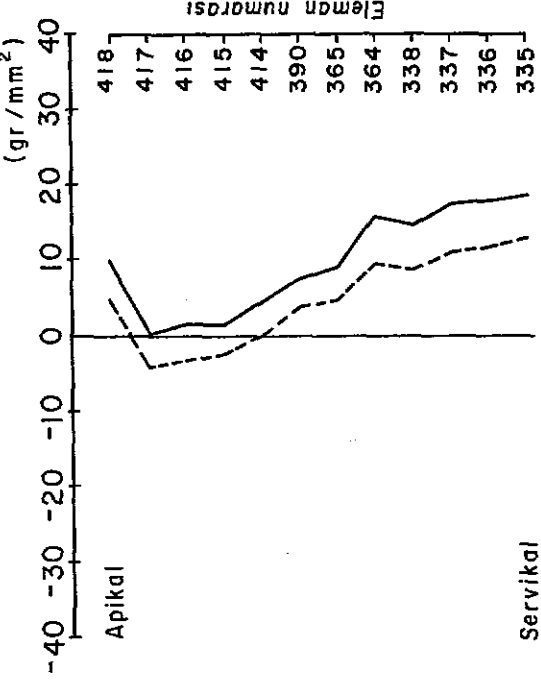
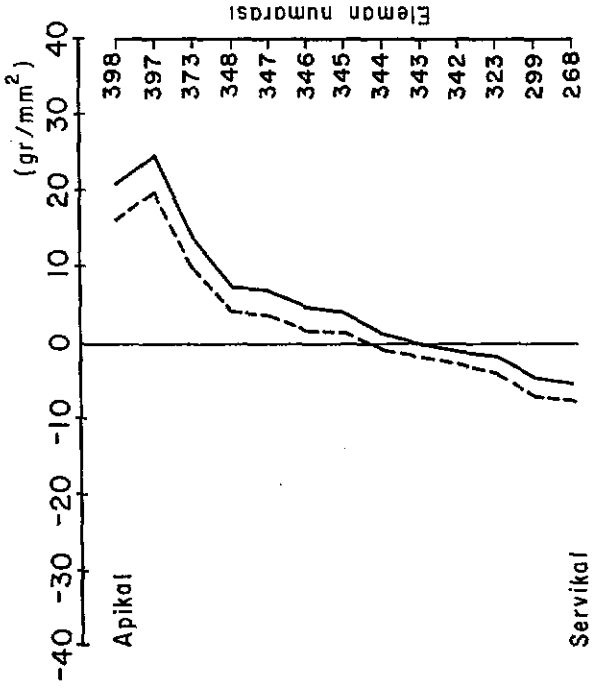
— S_{max}
- - - S_{min}

Kökün mezalli

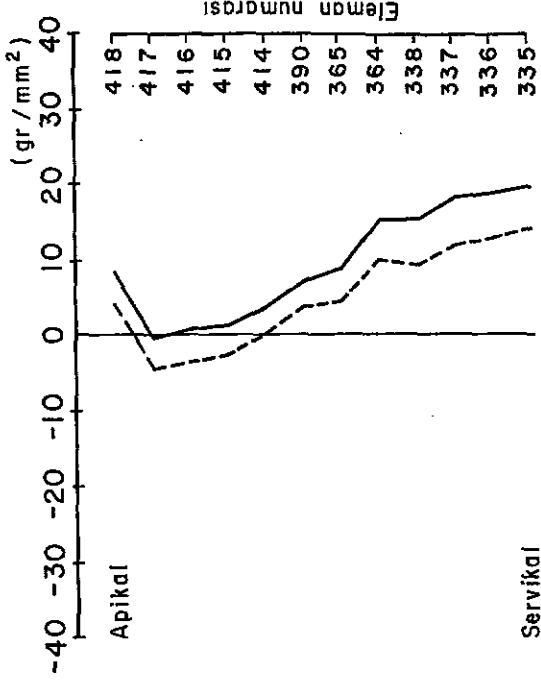
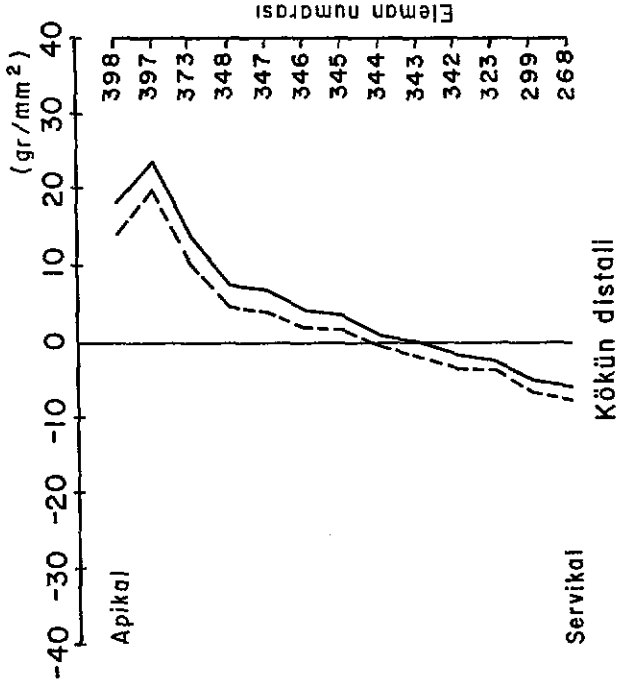
Kökün distali

ŞEKİL 4.24: PREMOLARIN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

9. DURUM



10. DURUM



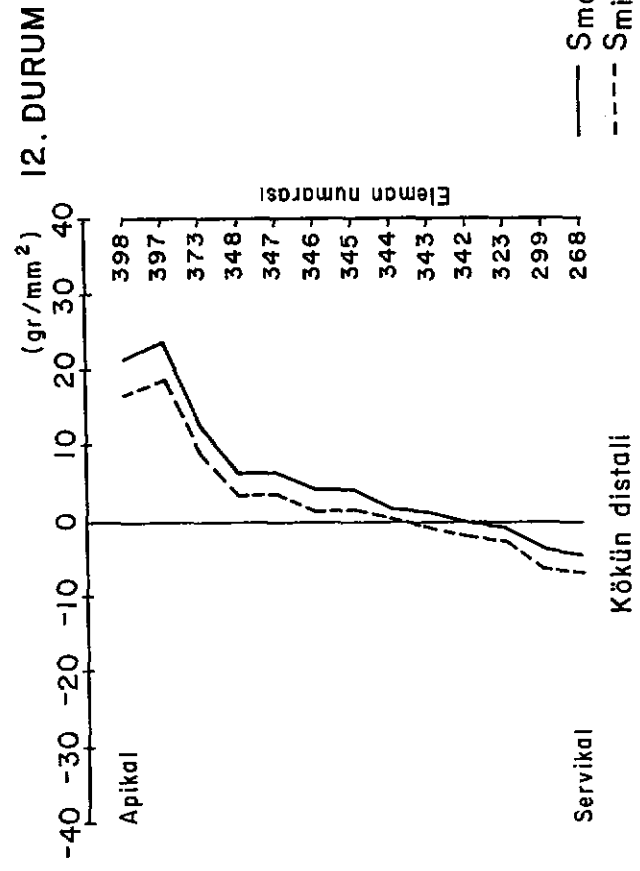
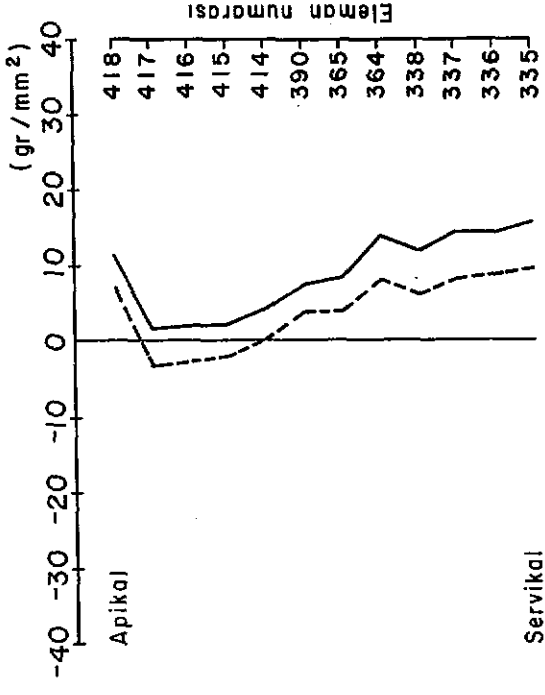
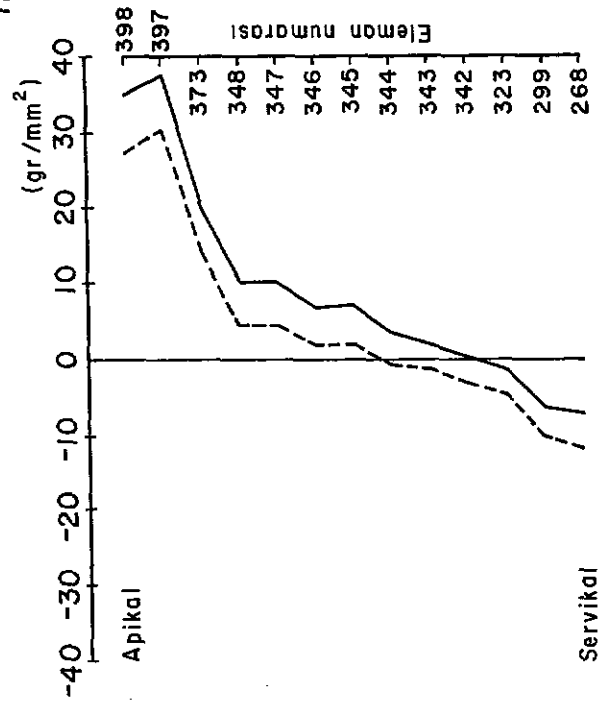
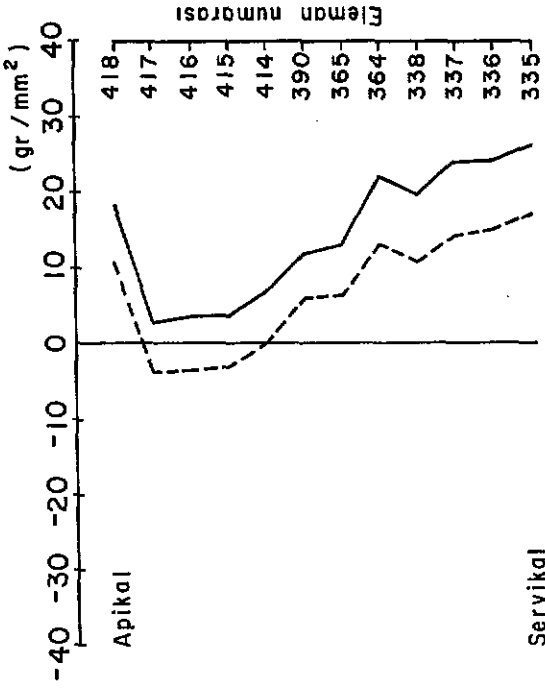
— Smax
- - - Smin

Kökün mezali

Kökün distali

ŞEKİL 4.25: PREMOLARIN PERİODONSIYUMDAKİ STRESLER

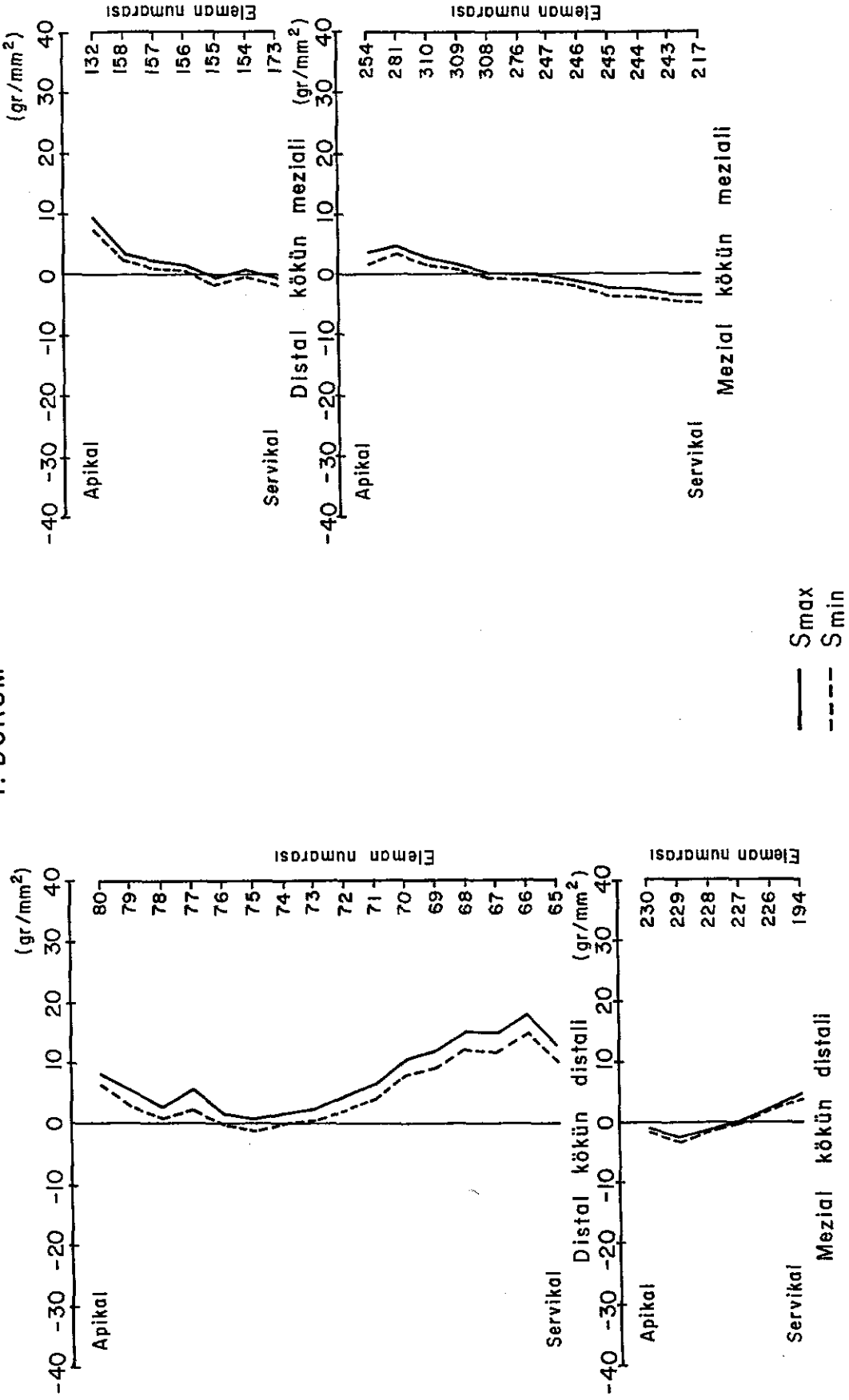
11. DURUM



— Smax
 - - - Smin
 Kökün distali
 Kökün mezialı

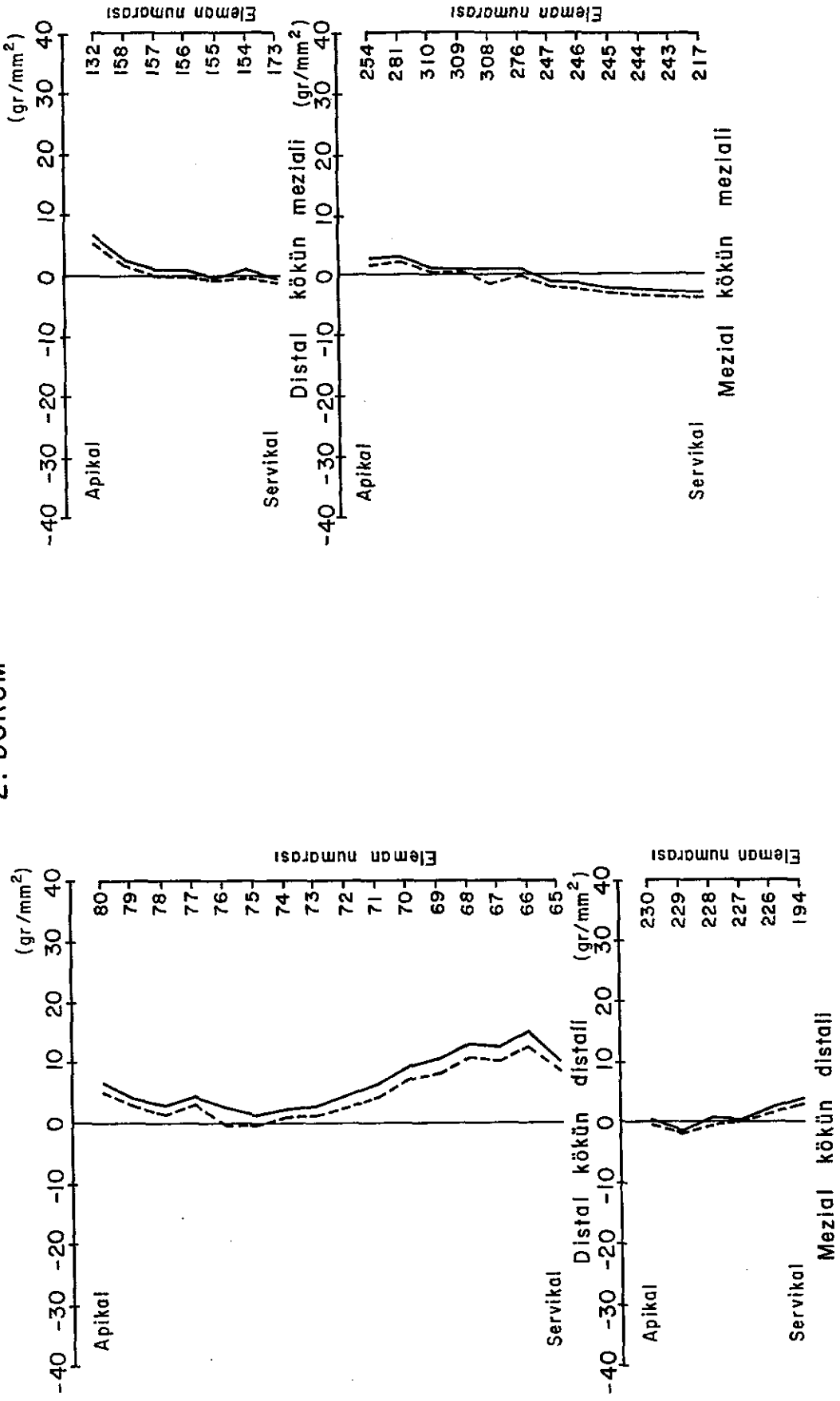
ŞEKİL 4.26: PREMOLARIN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

I. DURUM



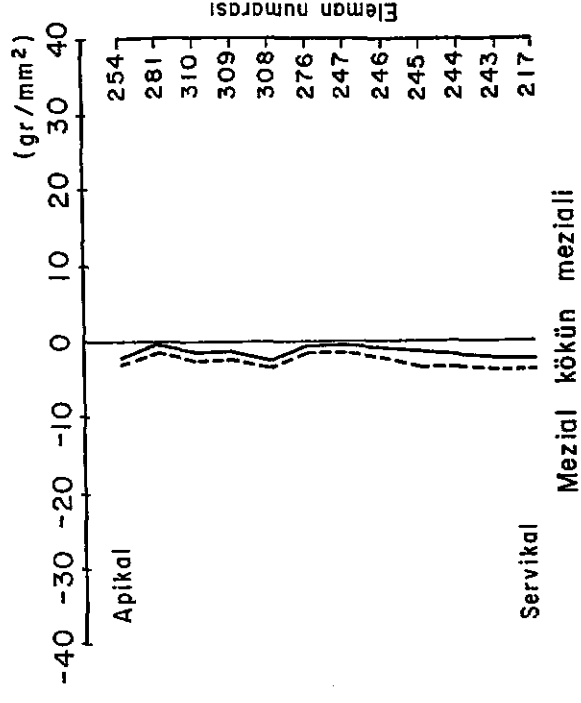
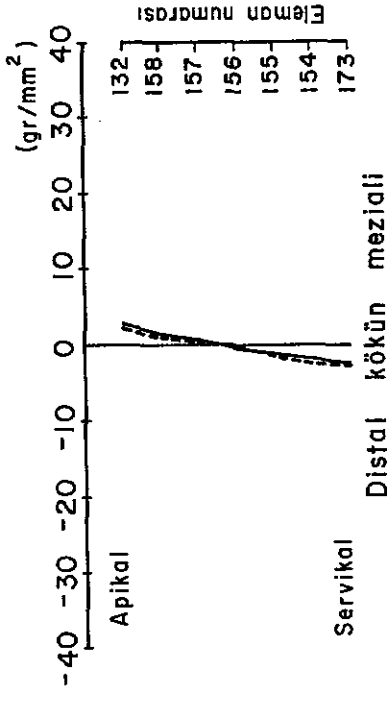
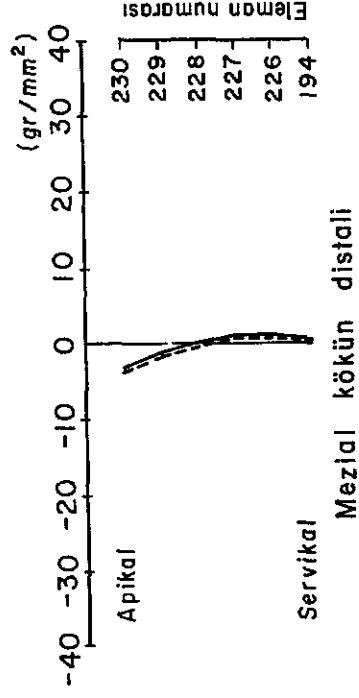
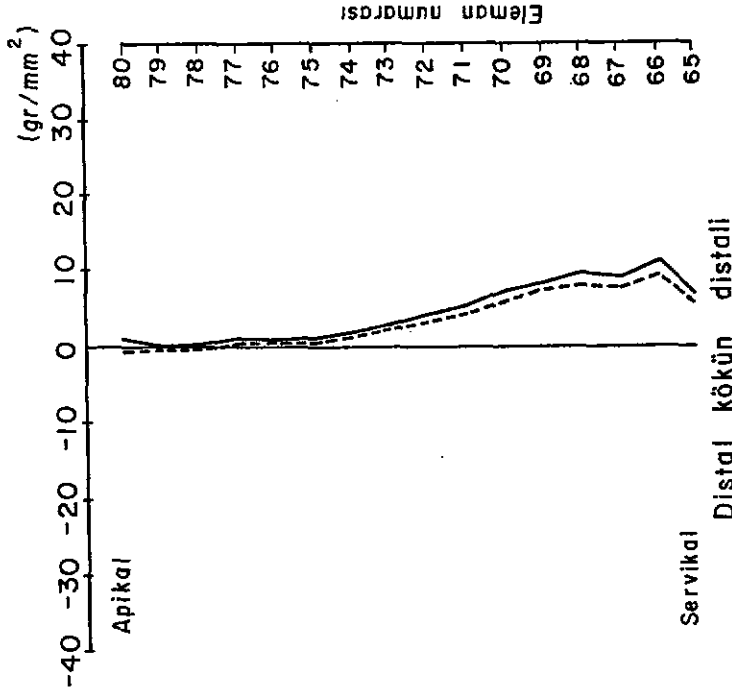
ŞEKİL 4,27: MOLAR DİŞİN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

2. DURUM



ŞEKİL 4.28: MOLAR DIŞİN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

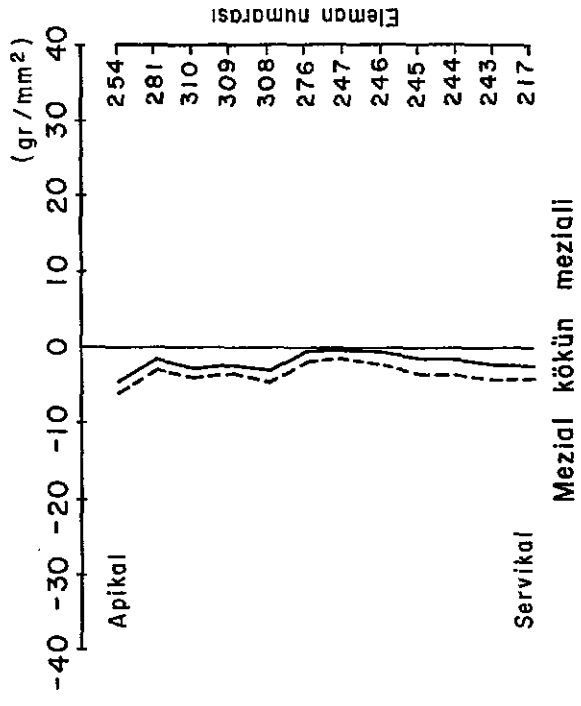
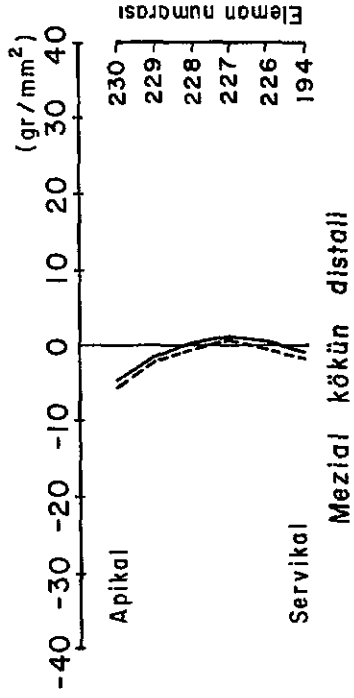
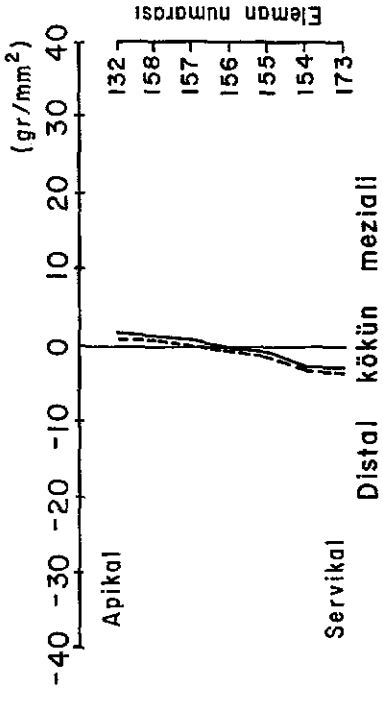
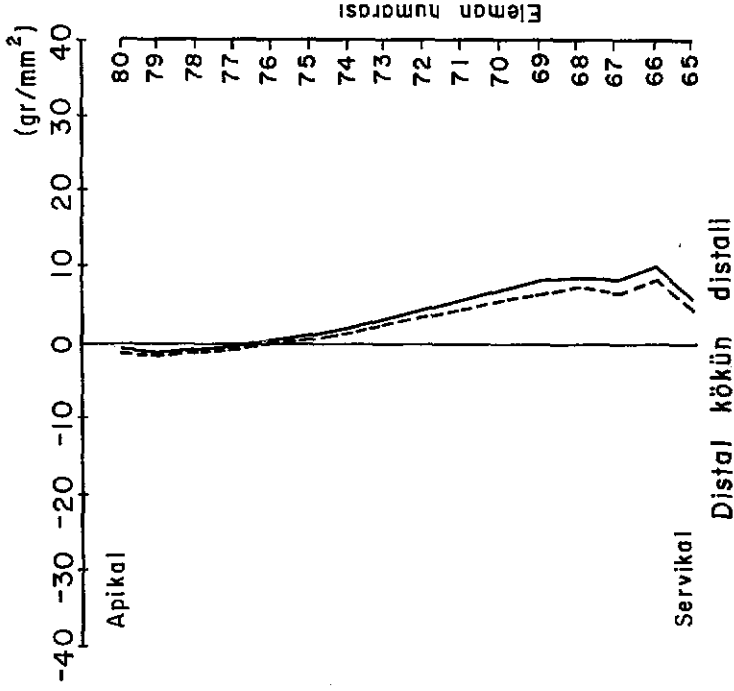
3. DURUM



— Smax
 - - - Smin

ŞEKİL 4.29: MOLAR DİŞİN PERIODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

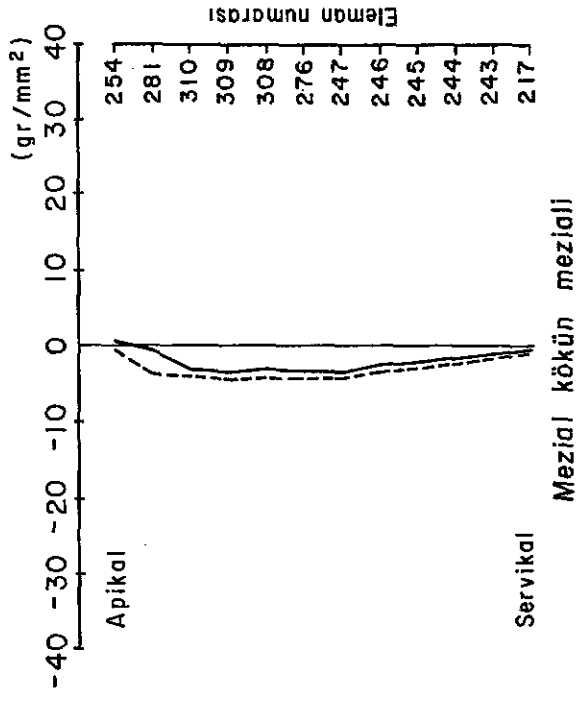
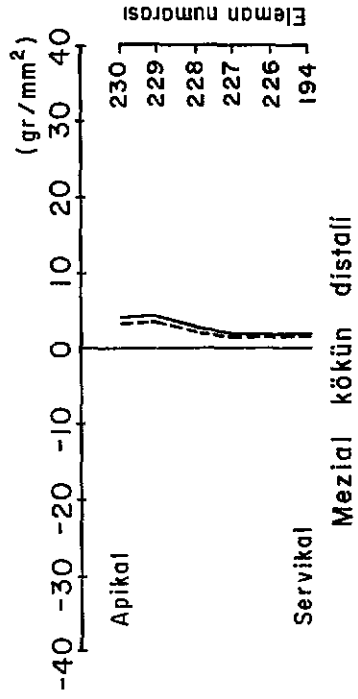
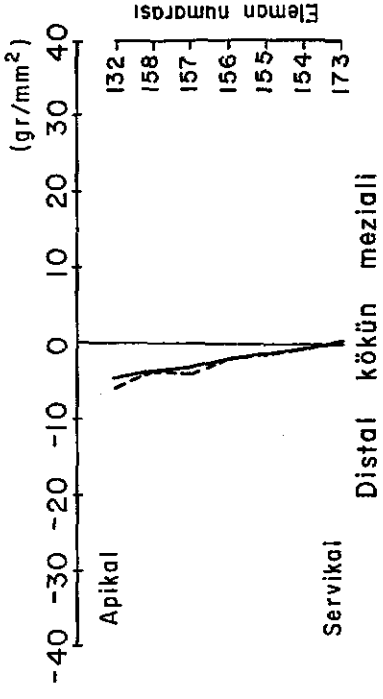
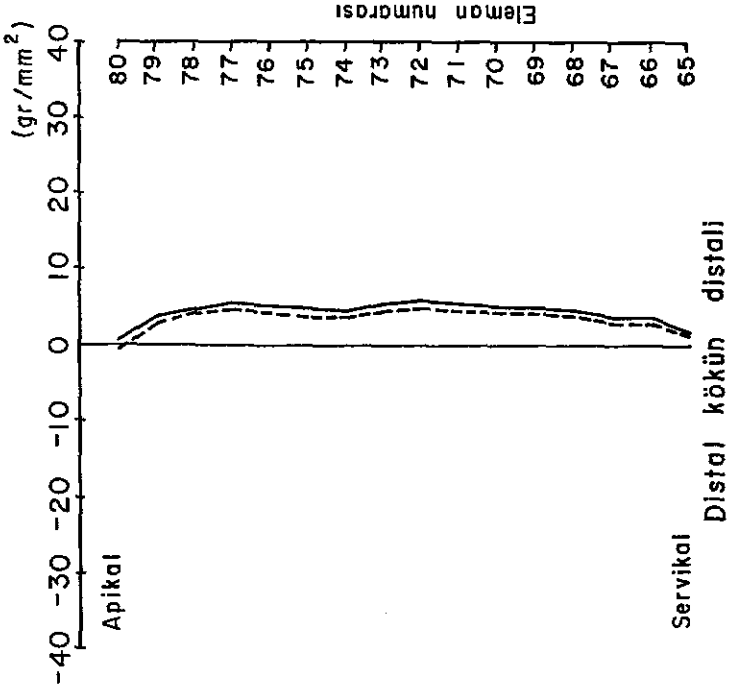
4. DURUM



— Smax
- - - Smin

ŞEKİL 4.30: MOLAR DIŞIN PERİODONSIYUMUNDAKİ STRESLER

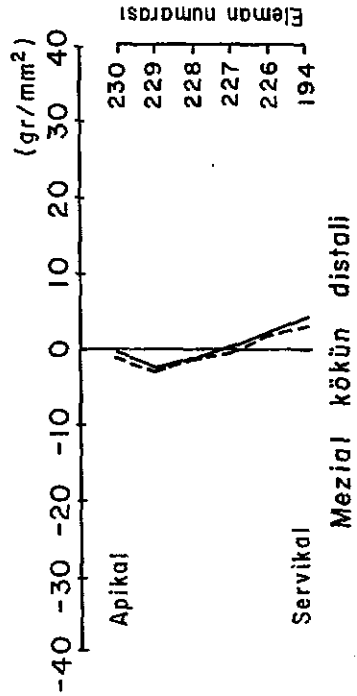
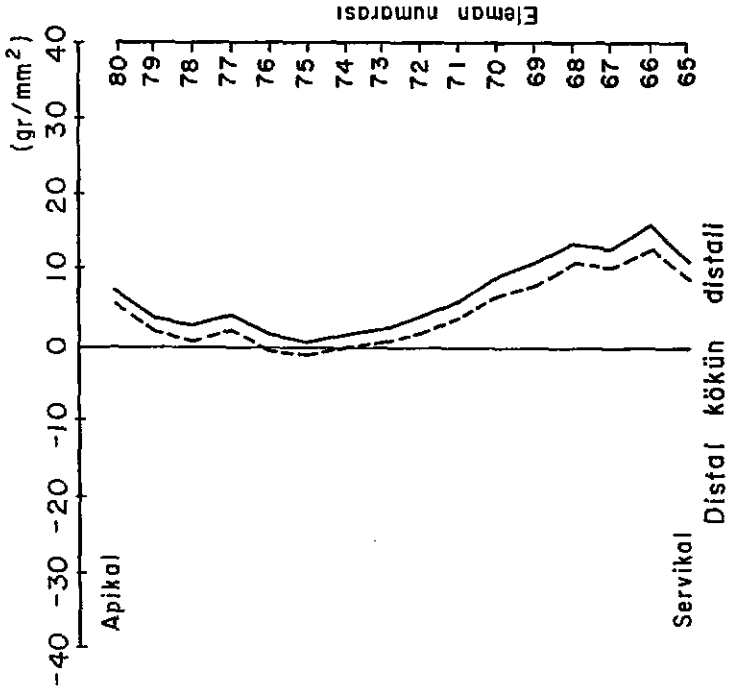
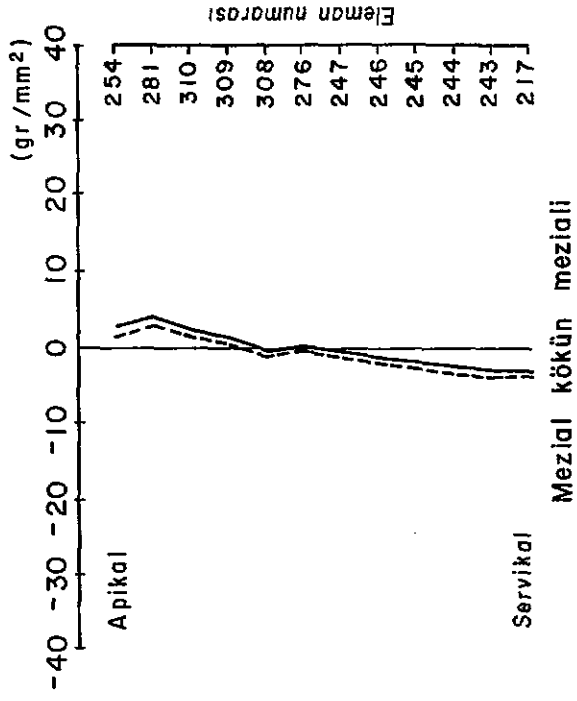
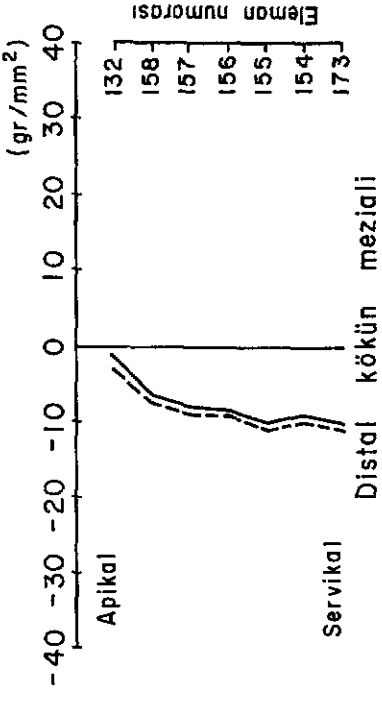
5. DURUM



— Smax
 - - - Smin

ŞEKİL 4.31: MOLAR DİŞİN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

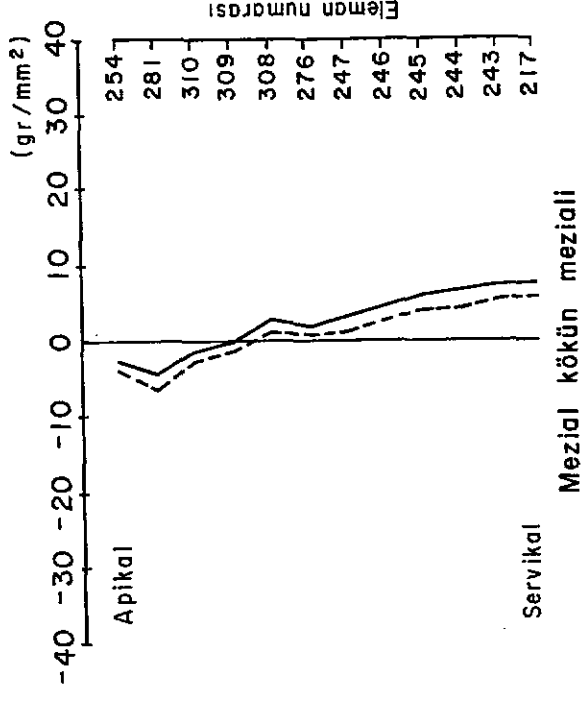
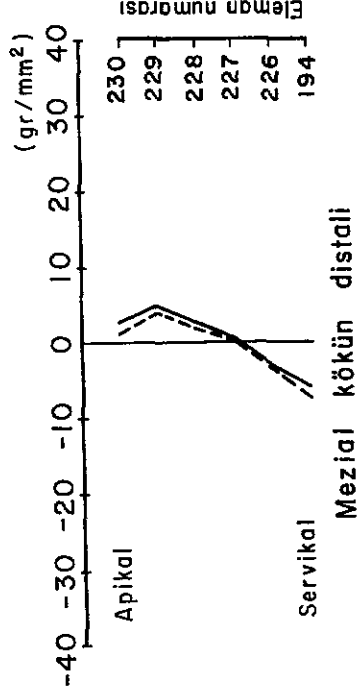
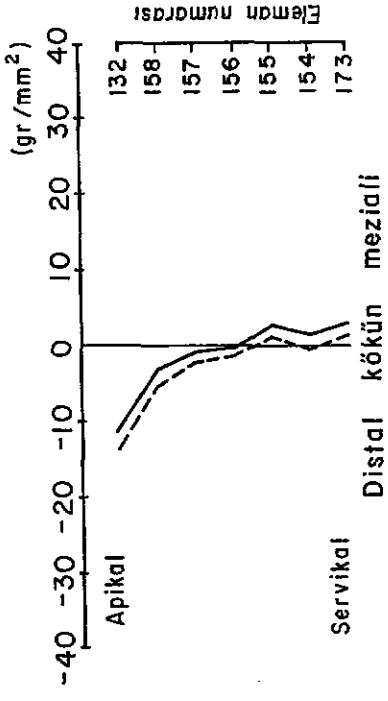
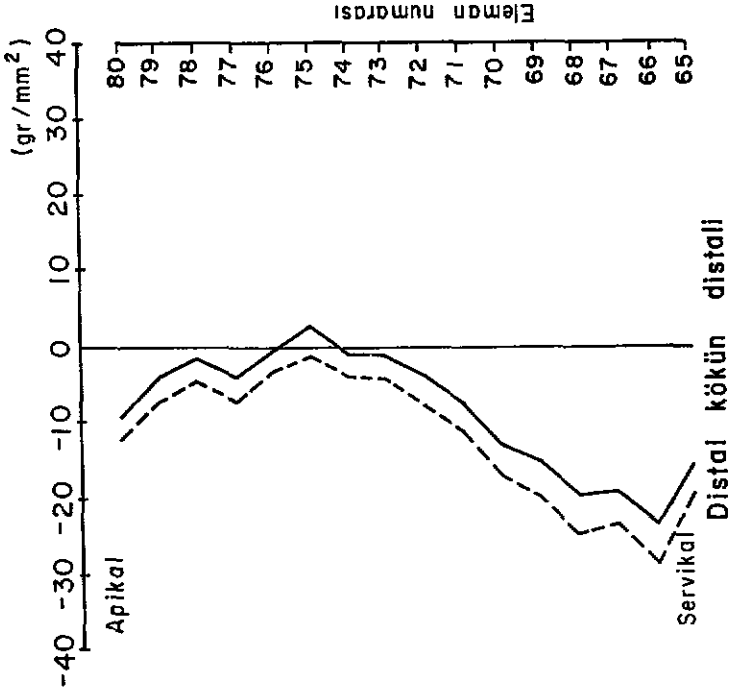
6. DURUM



— S_{max}
- - - S_{min}

ŞEKİL 4.32: MOLAR DİŞİN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

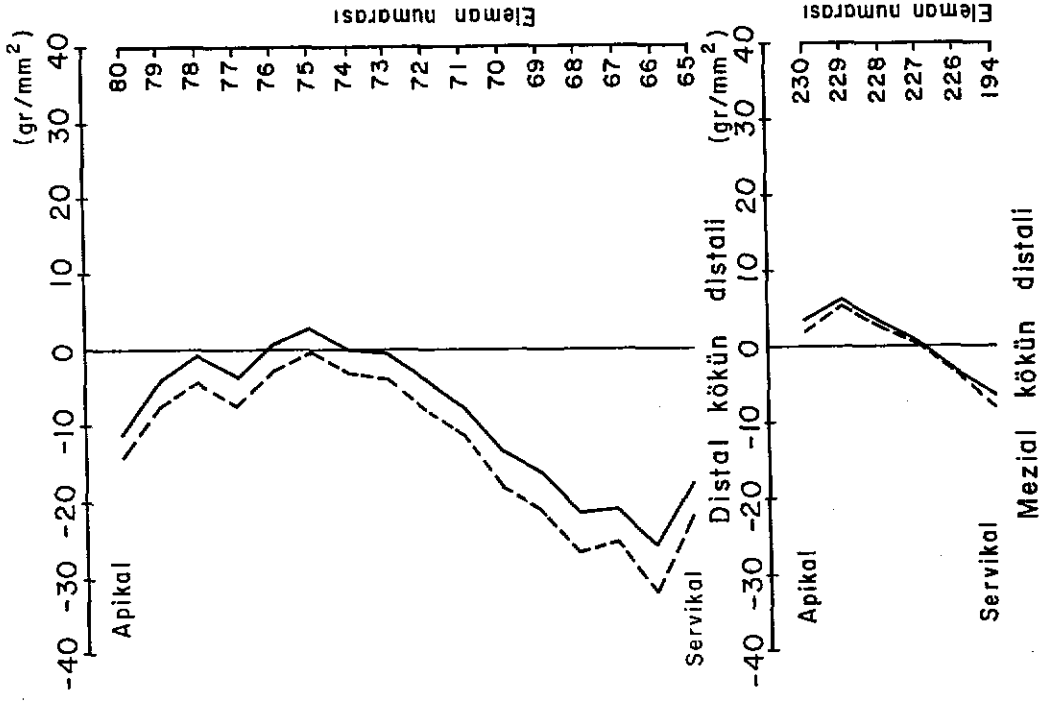
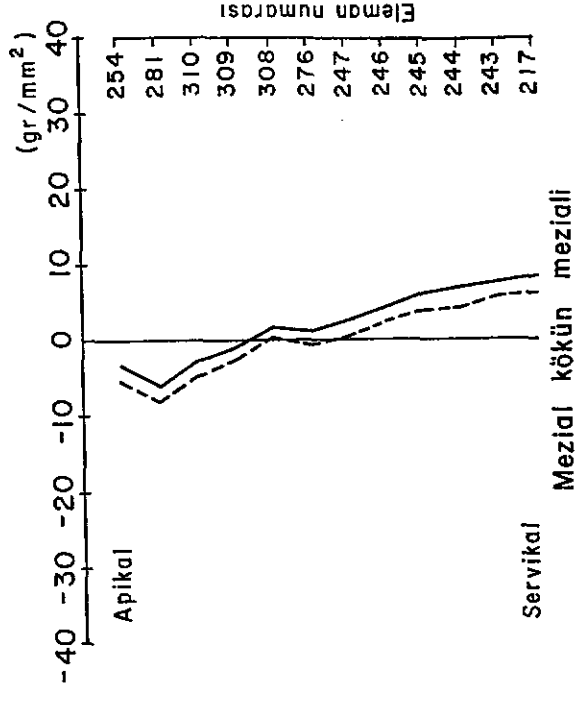
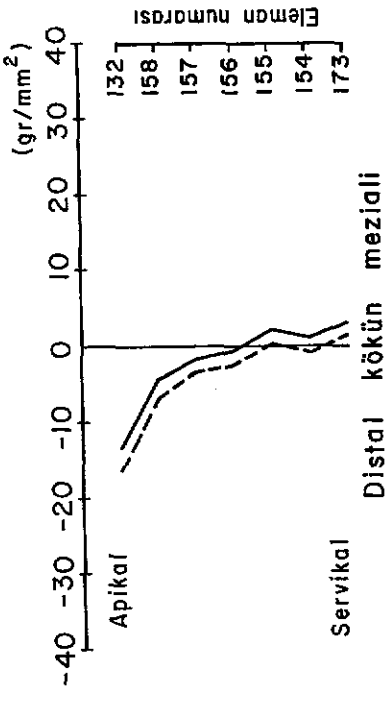
7. DURUM



— Smax
 - - - Smin

ŞEKİL 4.33: MOLAR DIŞİN PERİODONSIYUMUNDAKİ STRESLER

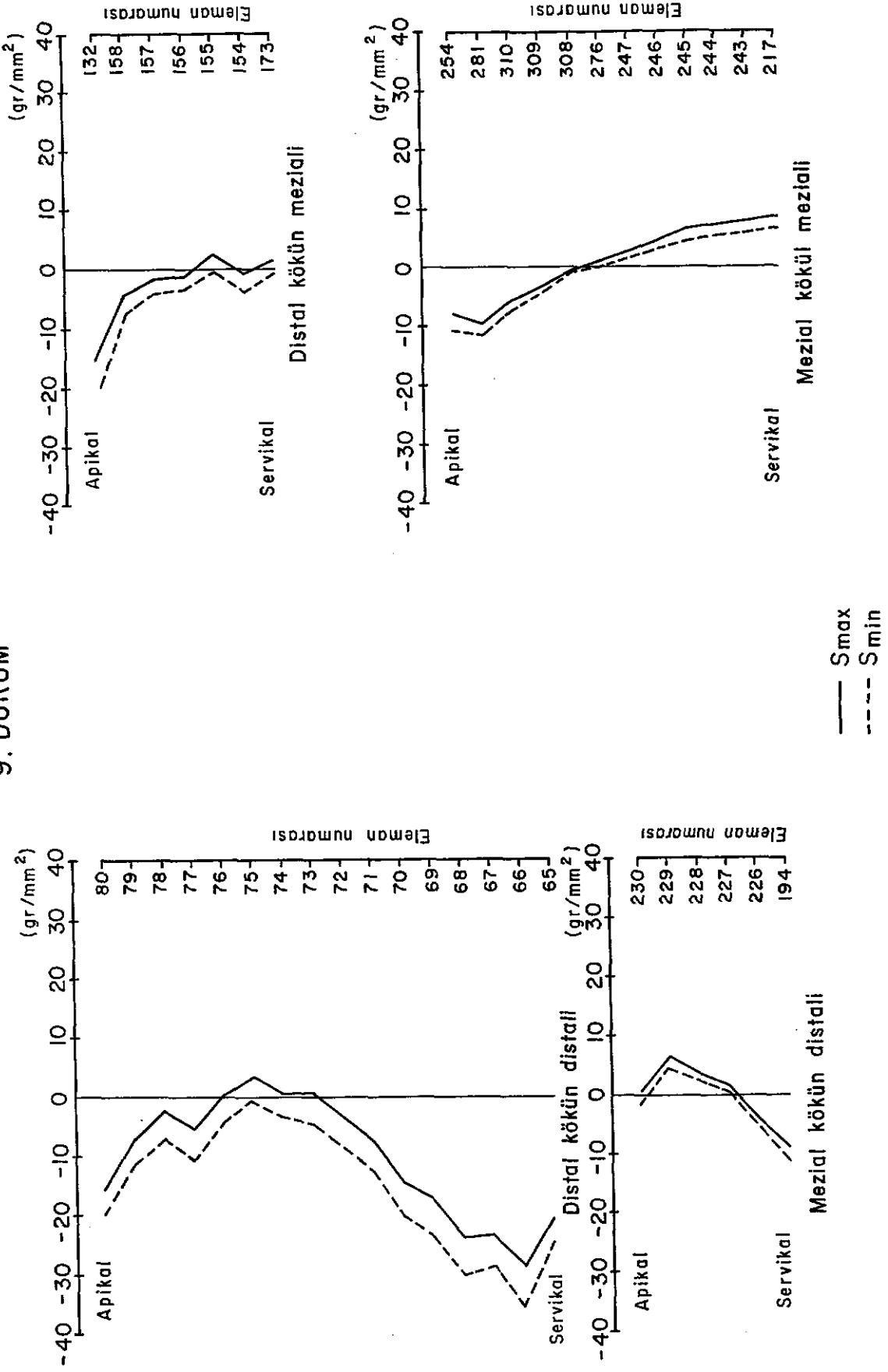
8. DURUM



— Smax
- - - Smin

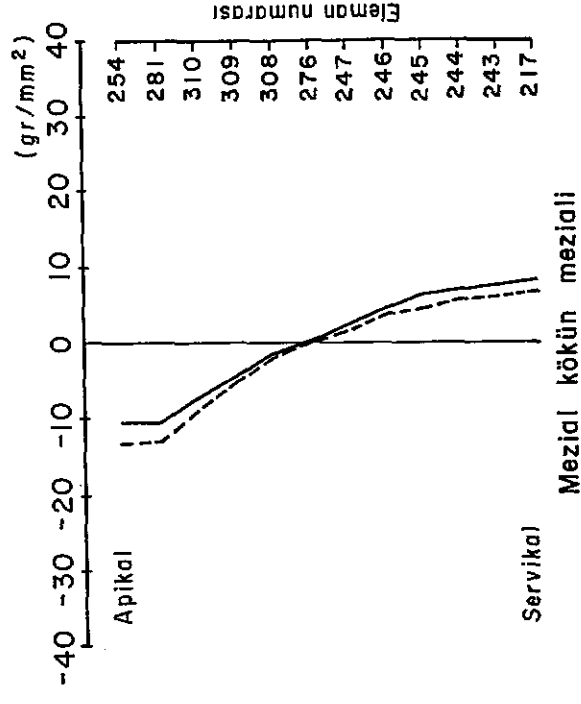
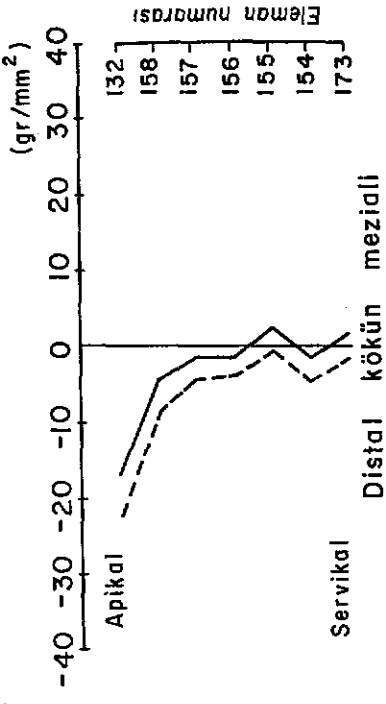
ŞEKİL 4.34: MOLAR DİŞİN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

9. DURUM

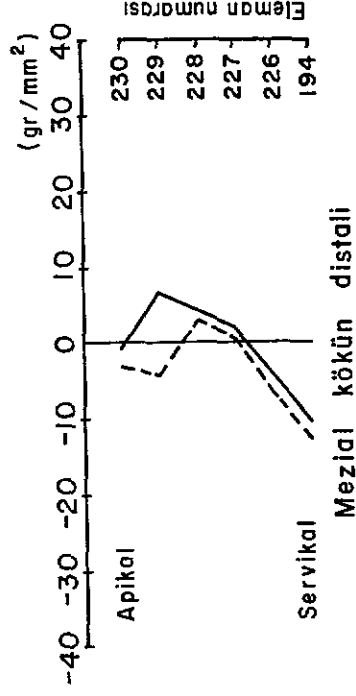
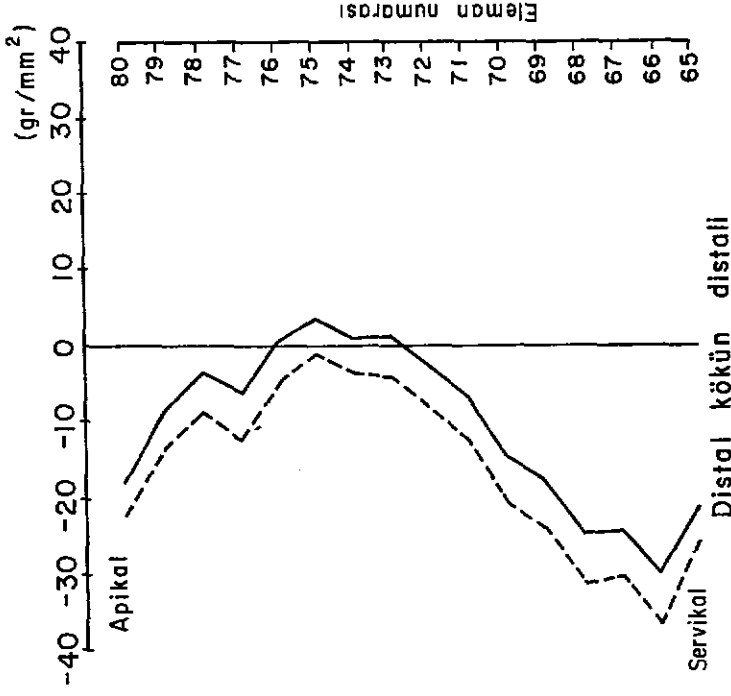


ŞEKİL 4.35; MOLAR DİŞİN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

10. DURUM

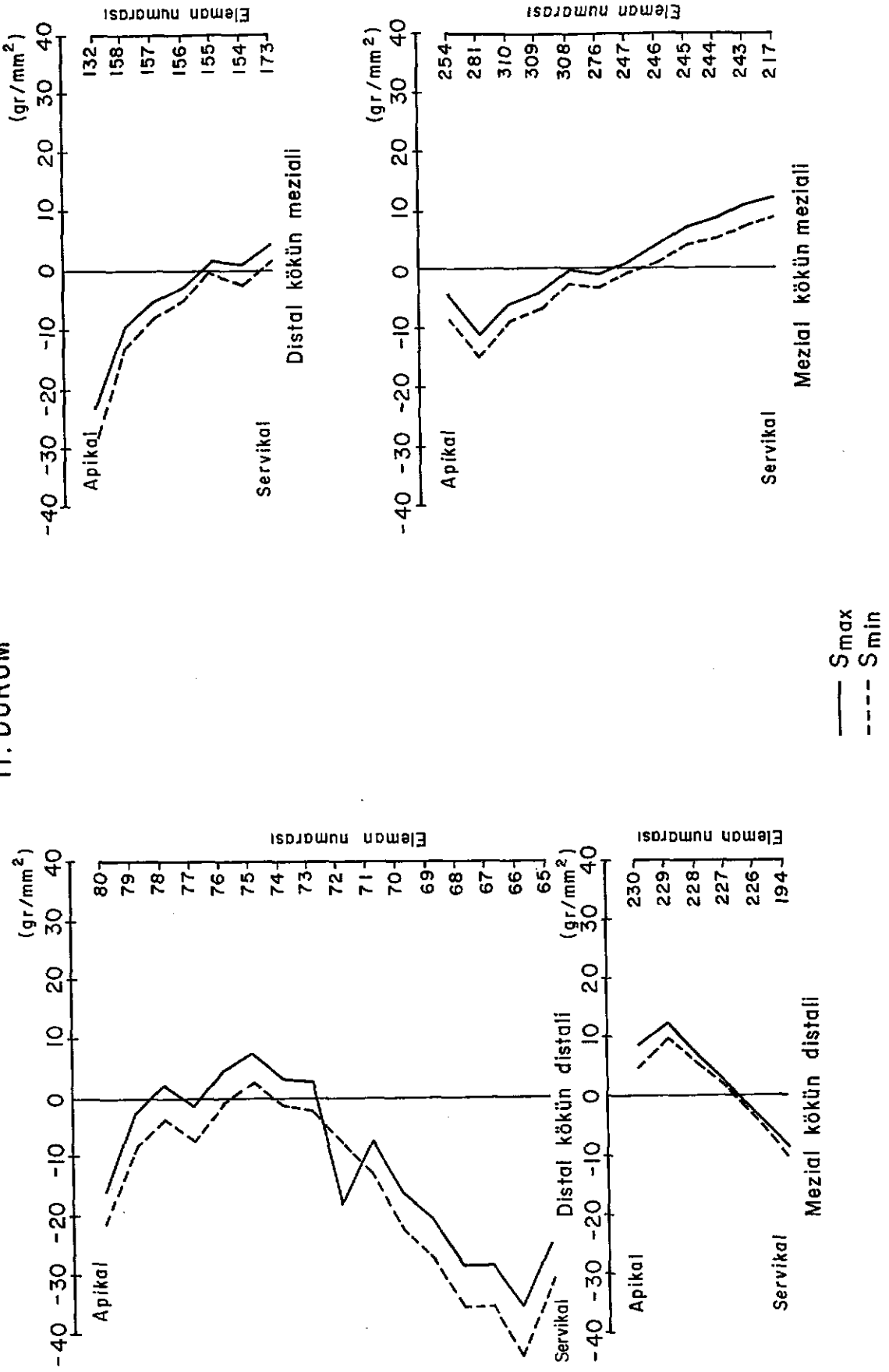


— Smax
 --- Smin



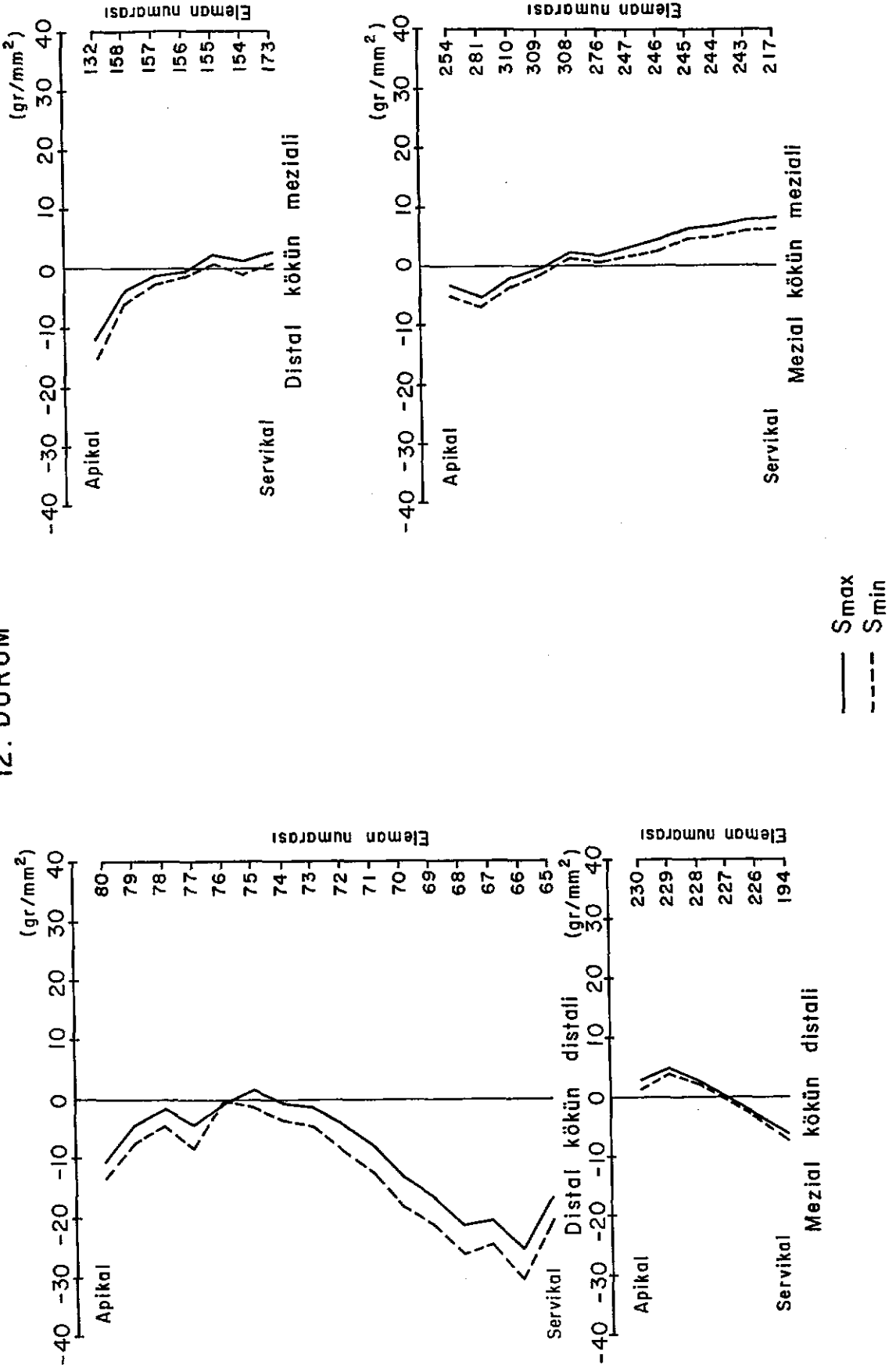
ŞEKİL 4.36: MOLAR DİŞİN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

II. DURUM



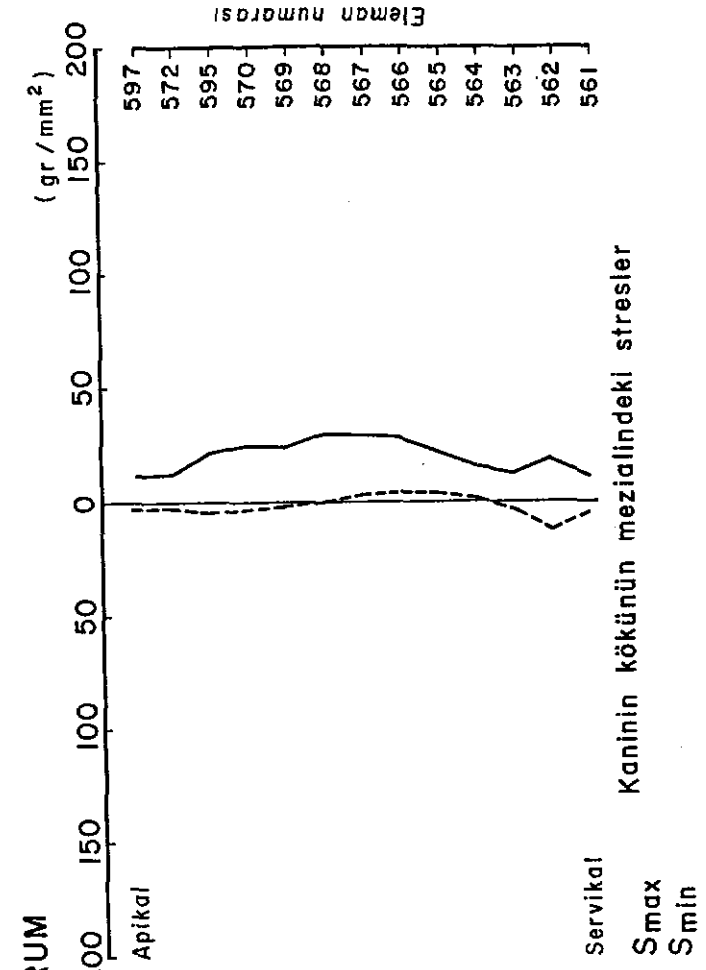
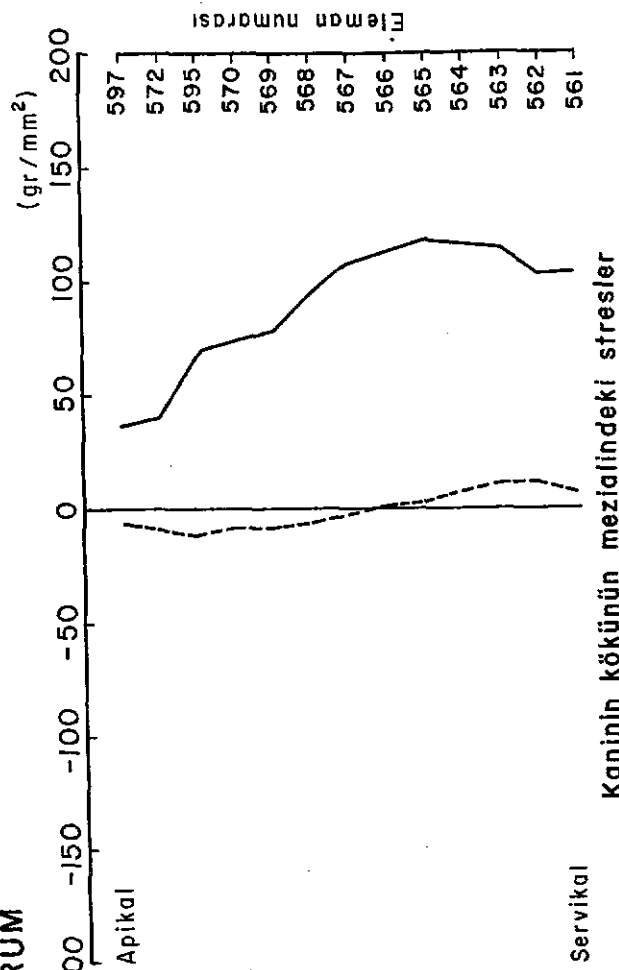
ŞEKİL 4.37: MOLAR DIŞIN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

12. DURUM

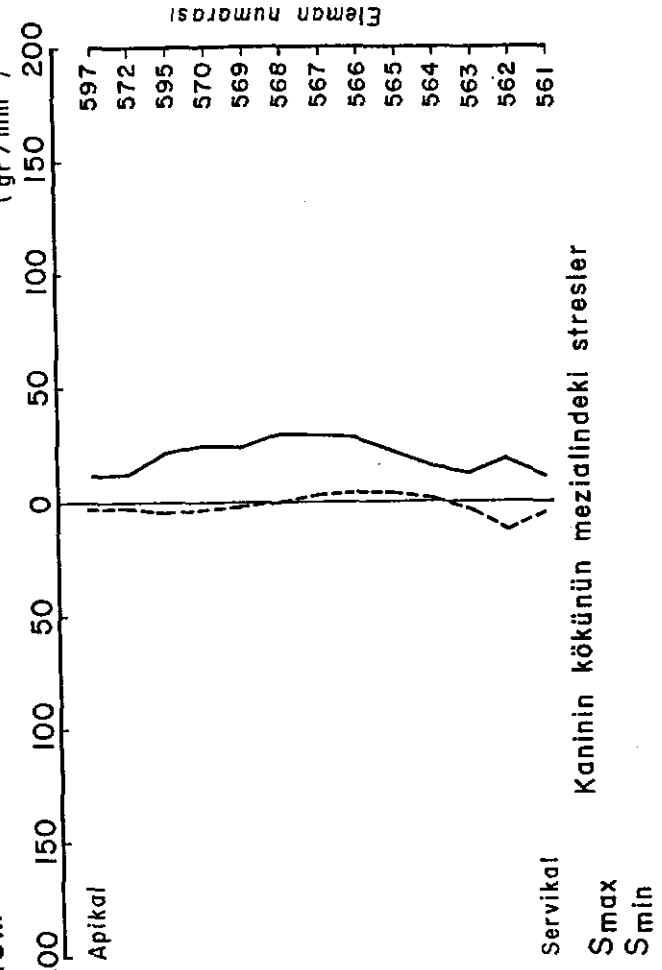
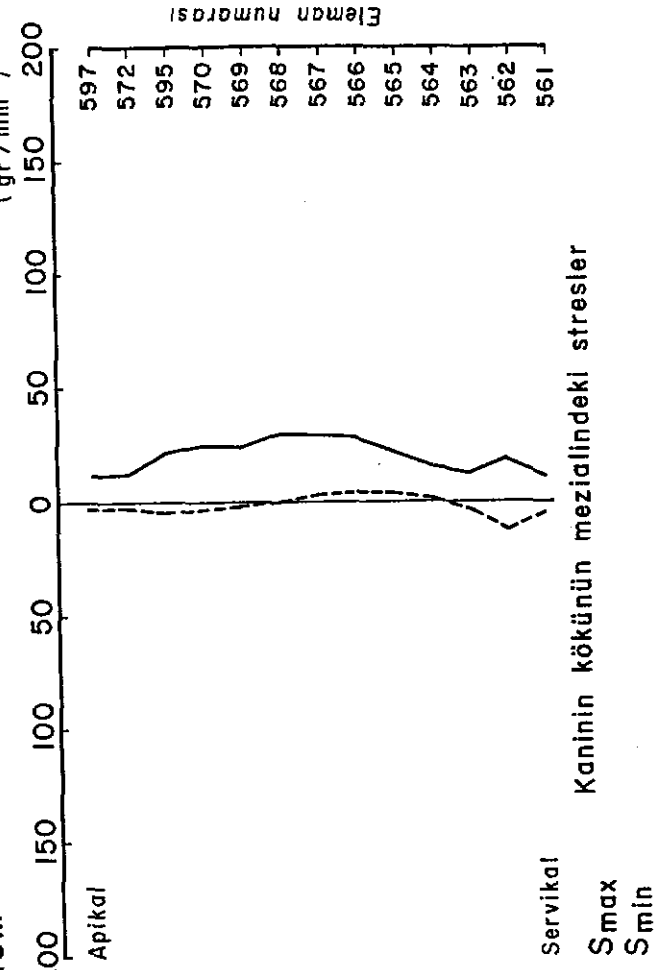


ŞEKİL 4.38: MOLAR DİŞİN PERİODONSİYUMUNDAKİ STRESLER

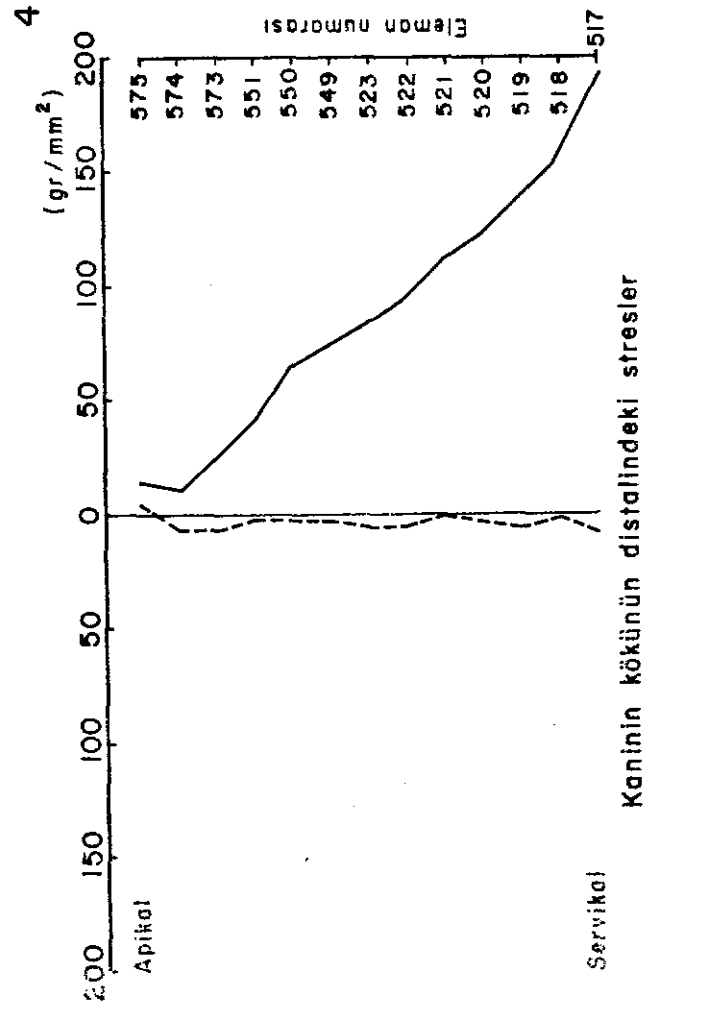
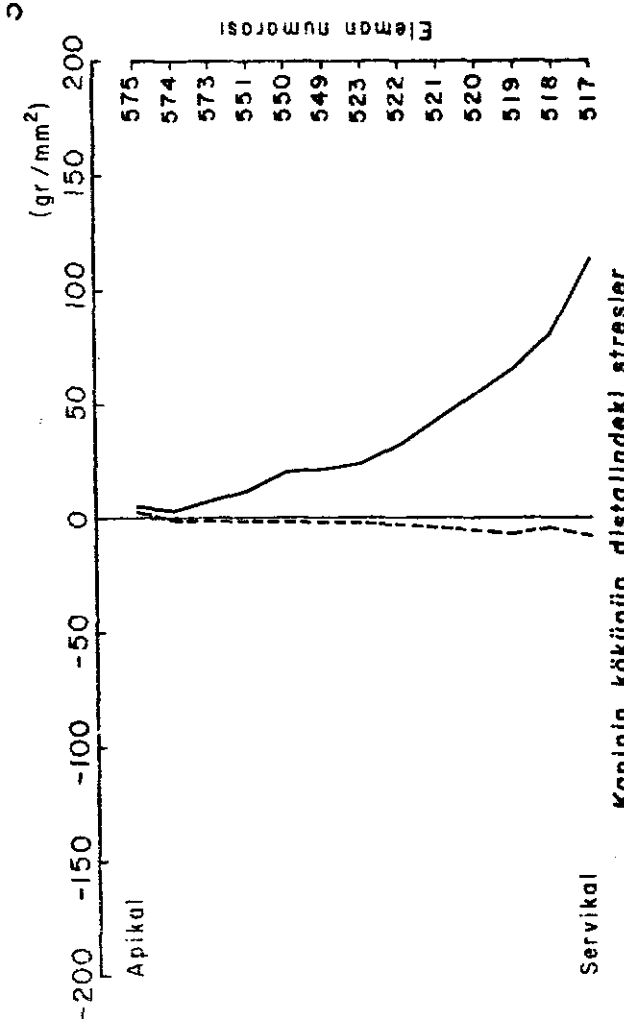
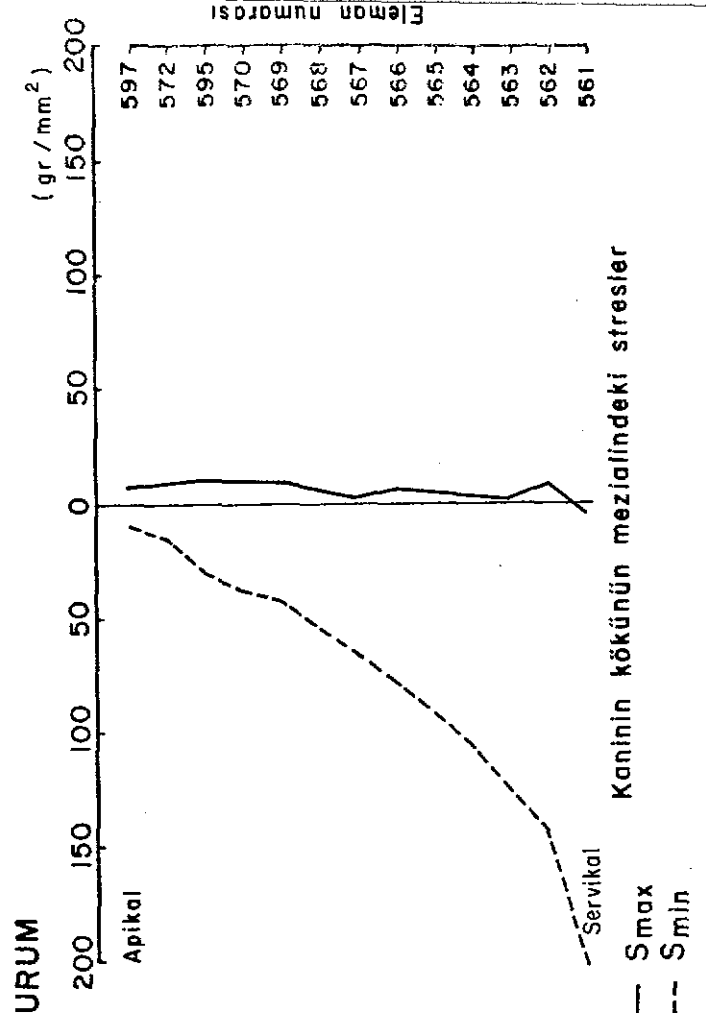
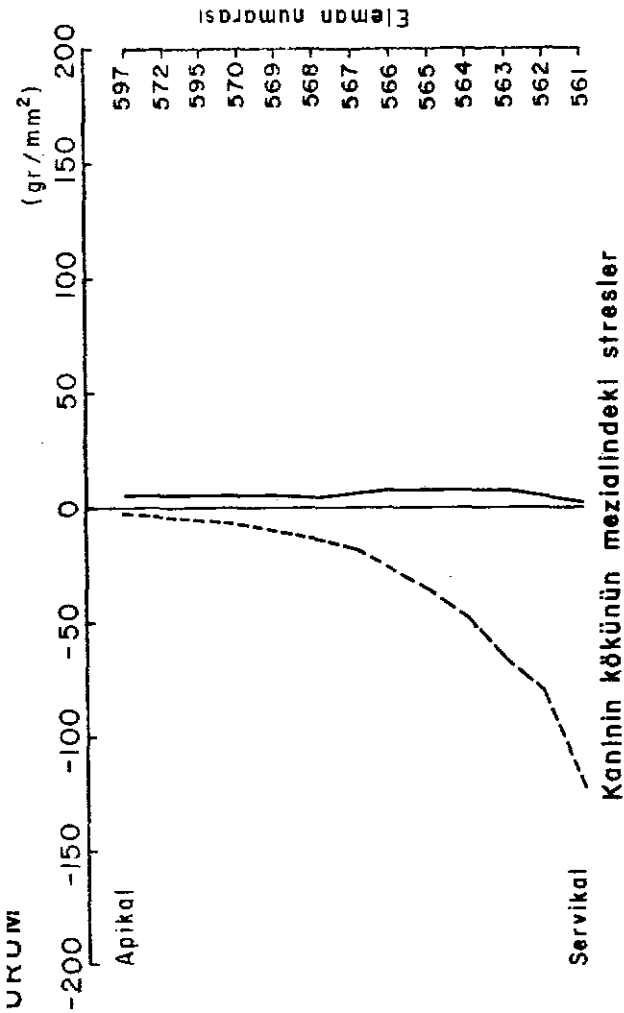
I. DURUM



2. DURUM

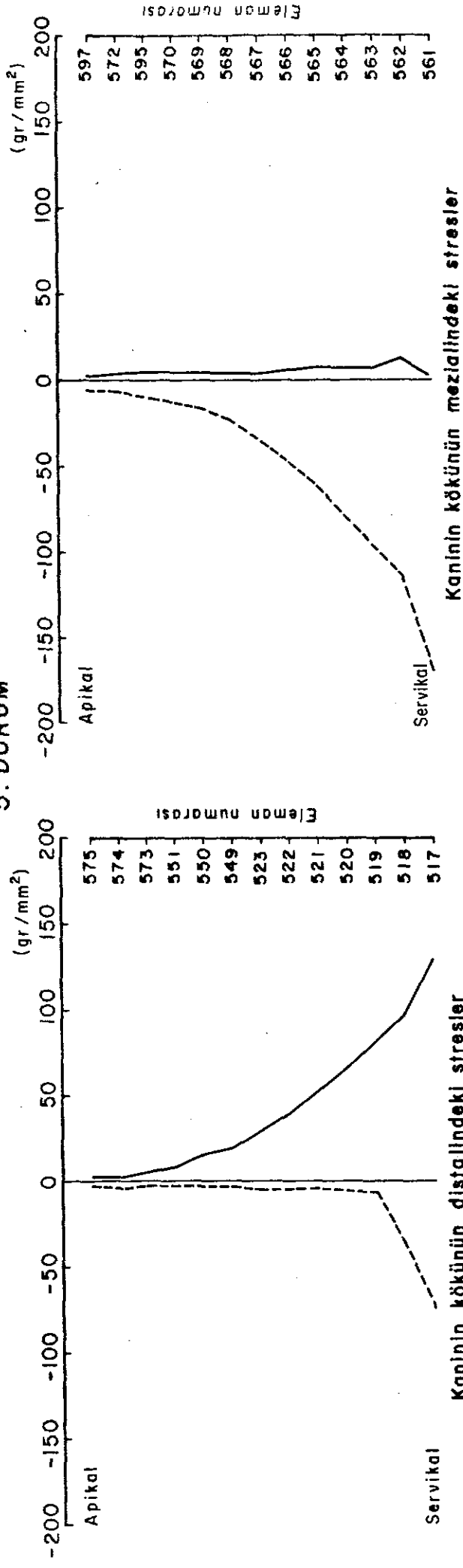


ŞEKİL 4.39 : KANININ KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.

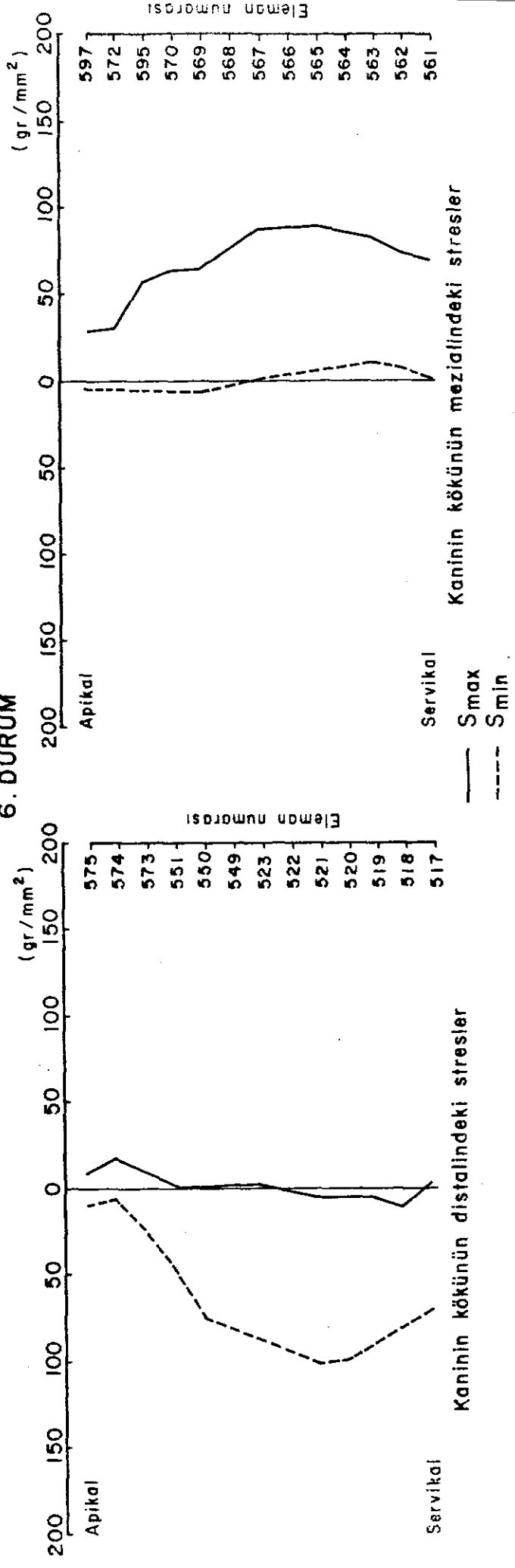


SEKİL 4.40 : KANININ KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.

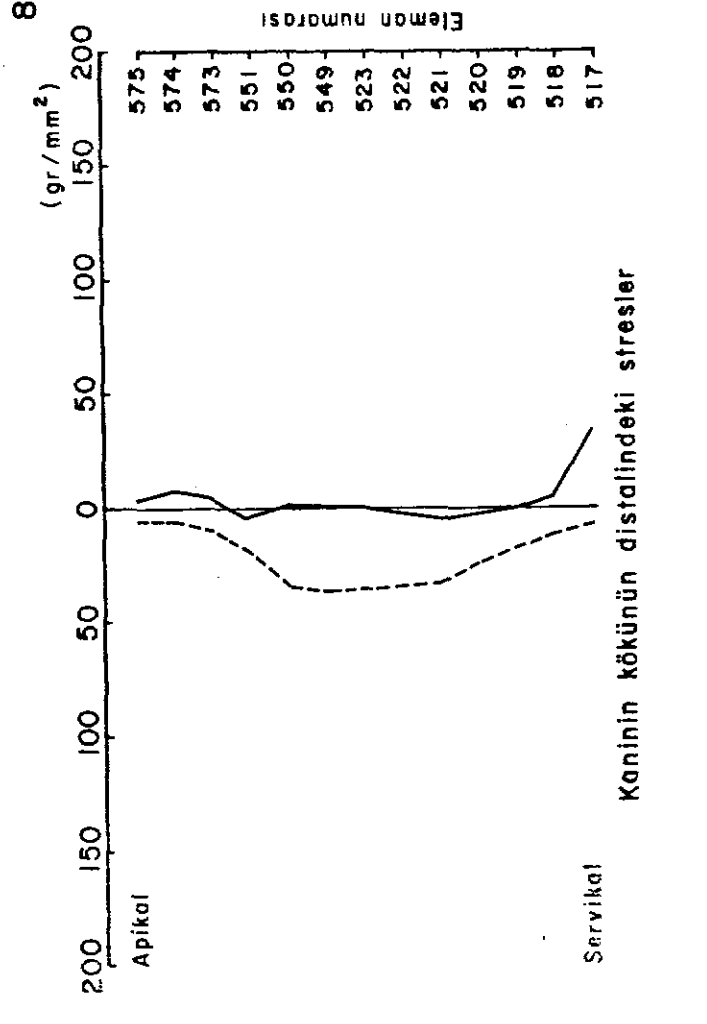
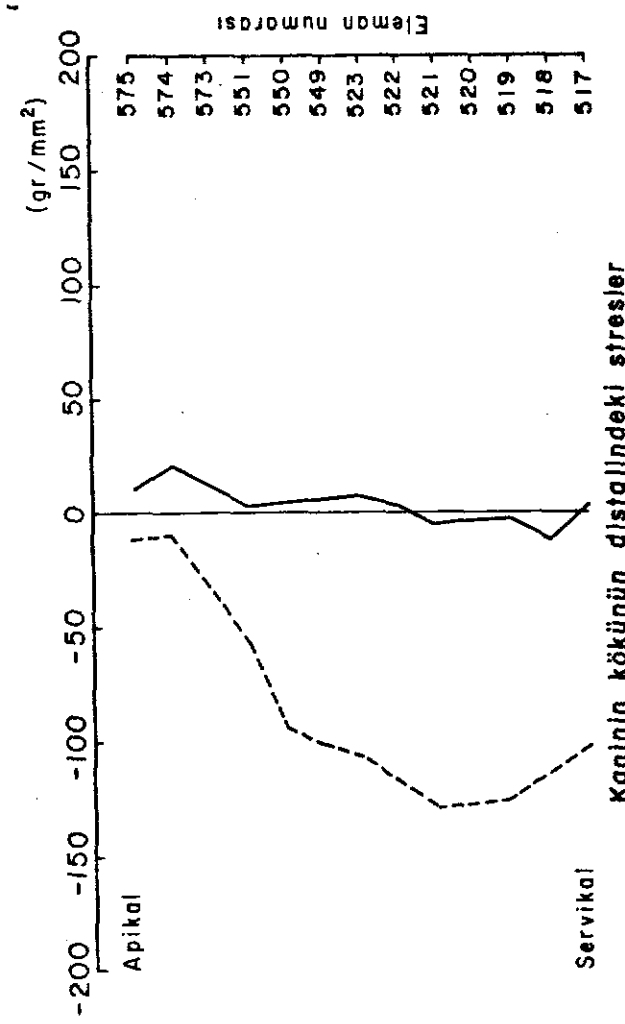
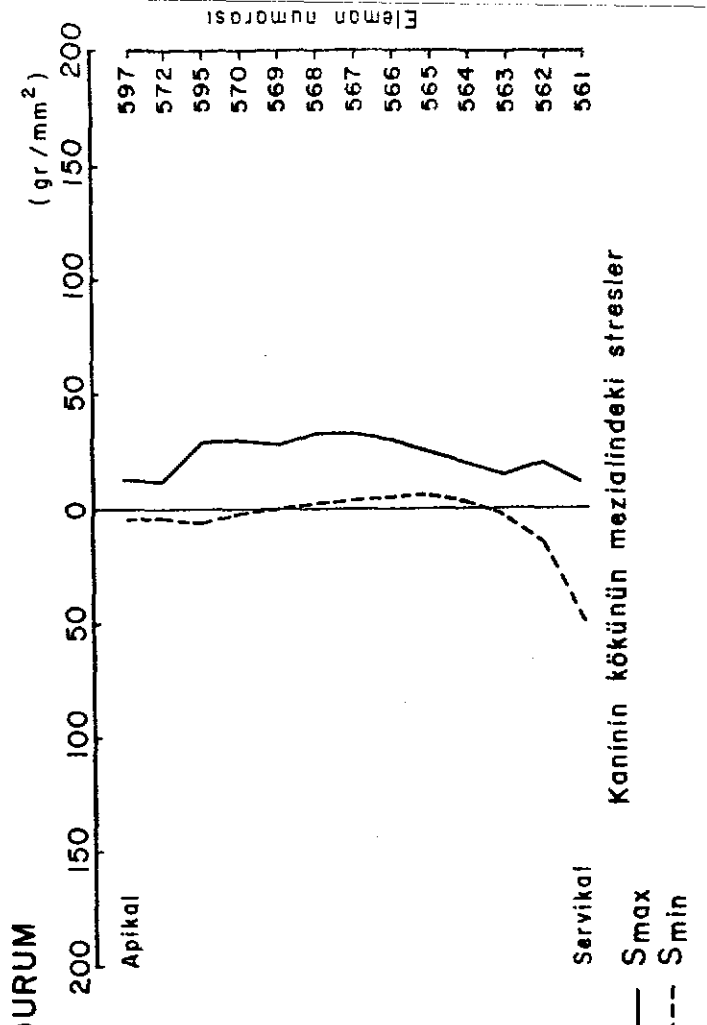
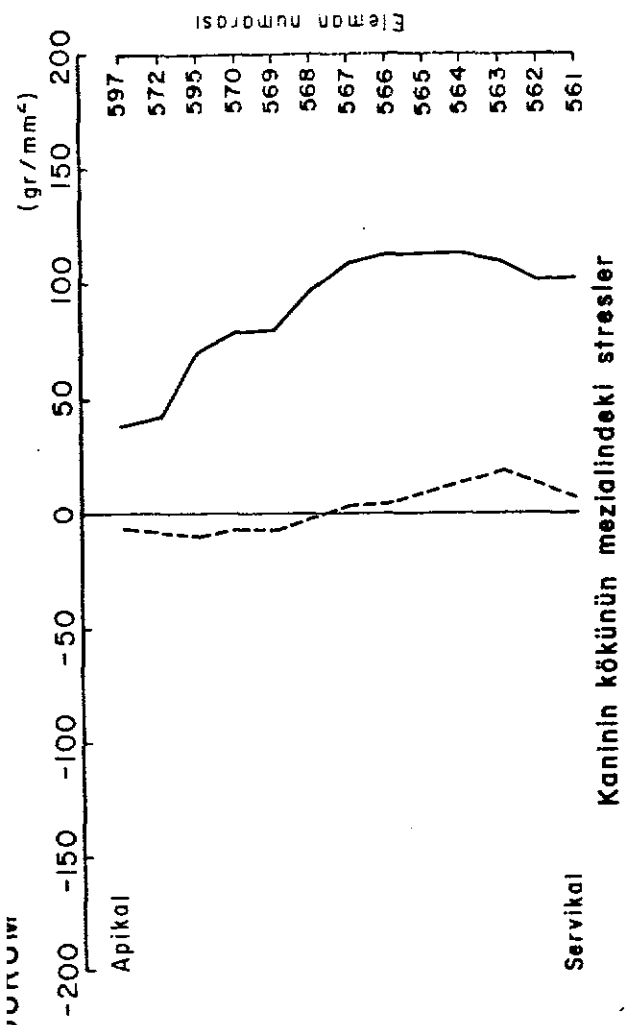
5. DURUM



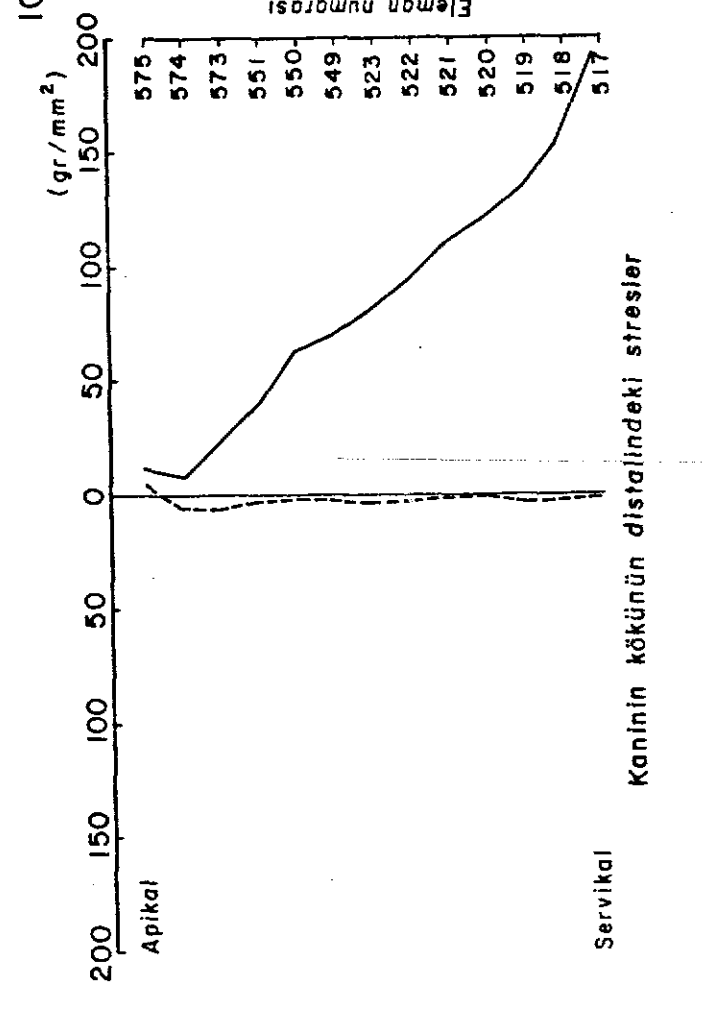
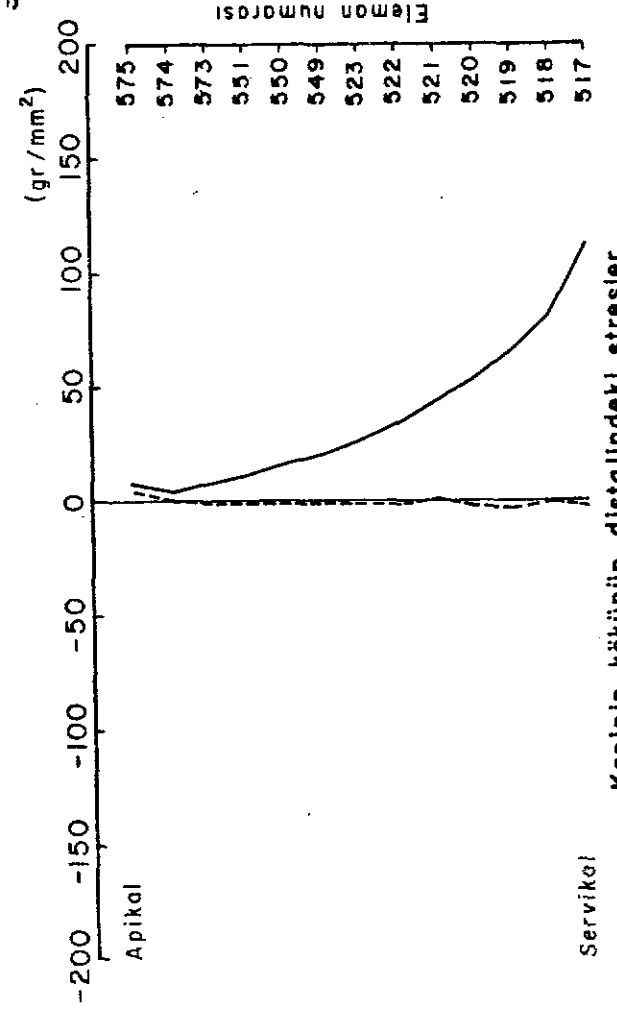
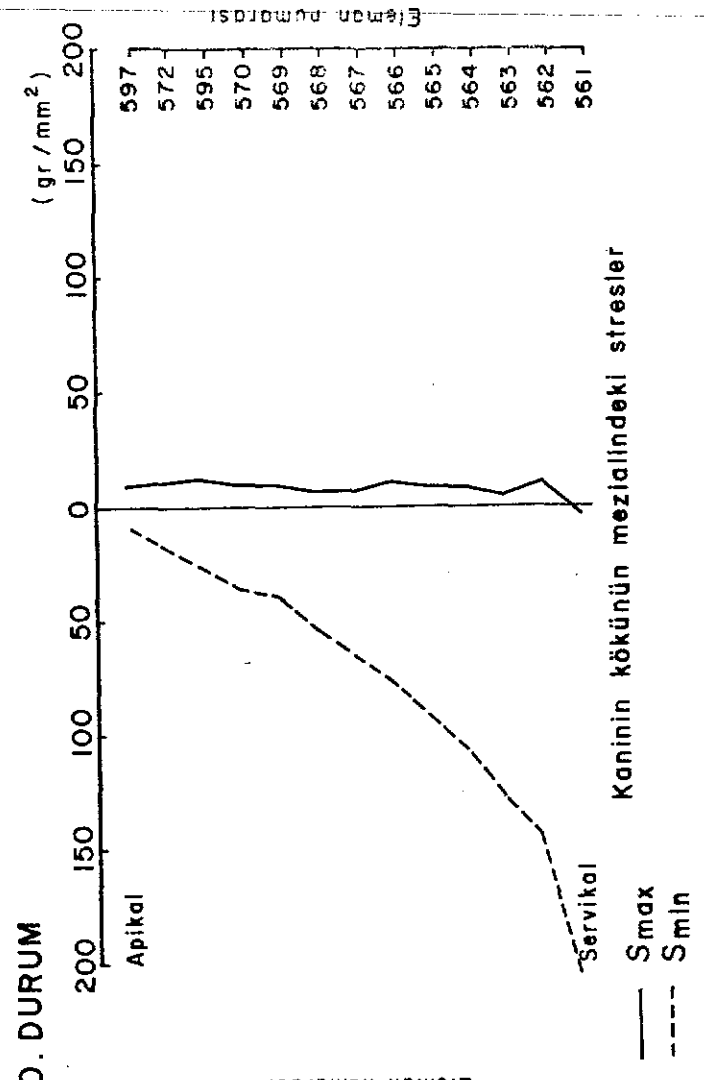
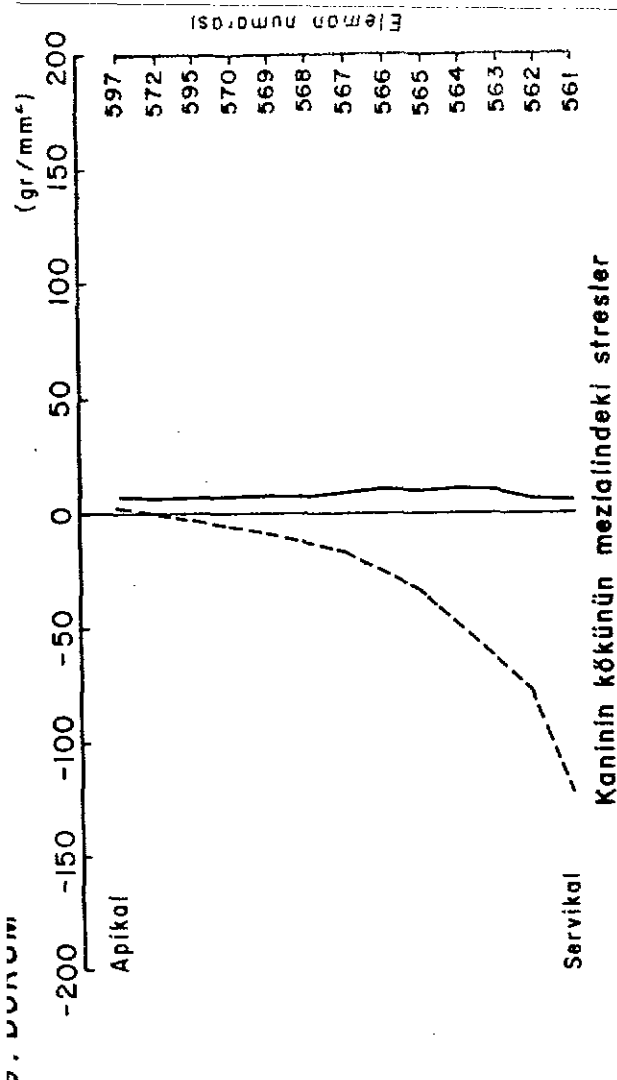
6. DURUM



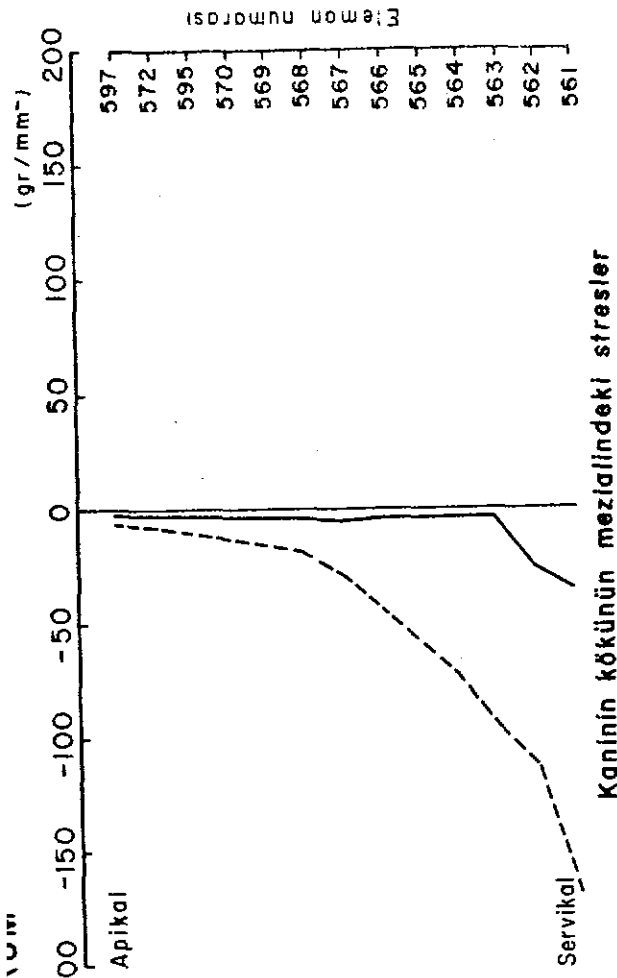
ŞEKİL 4.41 : KANININ KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



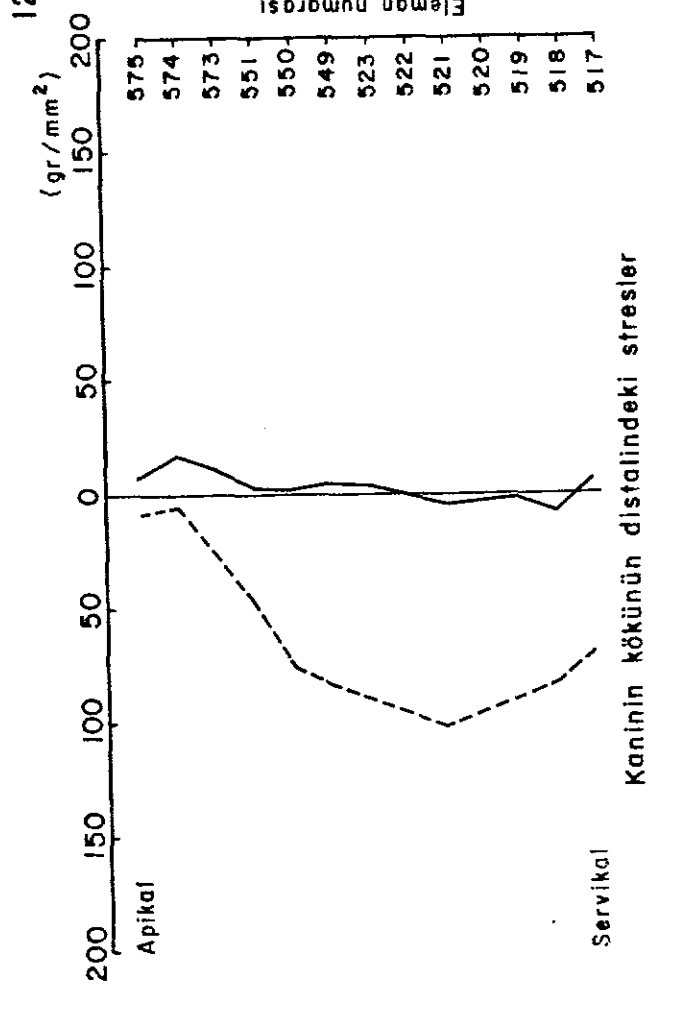
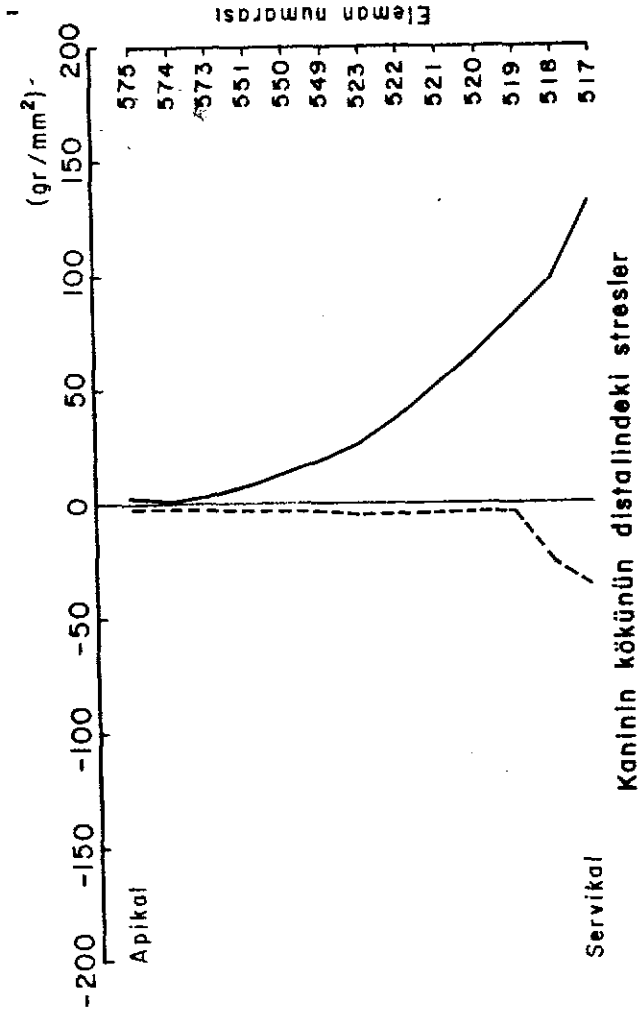
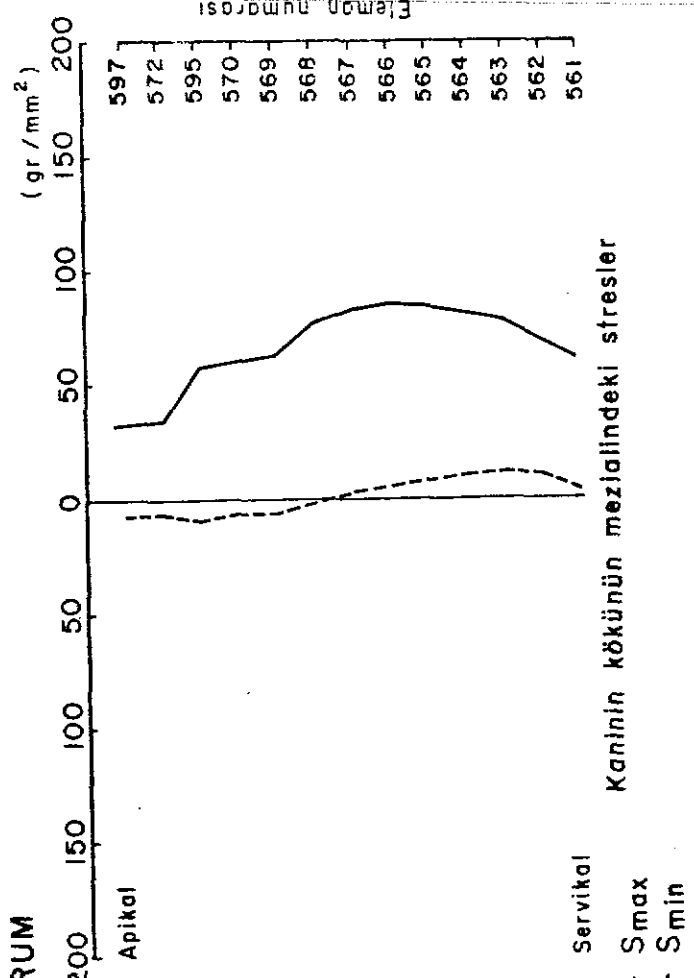
ŞEKİL 4,42 : KANININ KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



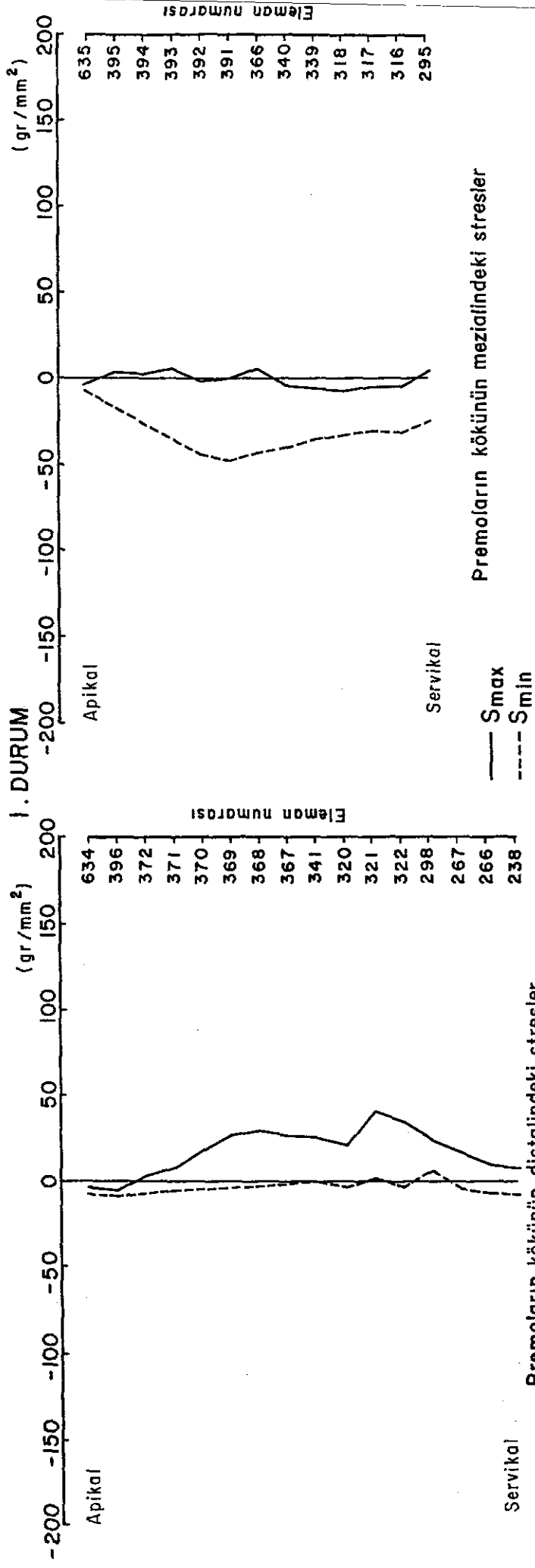
ŞEKİL 4.43 : KANININ KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZALİNDEKİ STRESLER.



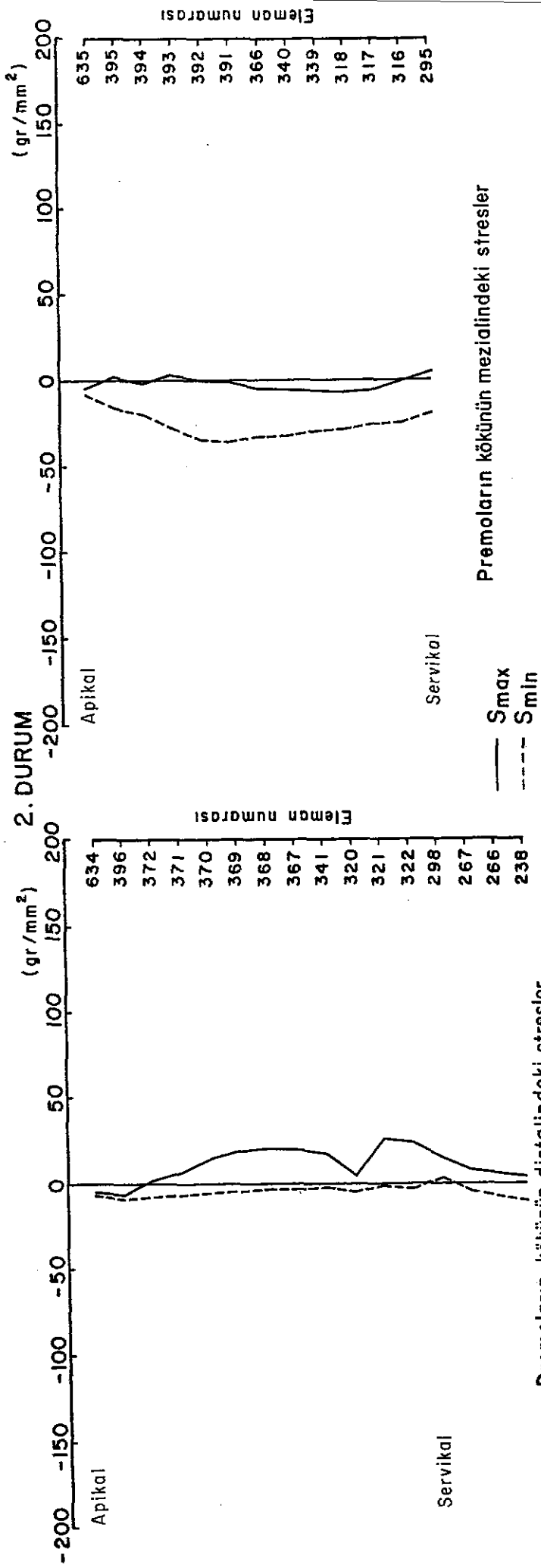
12. DURUM



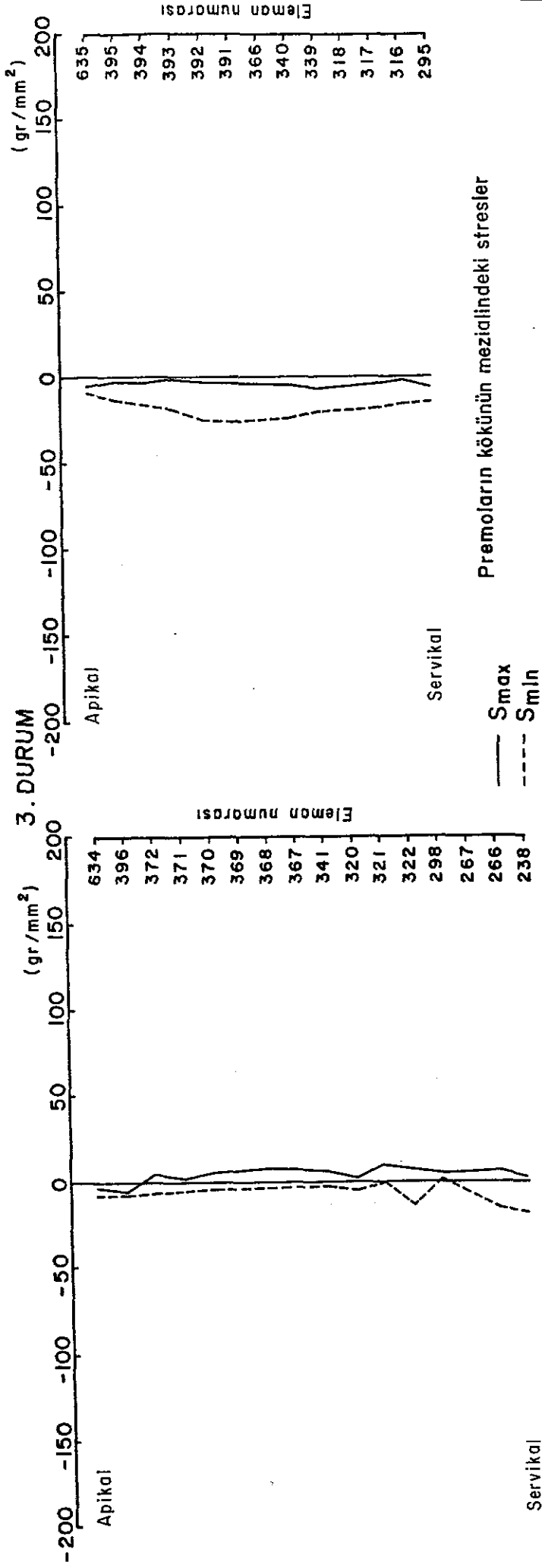
ŞEKİL 4.44 : KANININ KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



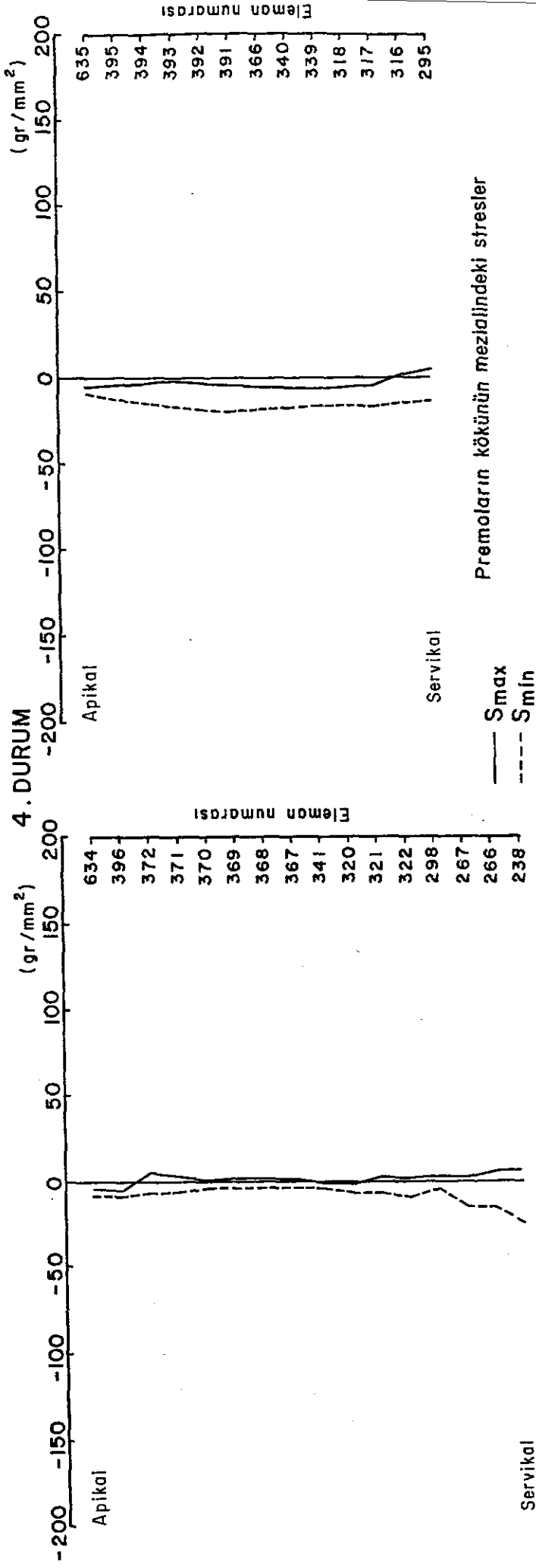
SEKİL 4.45 : PREMOLARIN KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



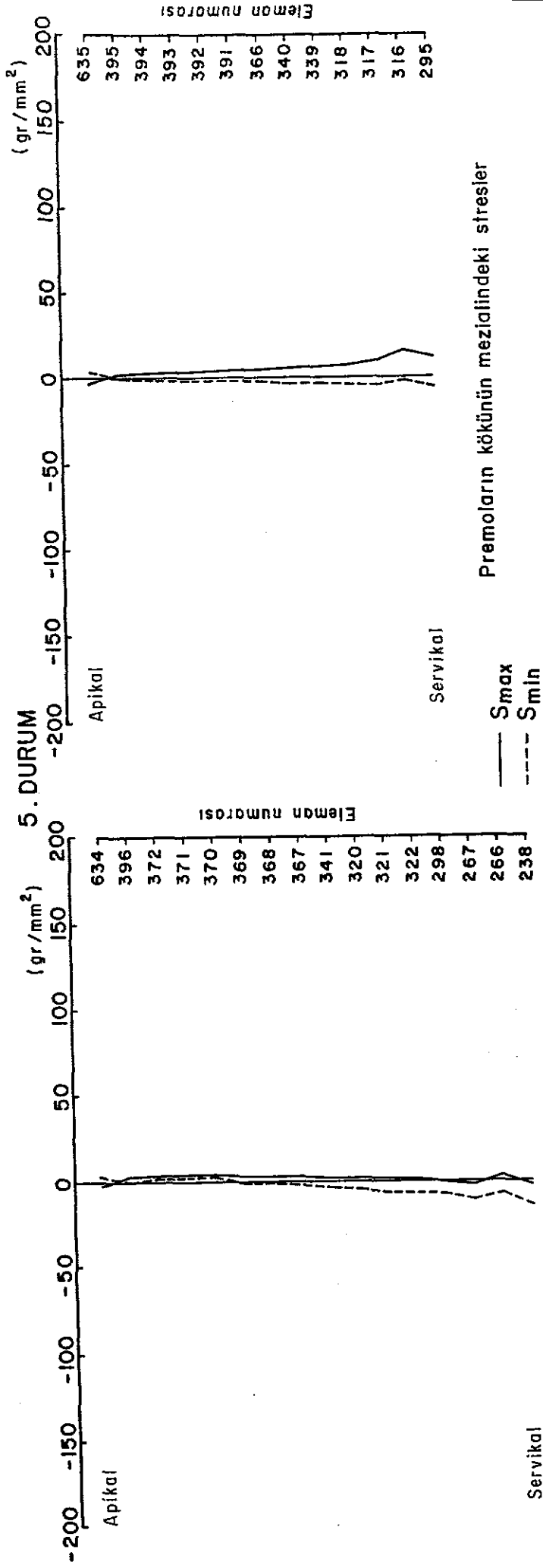
ŞEKİL 4.46 ; PREMOLARIN KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER,



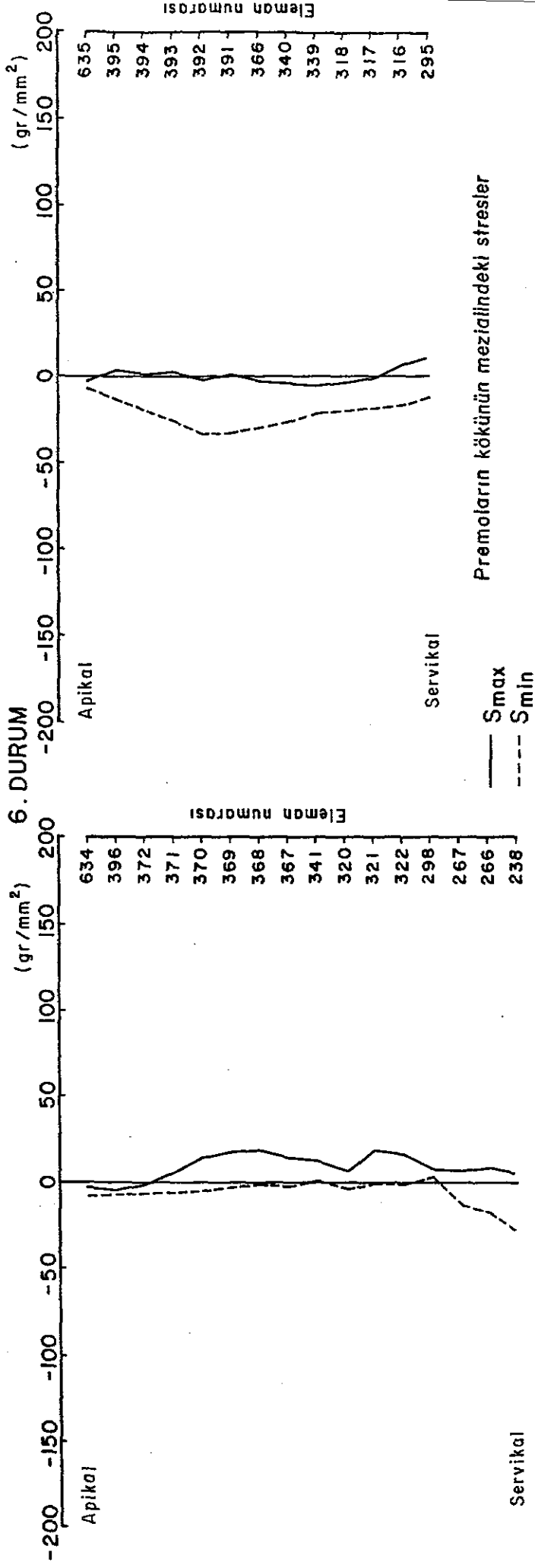
ŞEKİL 4,47 : PREMOLARIN KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



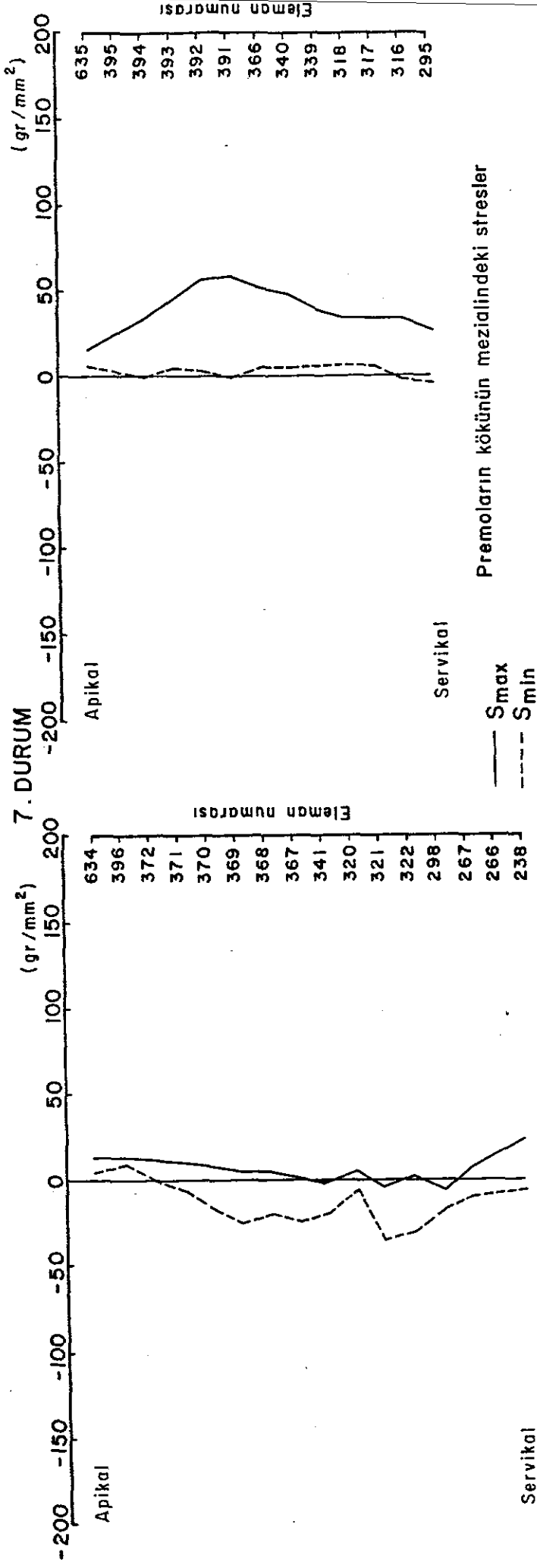
ŞEKİL 4.48 : PREMOLARIN KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



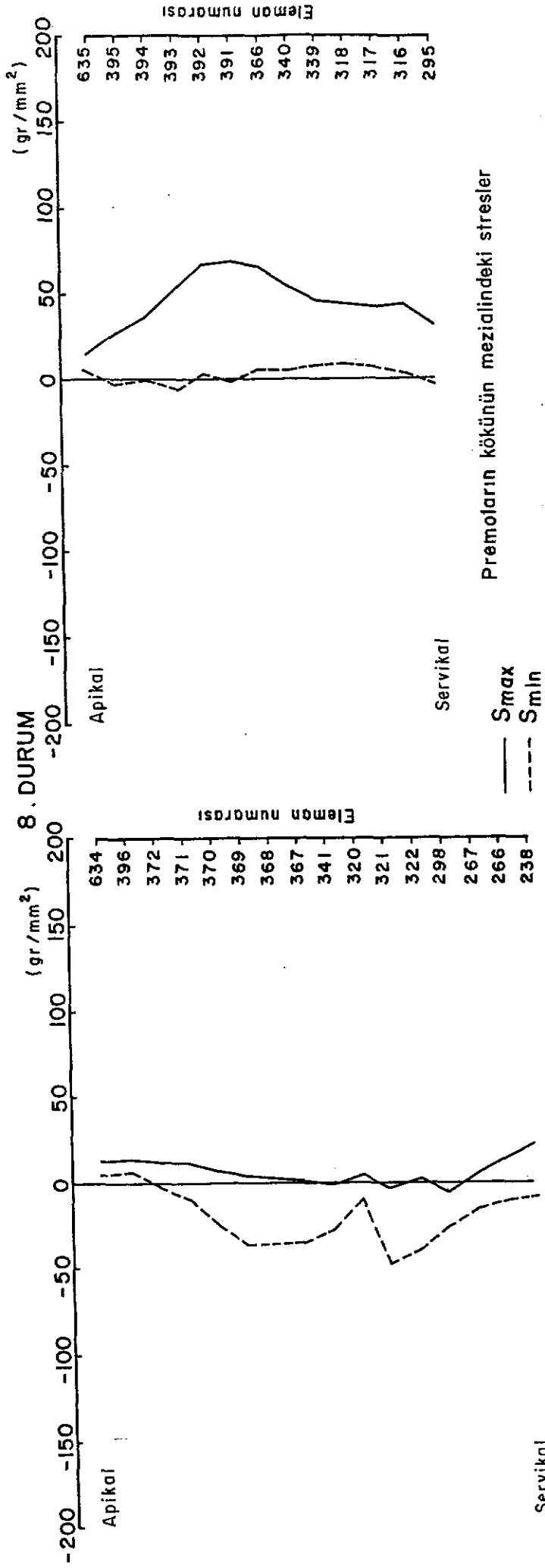
ŞEKİL 4.49 : PREMOLARIN KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



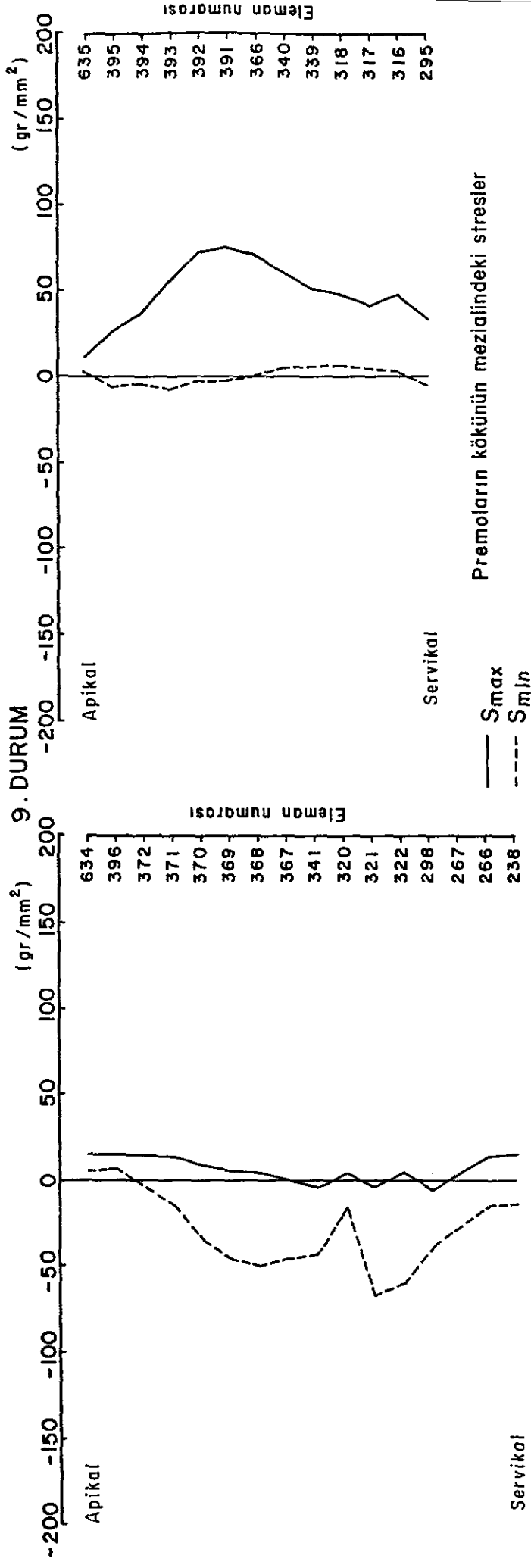
ŞEKİL 4,50 : PREMOLARIN KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



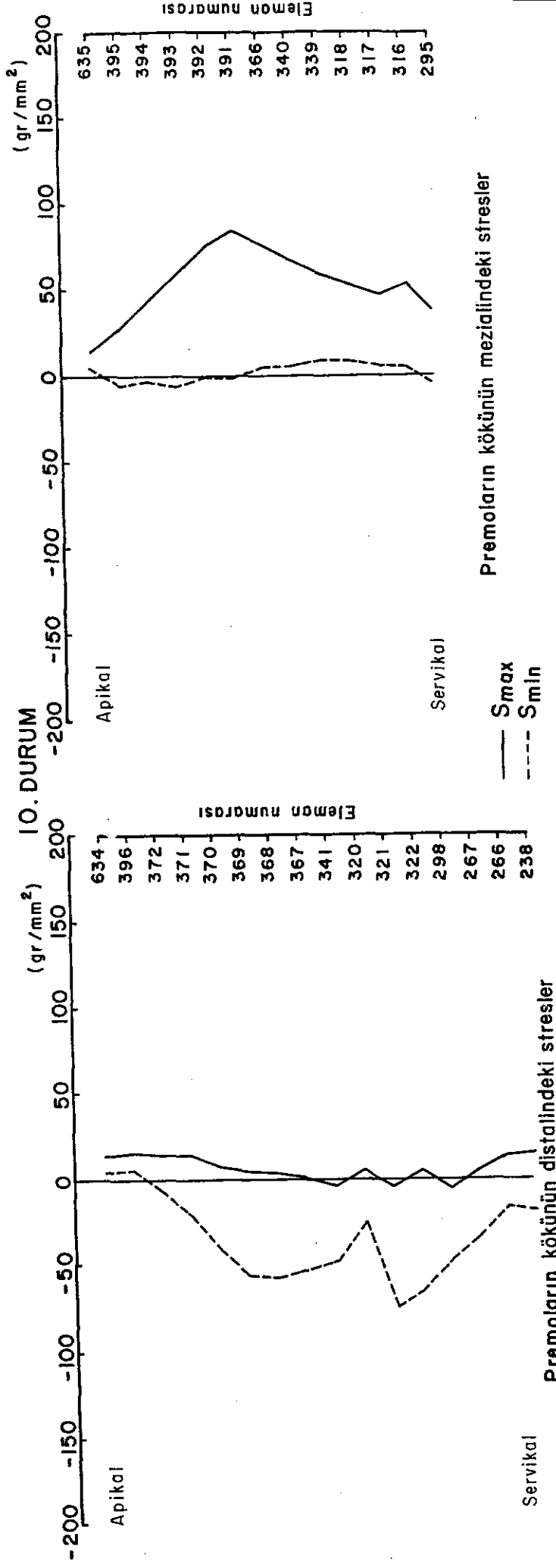
ŞEKİL 4.5I : PREMOLARIN KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



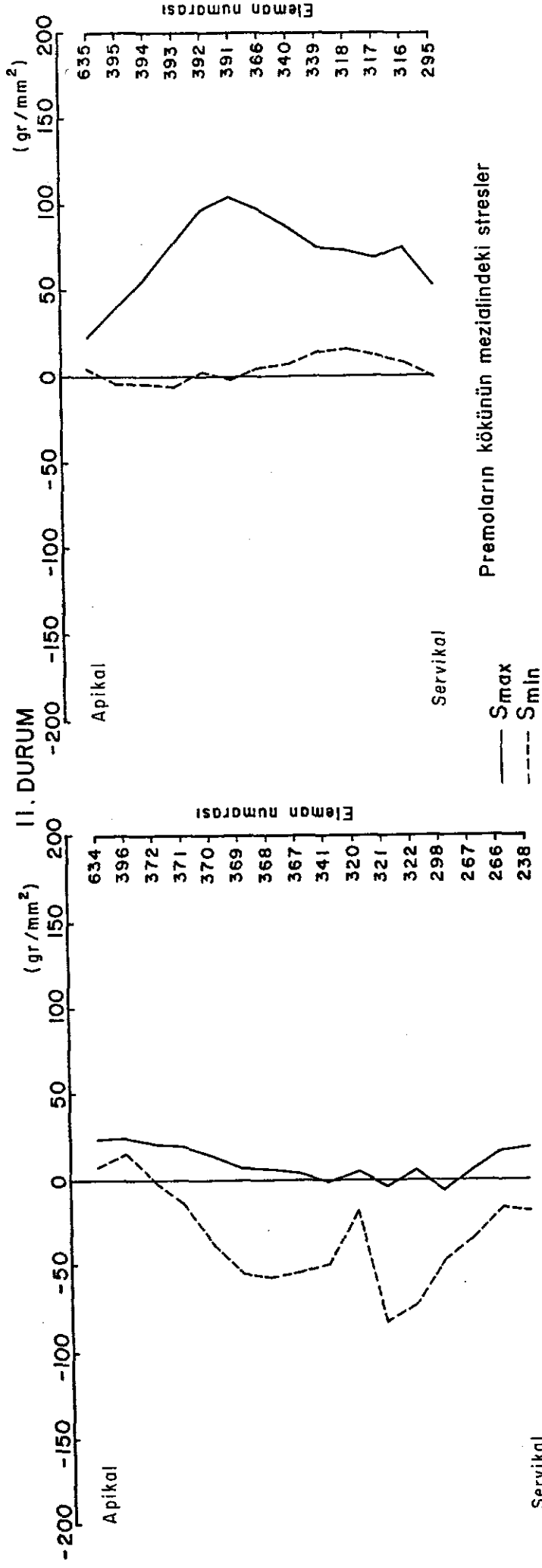
ŞEKİL 4.52 : PREMOLARIN KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



ŞEKİL 4.53 : PREMOLARIN KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



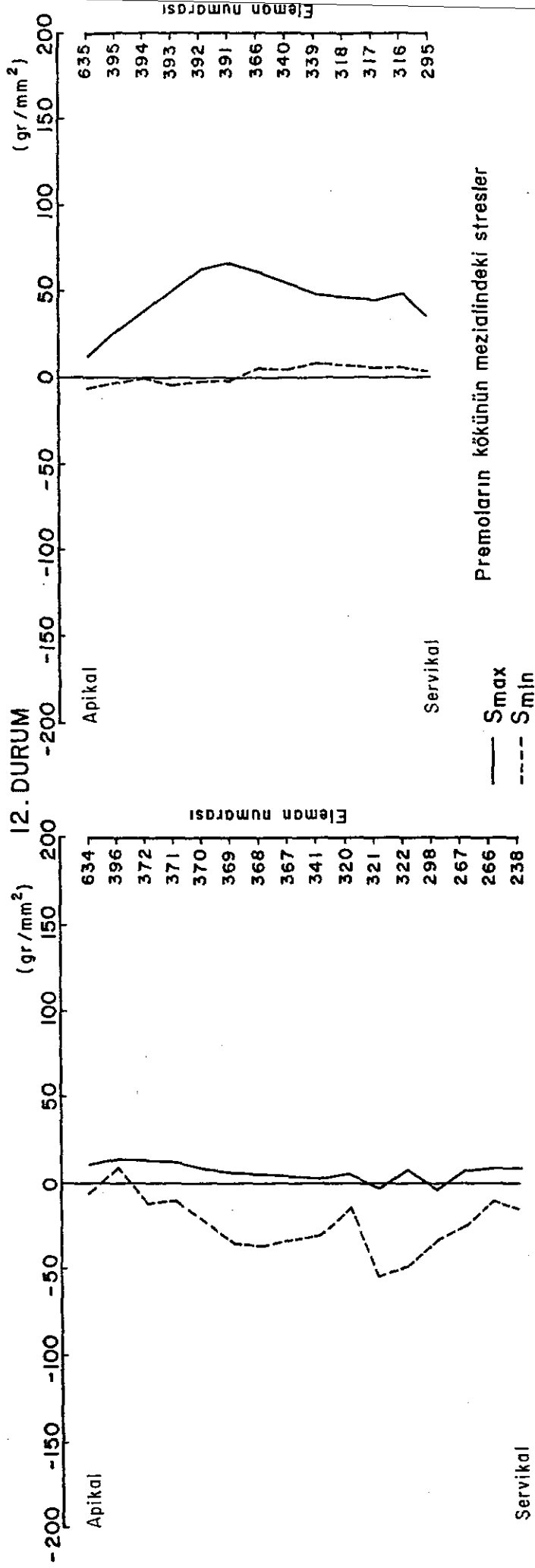
ŞEKİL 4.54 : PREMOLARIN KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



Premoların kökünün distalindeki stresler

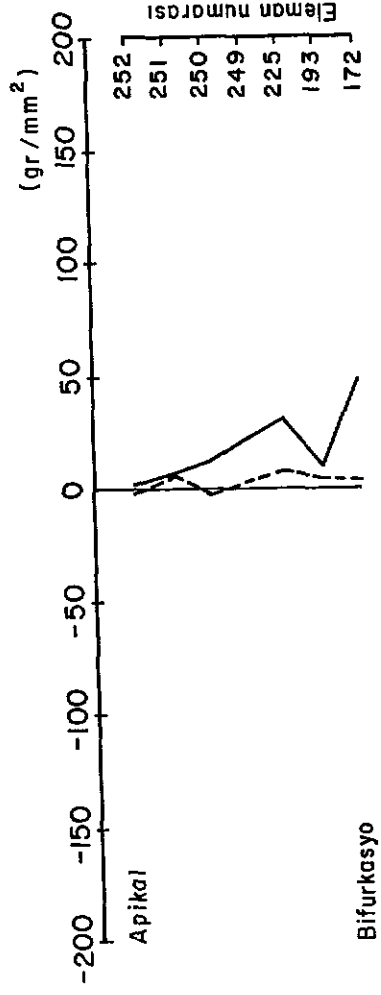
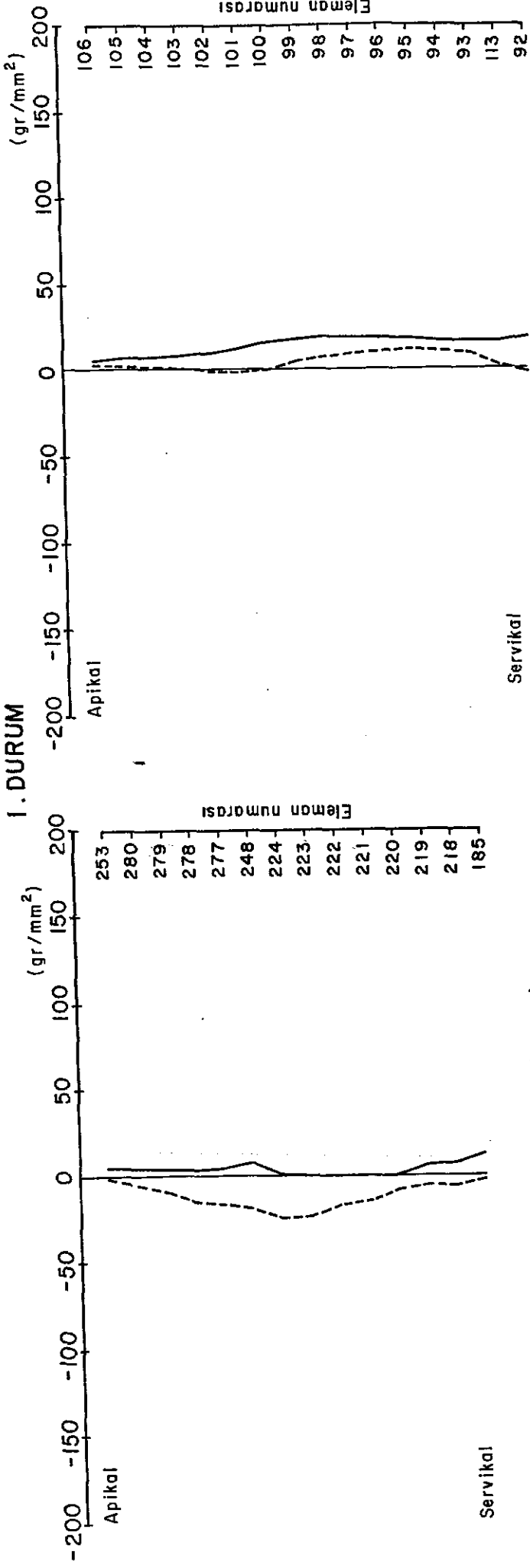
Premoların kökünün mezialindeki stresler

ŞEKİL 4.55 : PREMOLARIN KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.



ŞEKİL 4.56 : PREMOLARIN KÖKÜNÜN DİSTAL VE MEZIALİNDEKİ STRESLER.

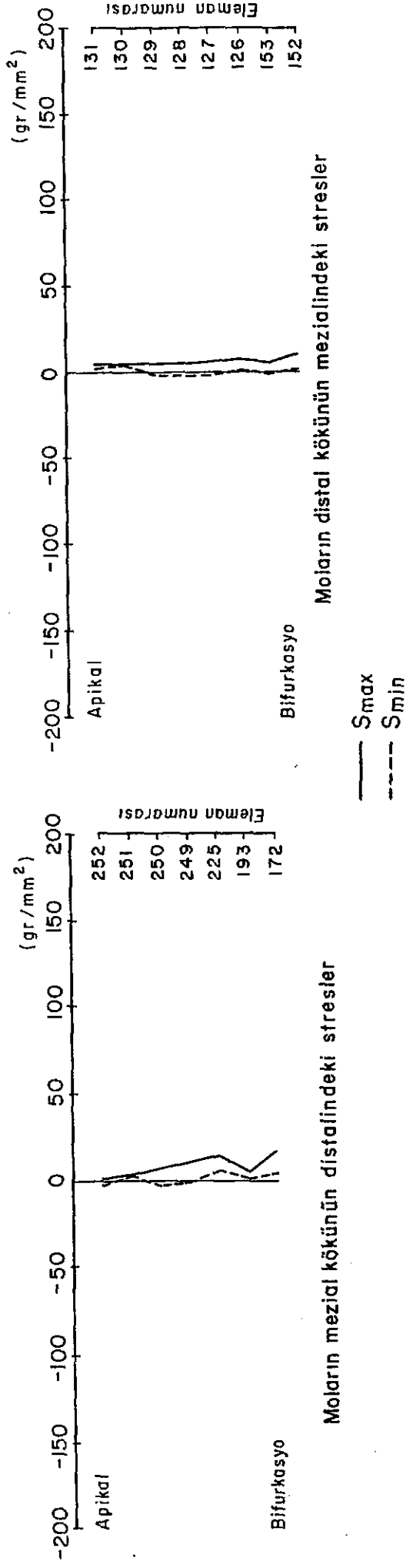
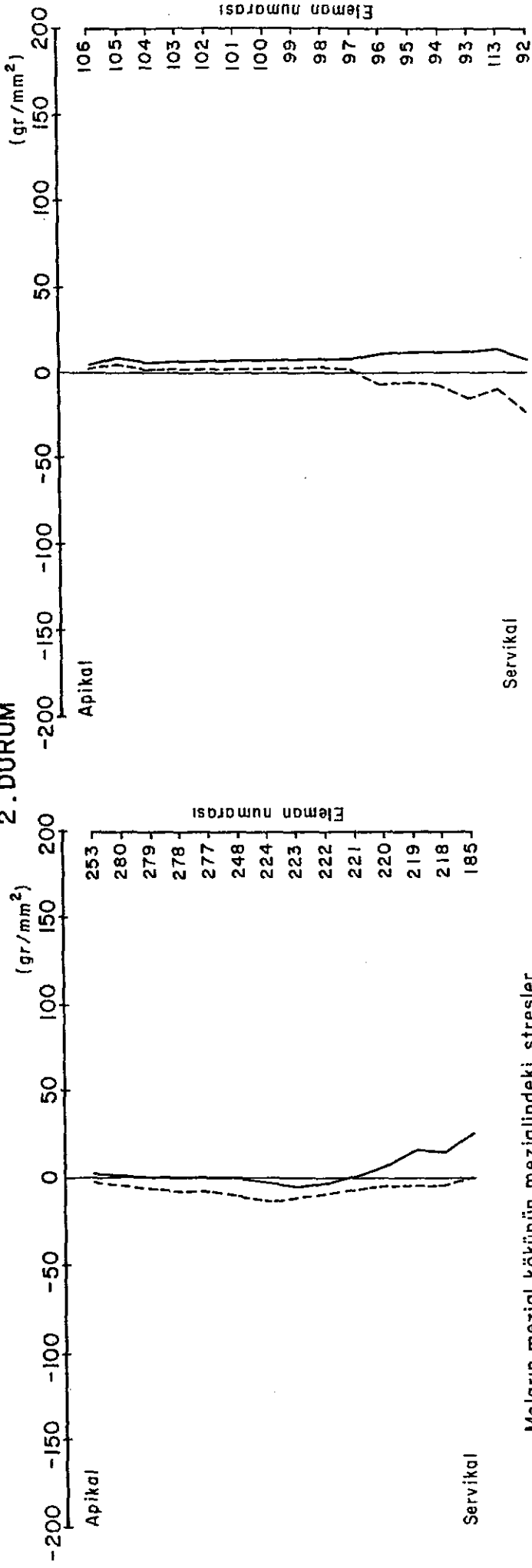
I. DURUM



— Smax
 - - - Smin

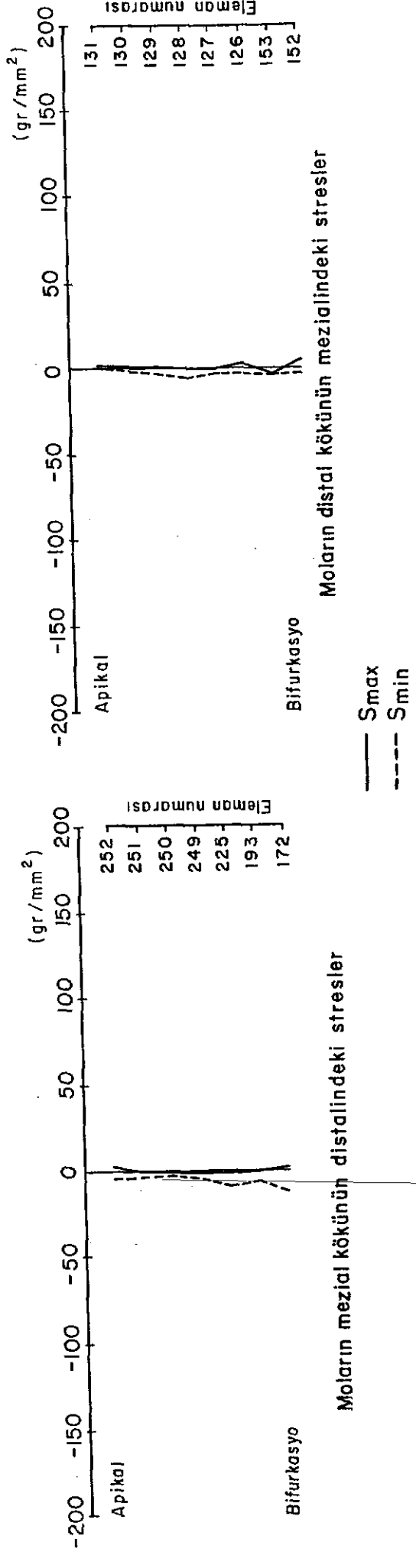
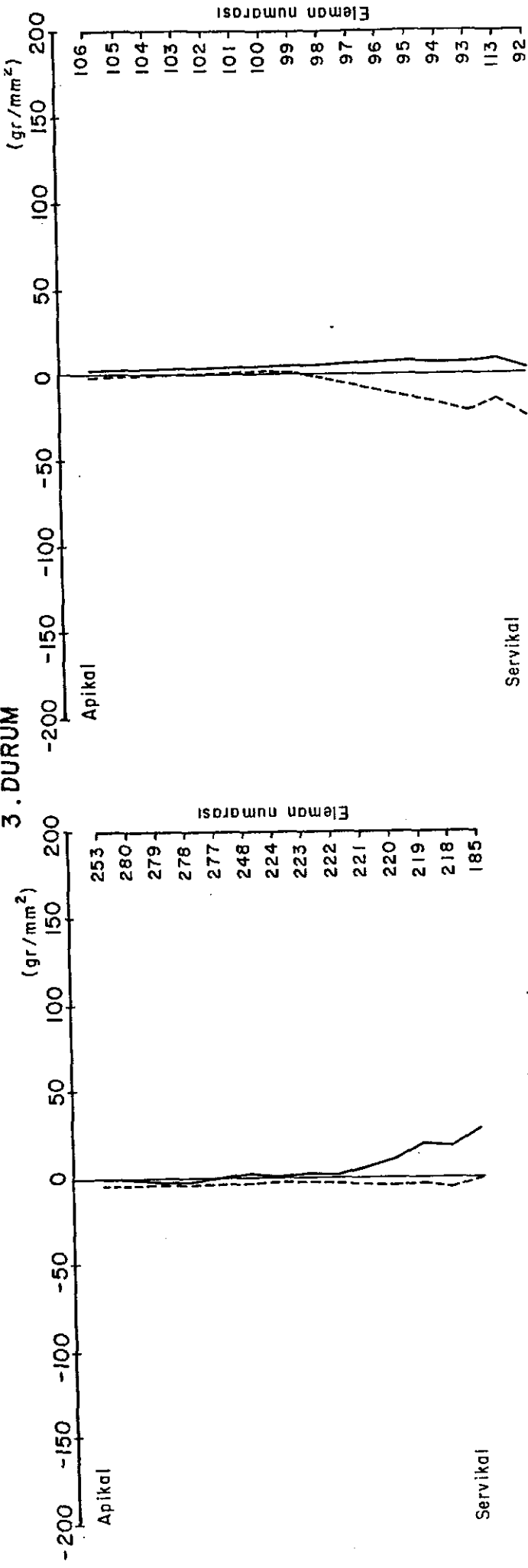
SEKİL 4.57 : MOLARIN MEZIAL VE DİSTAL KÖKLERİNDEKİ STRESLER.

2. DURUM



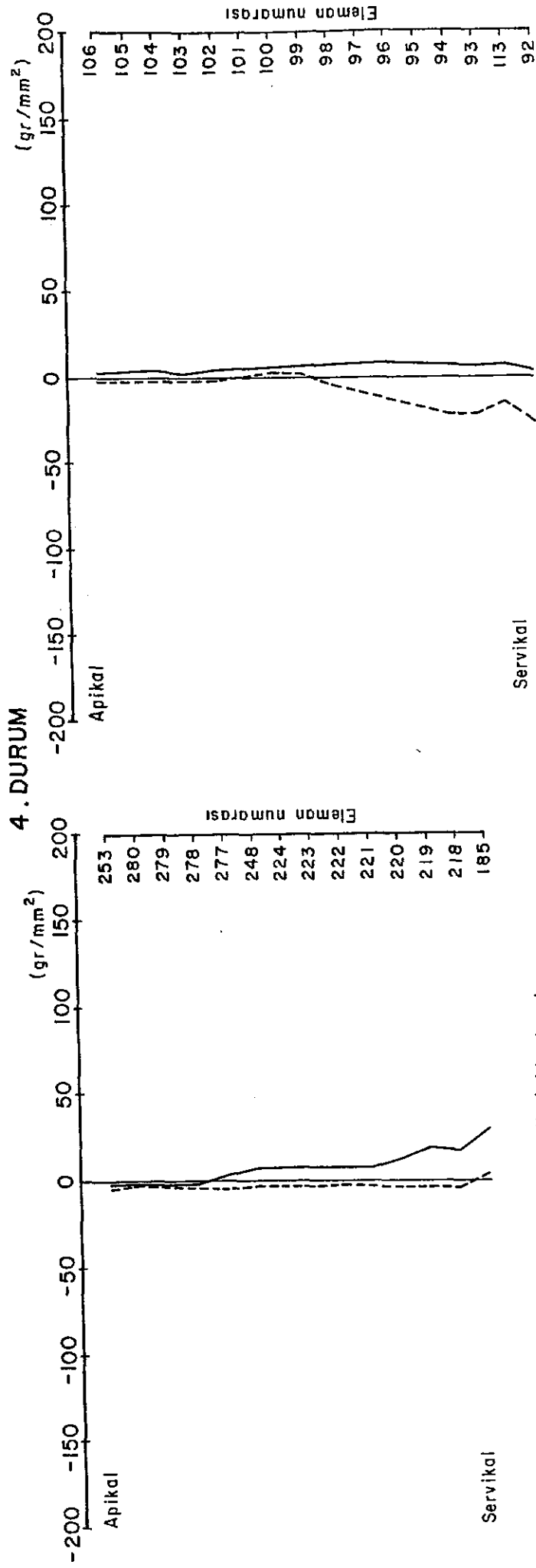
ŞEKİL 4.58 : MOLARIN MEZIAL VE DİSTAL KÖKLERİNDEKİ STRESLER.

3. DURUM

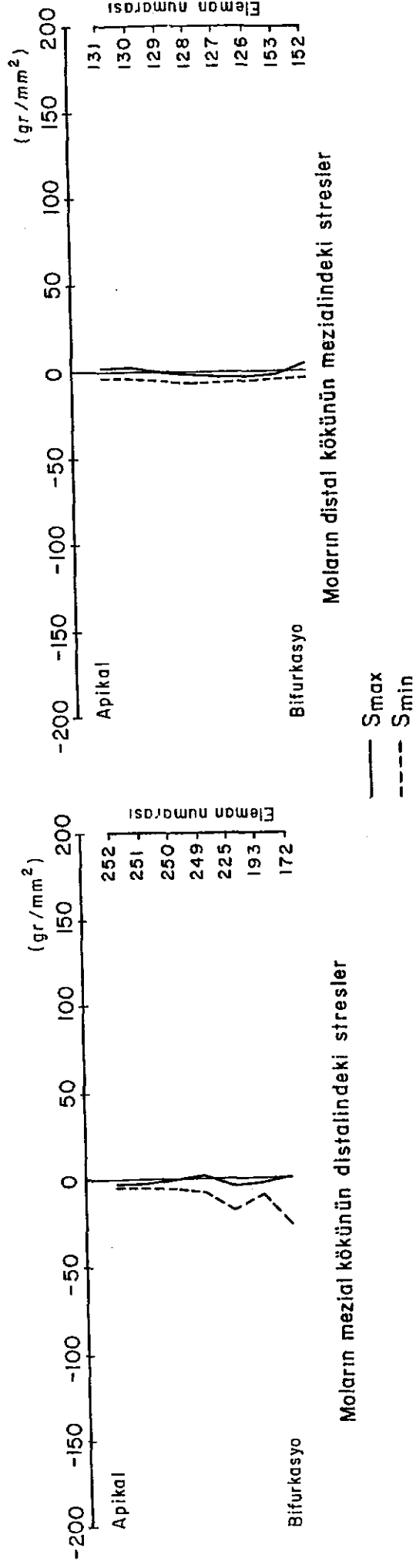


ŞEKİL 4.59 : MOLARIN MEZIAL VE DİSTAL KÖKLERİNDEKİ STRESLER.

4. DURUM



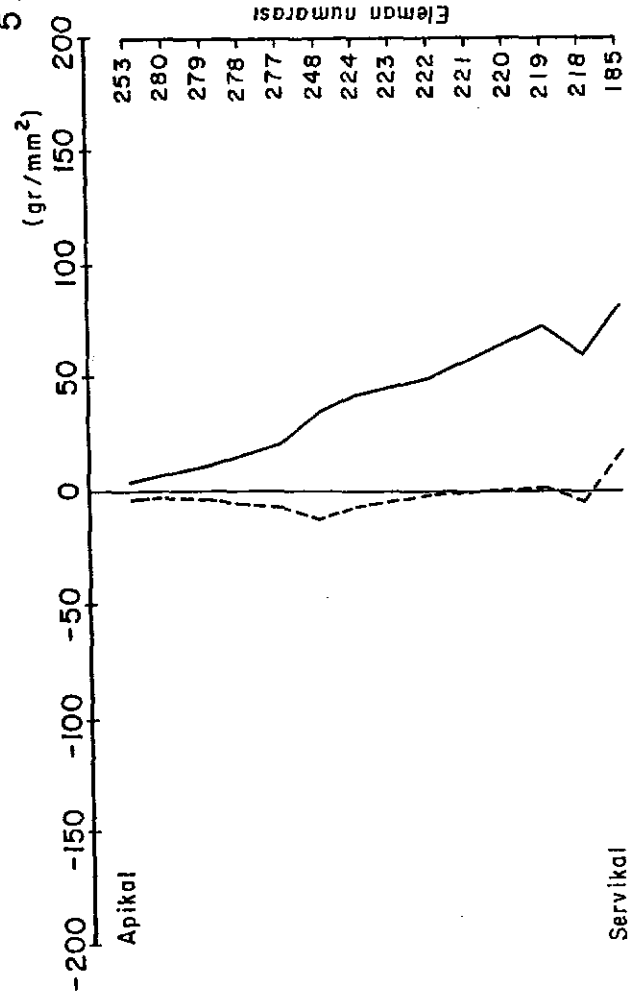
Moların mezial kökünün mezialindeki stresler



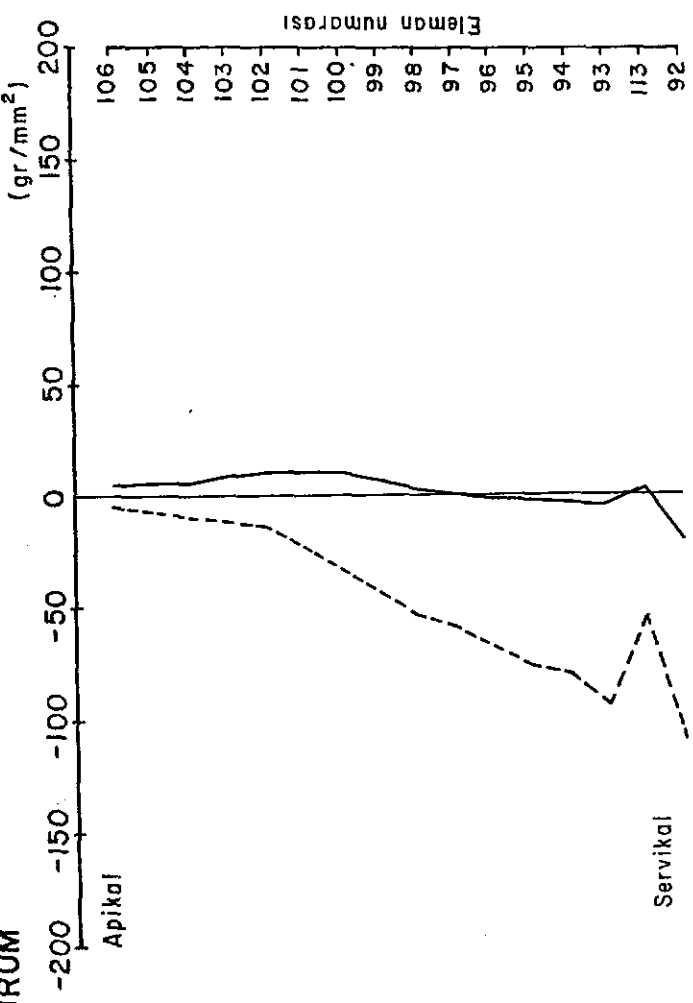
Moların distal kökünün mezialindeki stresler

ŞEKİL 4.60 : MOLARIN MEZIAL VE DİSTAL KÖKLERİNDEKİ STRESLER.

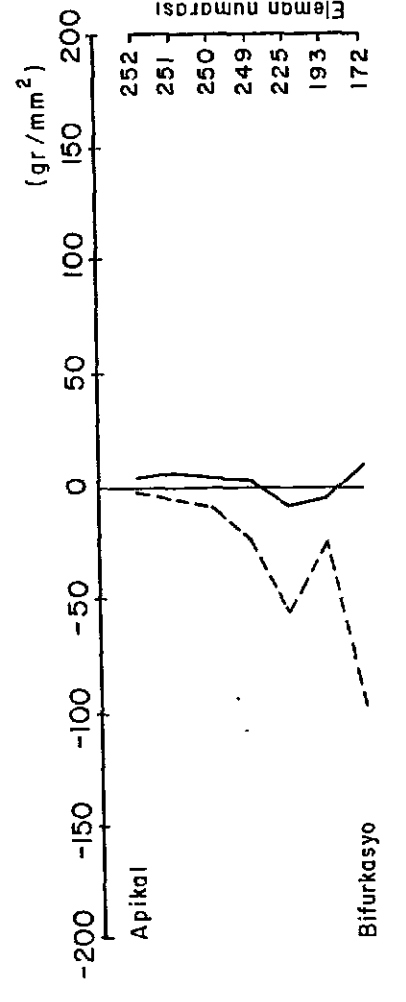
5. DURUM



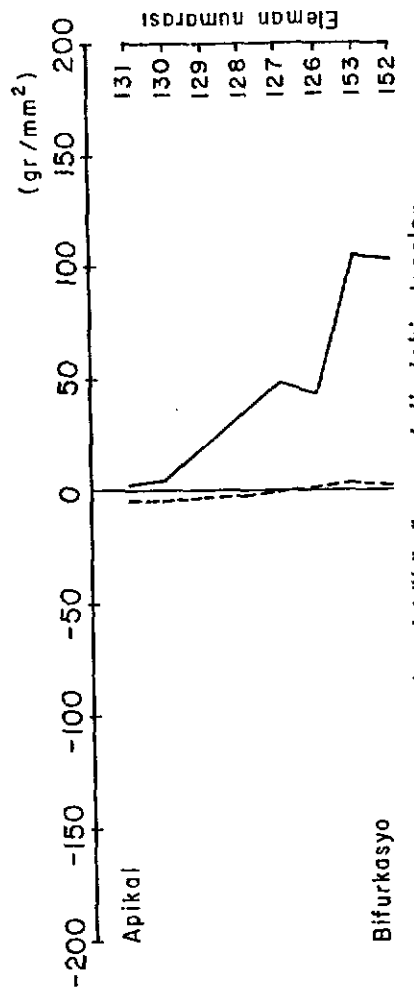
Moların mezial kökünün mezialindeki stresler



Moların distal kökünün distalindeki stresler



Moların mezial kökünün distalindeki stresler

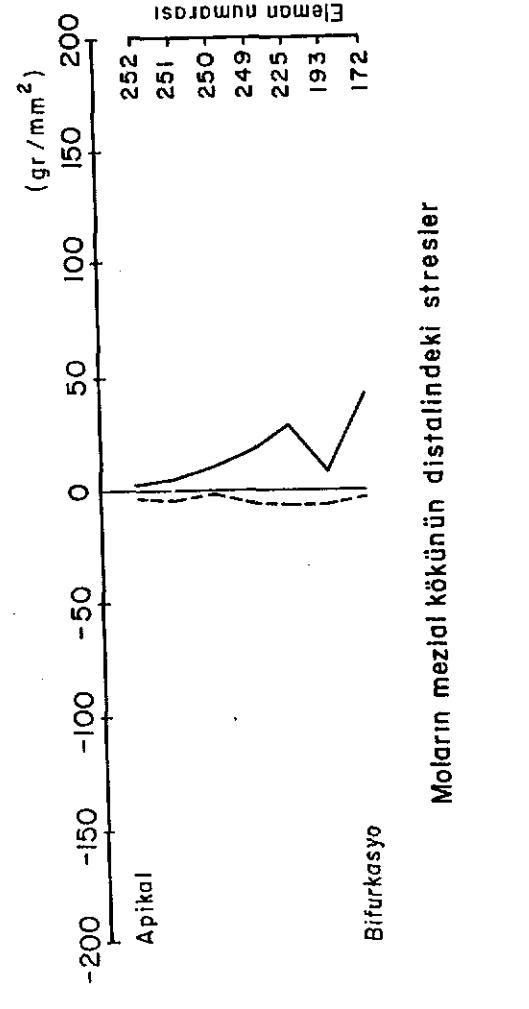
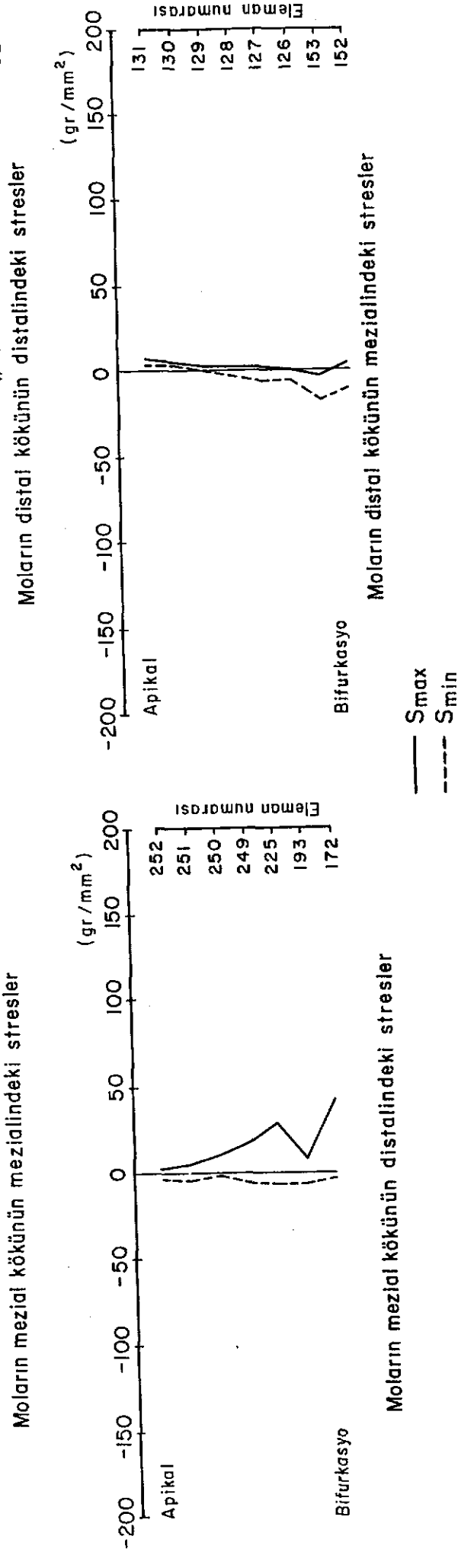
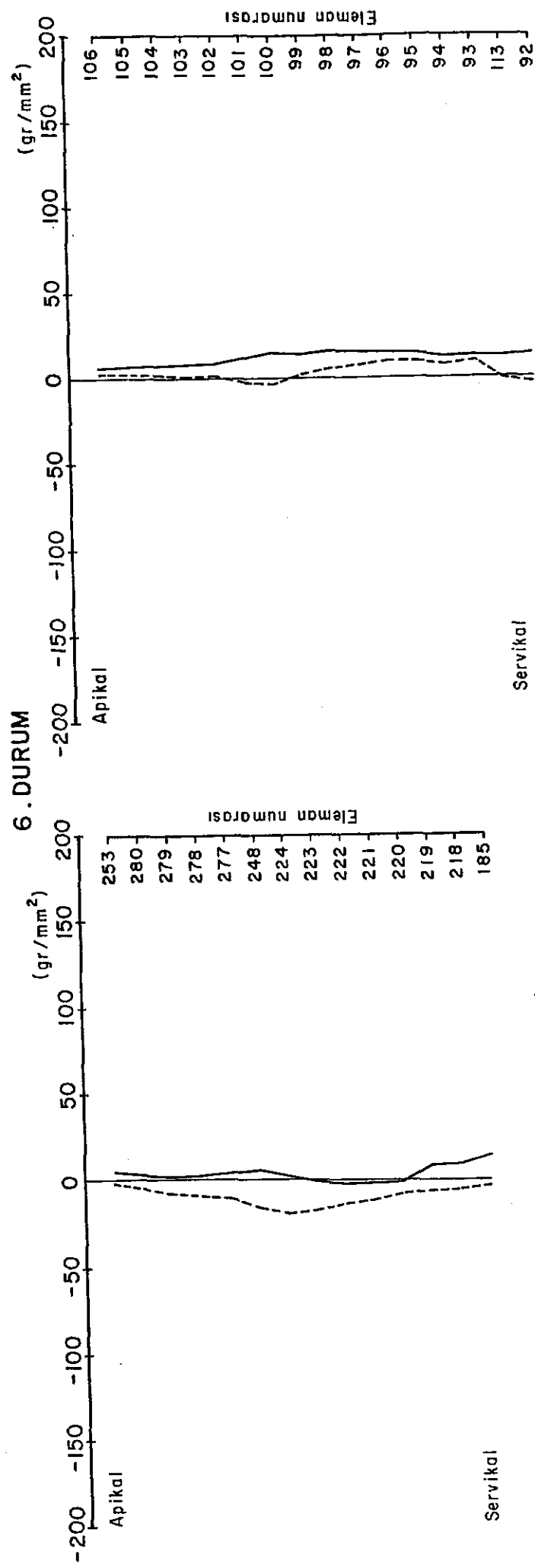


Moların distal kökünün mezialindeki stresler

— Smax
 - - - Smin

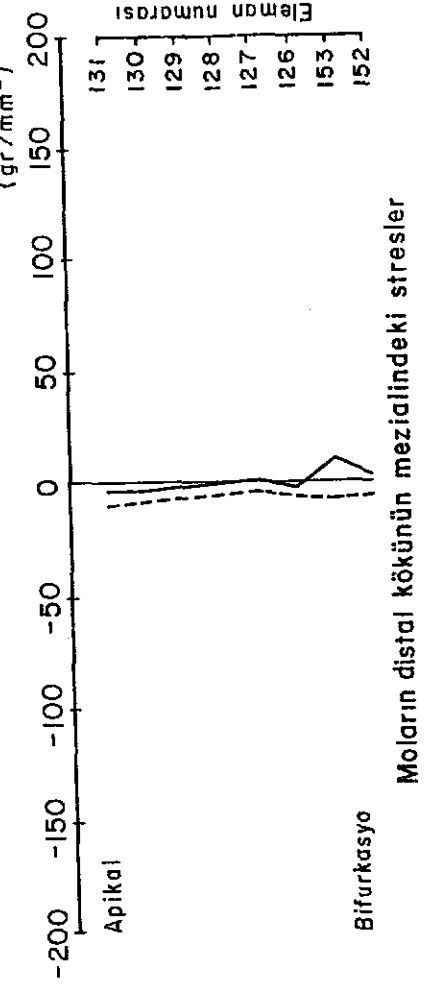
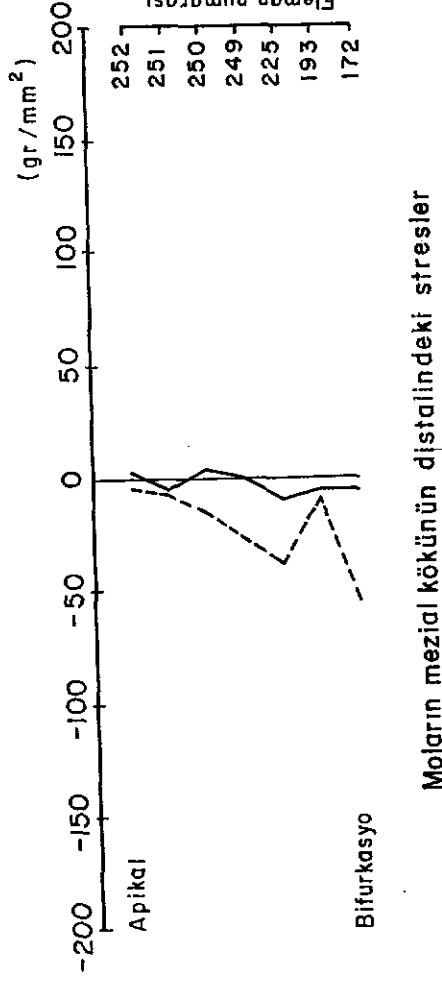
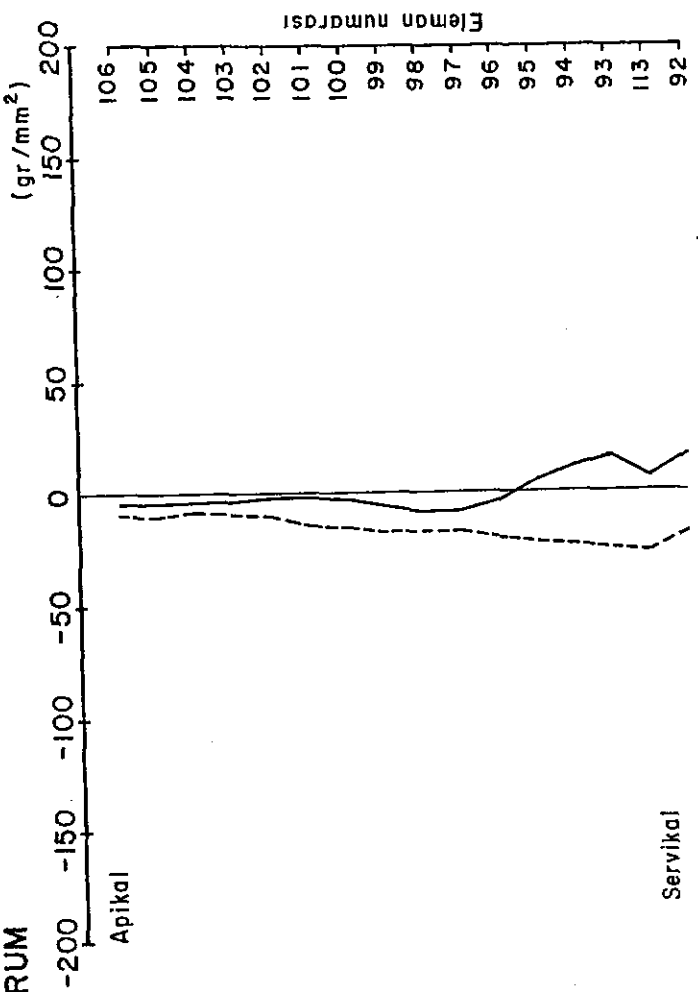
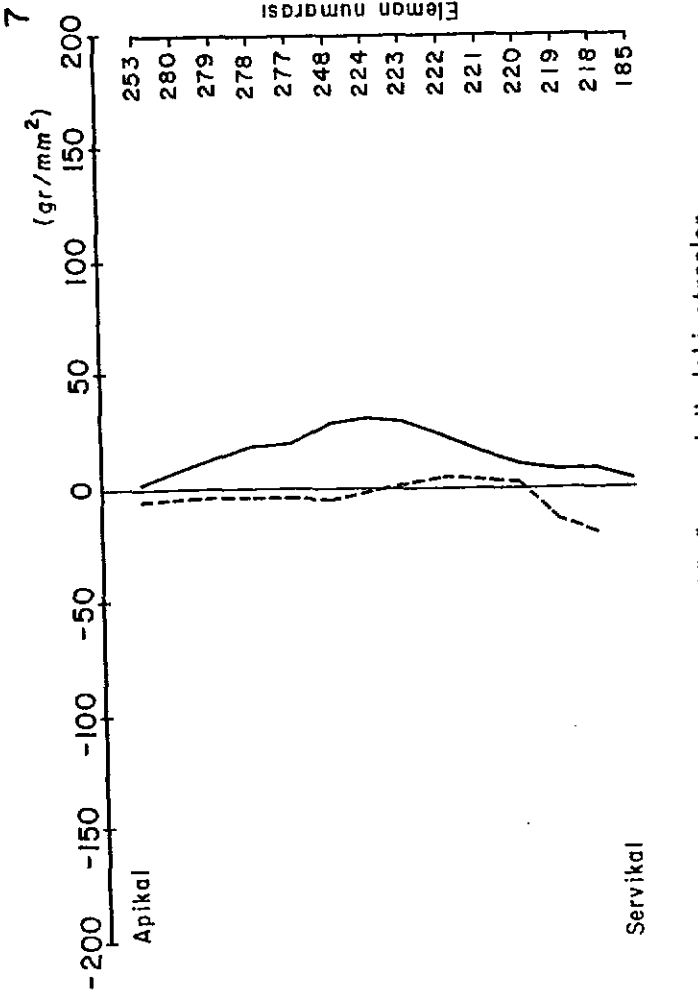
SEKİL 4.6I : MOLARIN MEZIAL VE DİSTAL KÖKLERİNDEKİ STRESLER.

6. DURUM



ŞEKİL 4.62 : MOLARIN MEZIAL VE DİSTAL KÖKLERİNDEKİ STRESLER.

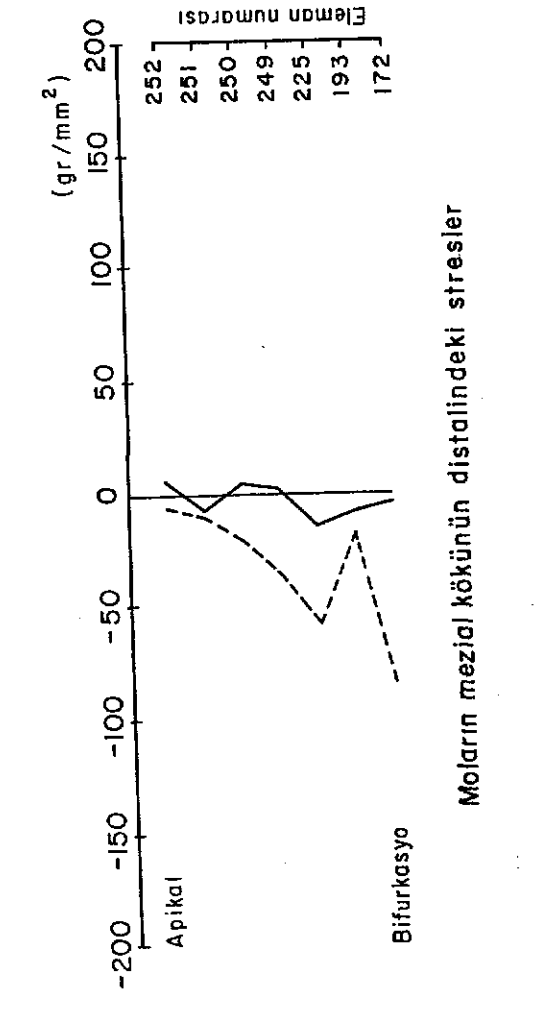
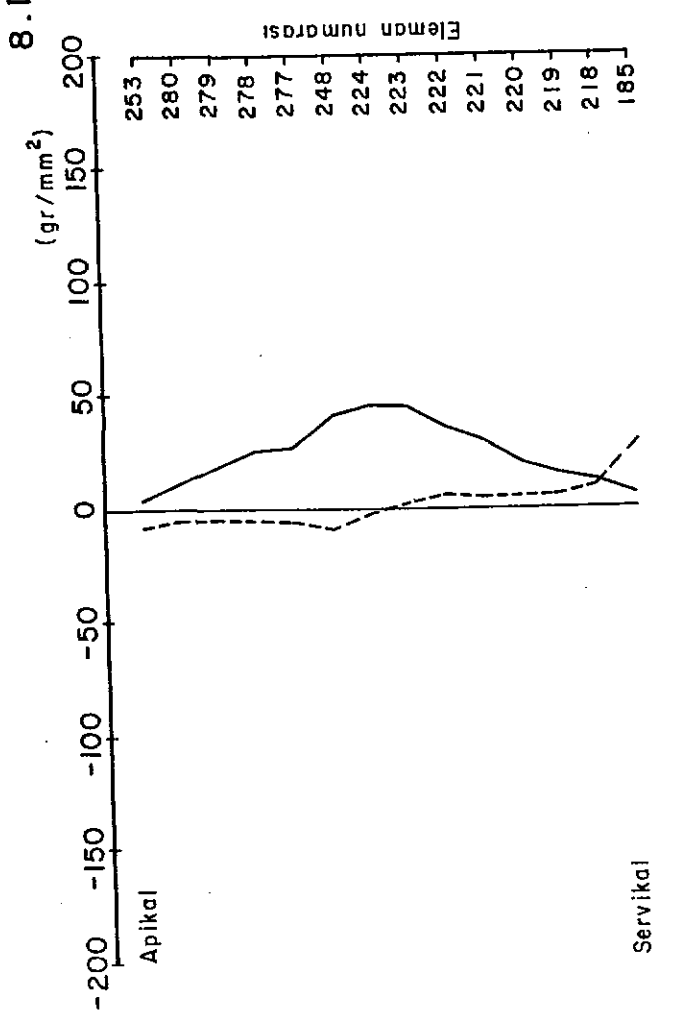
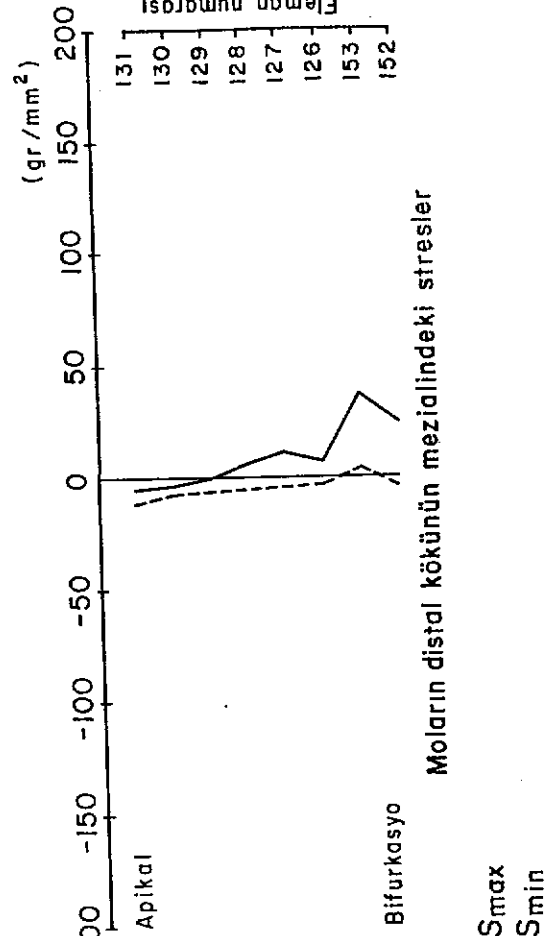
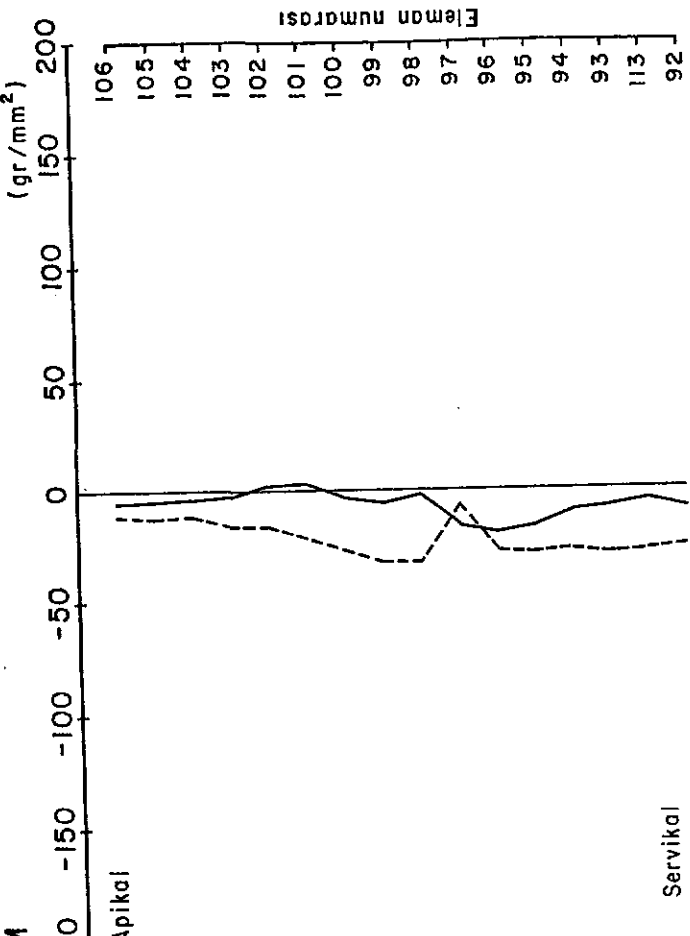
7. DURUM



— Smax
- - - Smin

ŞEKİL 4.63 : MOLARIN MEZIAL VE DİSTAL KÖKLERİNDEKİ STRESLER.

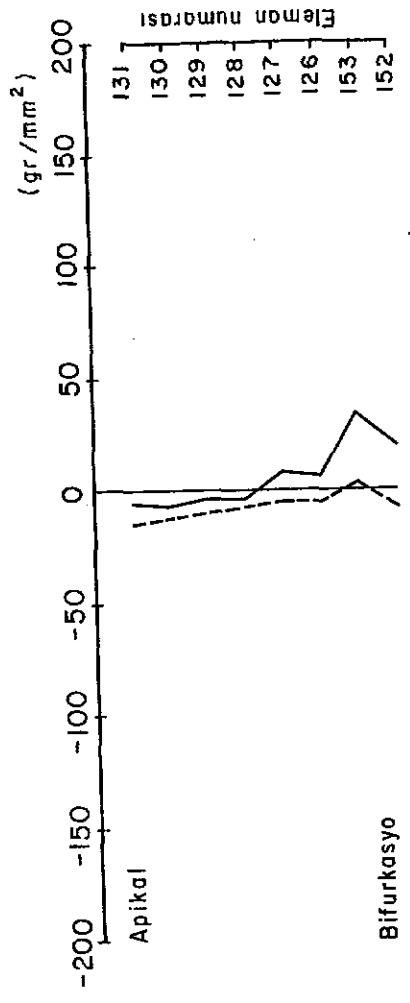
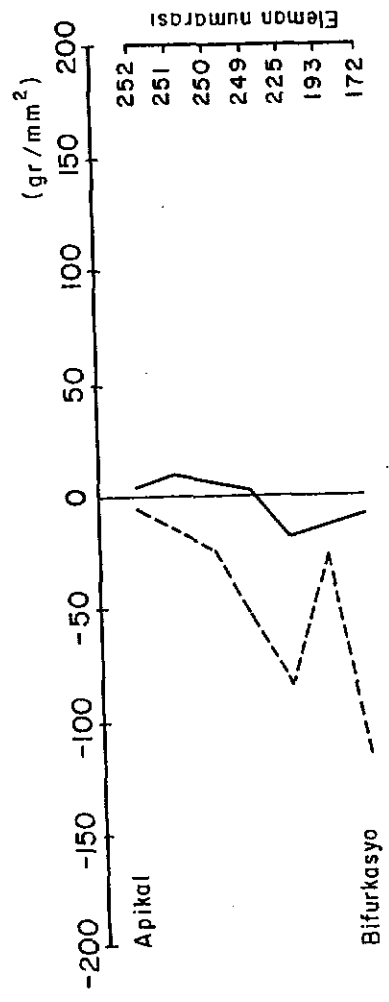
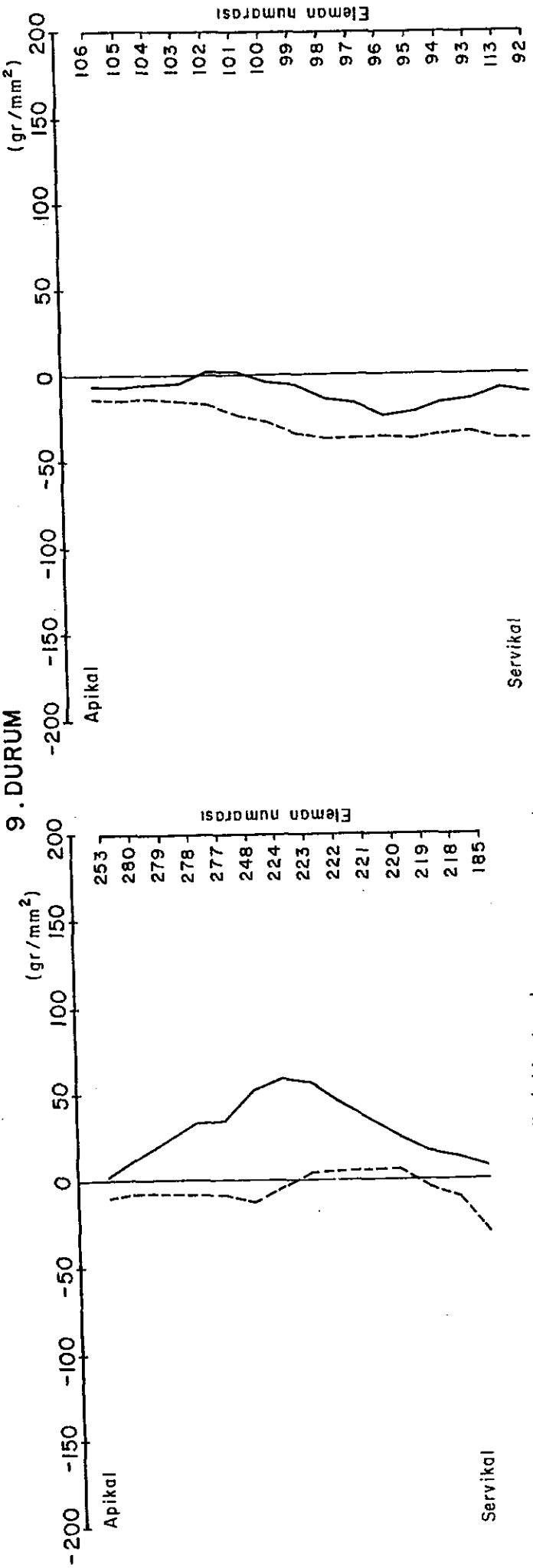
8. DURUM



— Smax
- - - Smin

ŞEKİL 4.64 : MOLARIN MEZIAL VE DİSTAL KÖKLERİNDEKİ STRESLER.

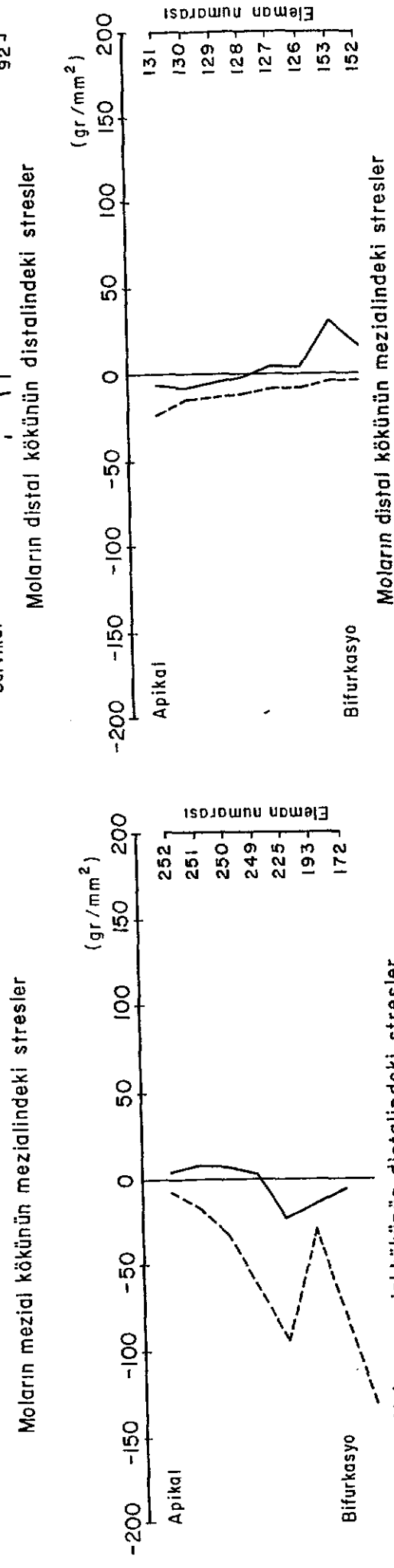
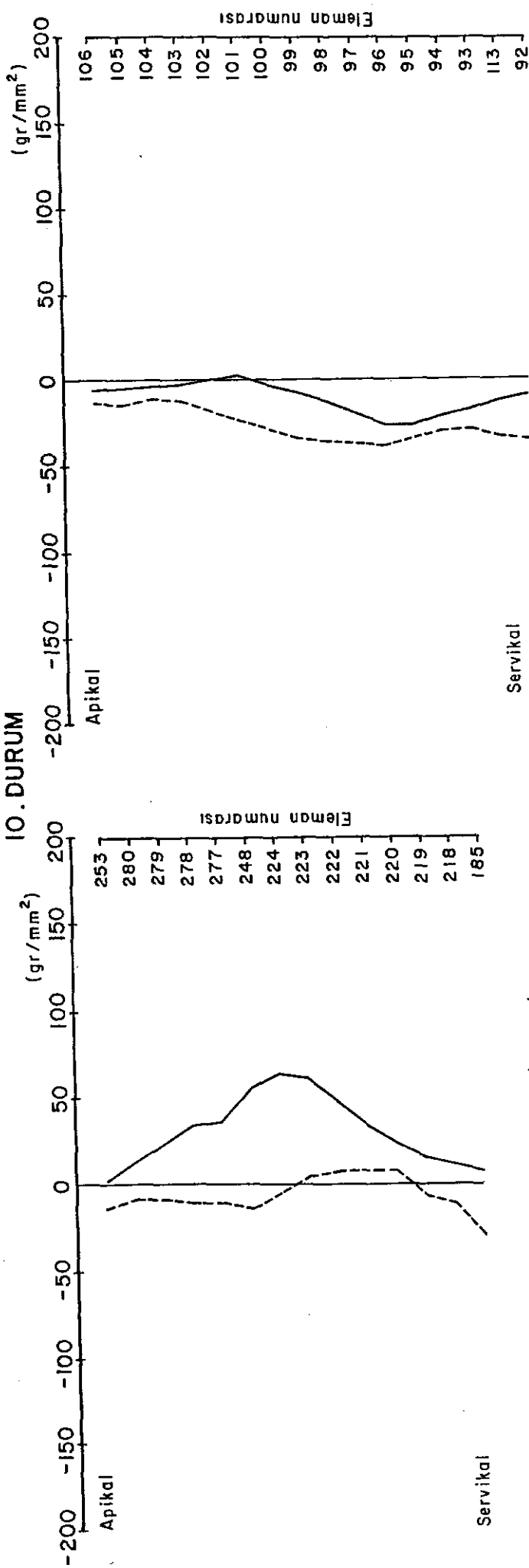
9. DURUM



— Smax
 - - - Smin

ŞEKİL 4.65 : MOLARIN MEZIAL VE DİSTAL KÖKLERİNDEKİ STRESLER.

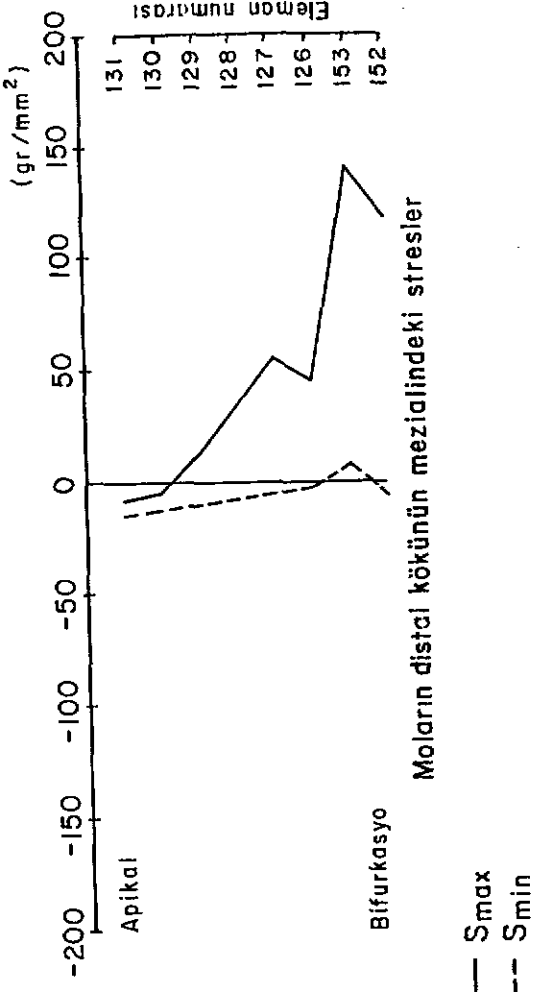
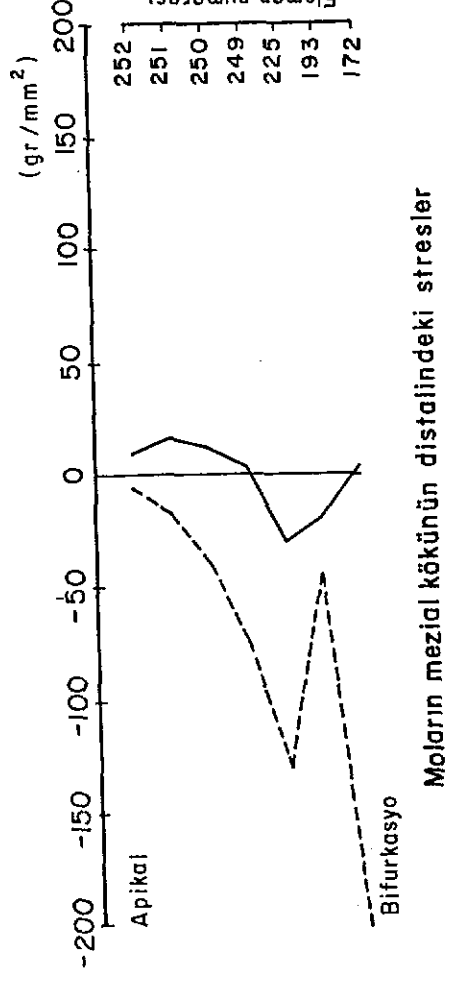
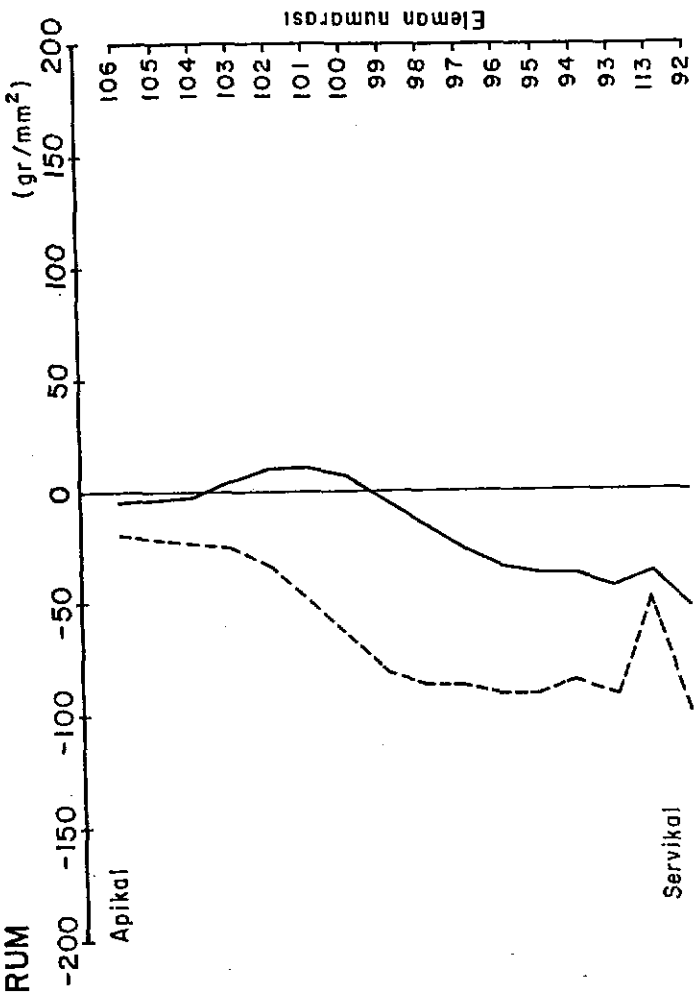
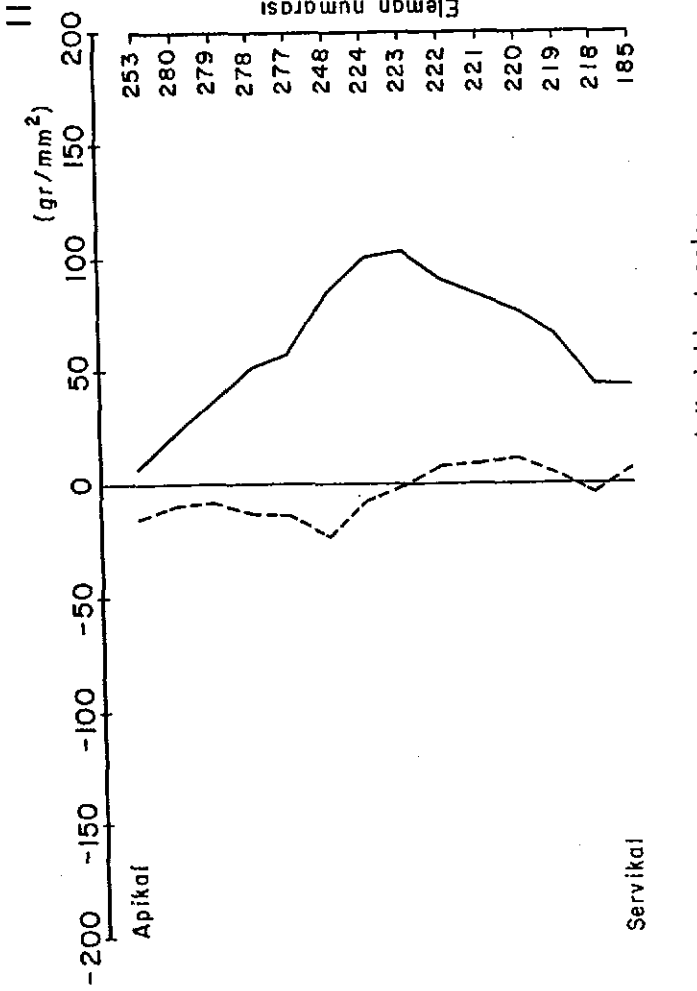
10. DURUM



— Smax
- - - Smin

ŞEKİL 4.66 : MOLARIN MEZIAL VE DİSTAL KÖKLERİNDEKİ STRESLER.

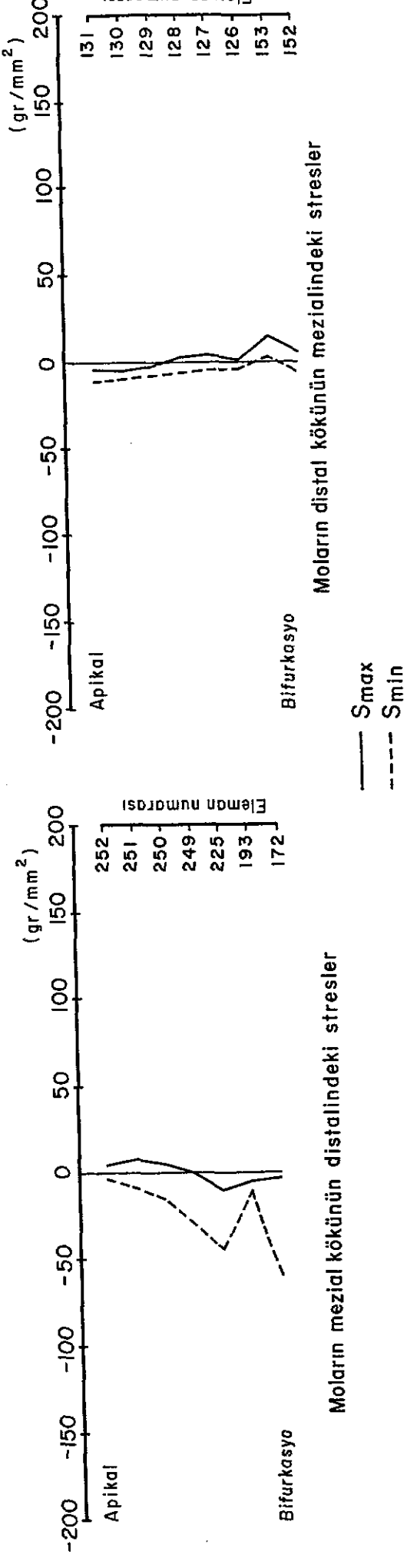
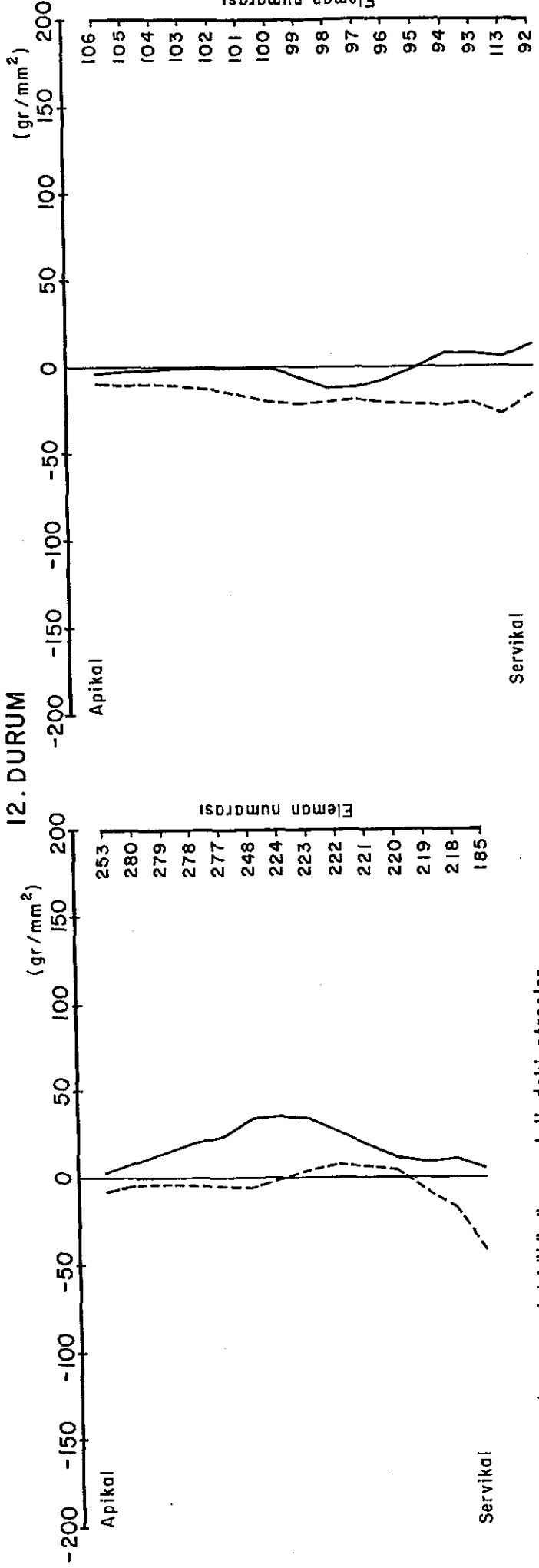
II. DURUM



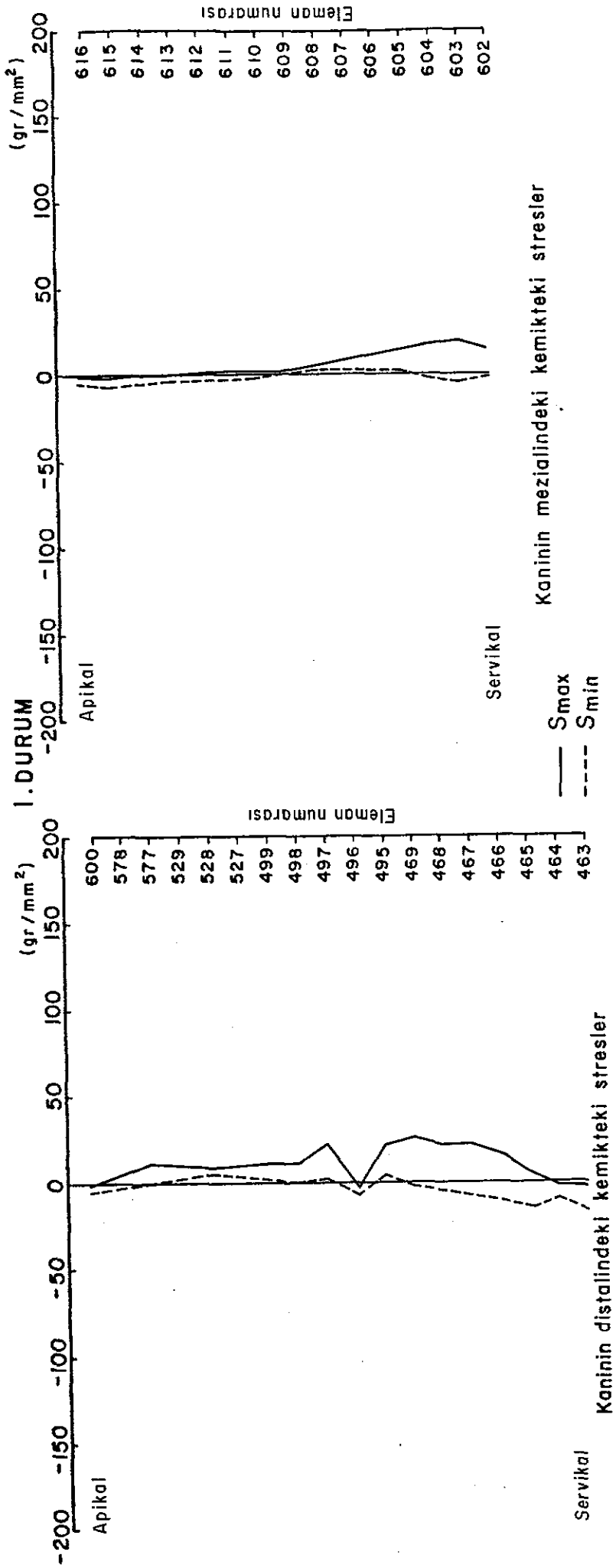
— Smax
- - - Smin

ŞEKİL 4.67 : MOLARIN MEZIAL VE DİSTAL KÖKLERİNDEKİ STRESLER.

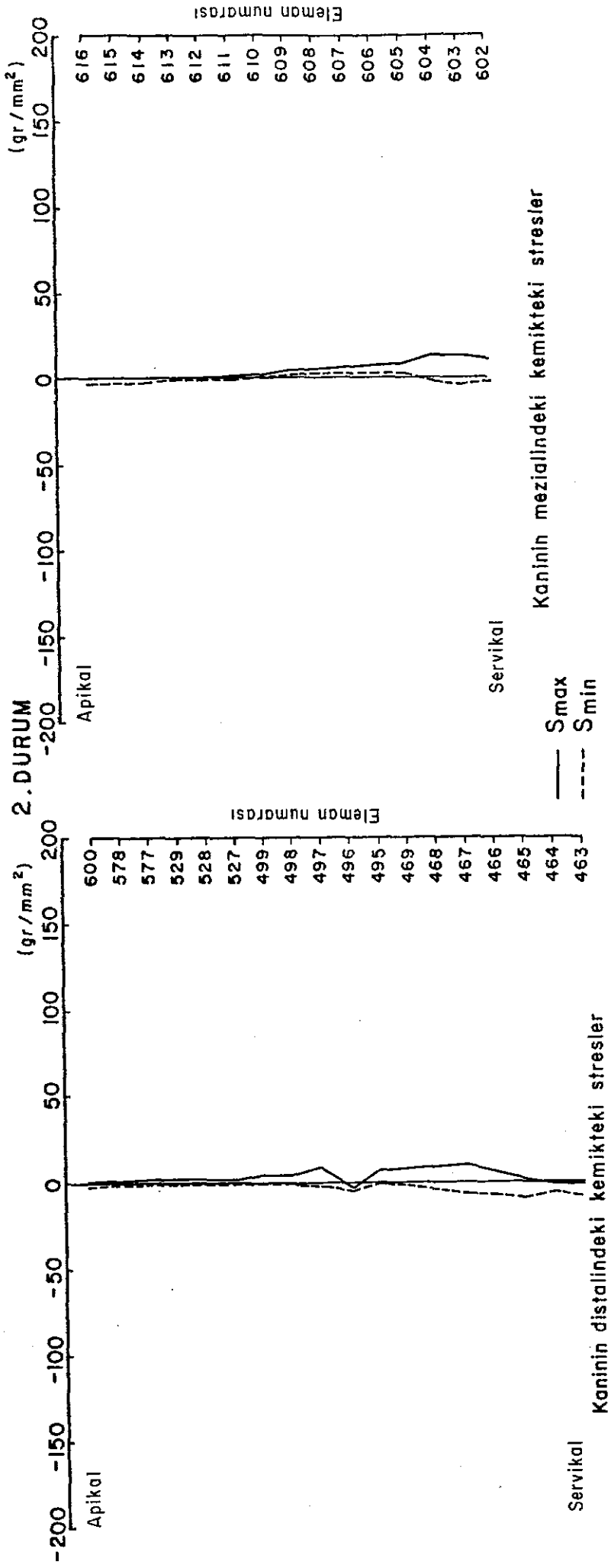
12. DURUM



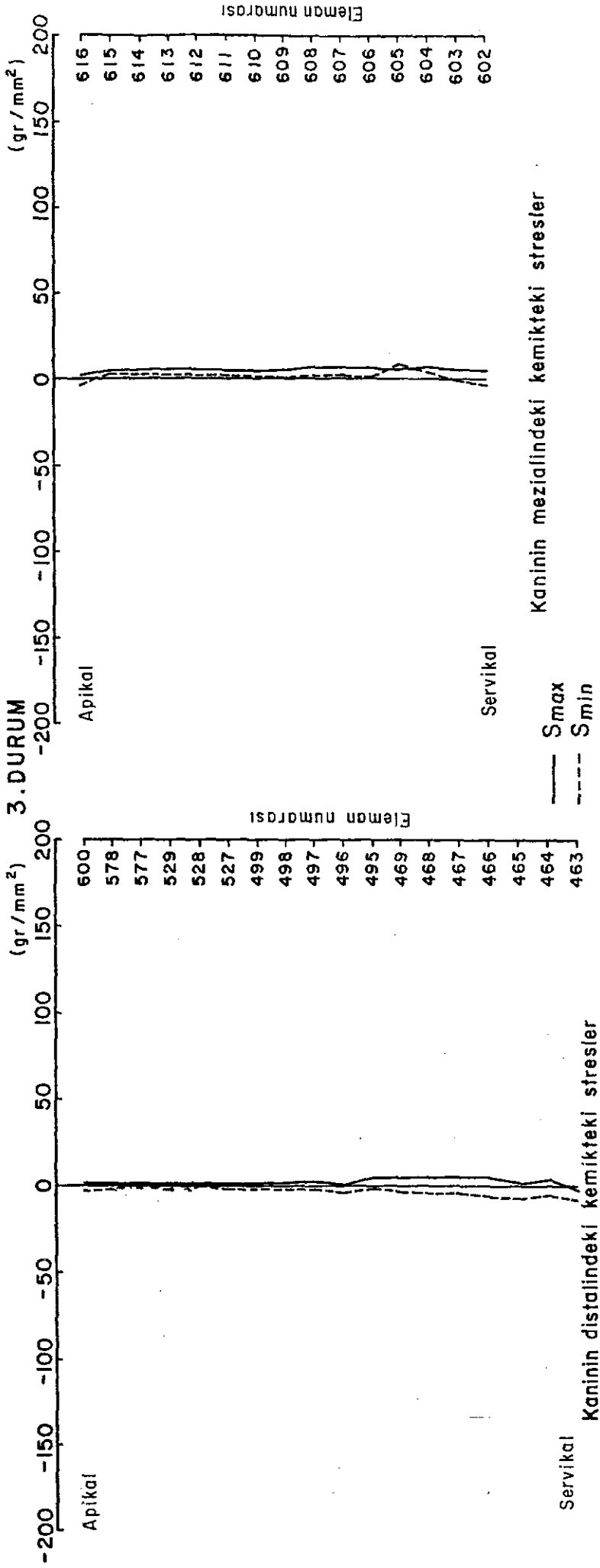
ŞEKİL 4.68 : MOLARIN MEZIAL VE DİSTAL KÖKLERİNDEKİ STRESLER.



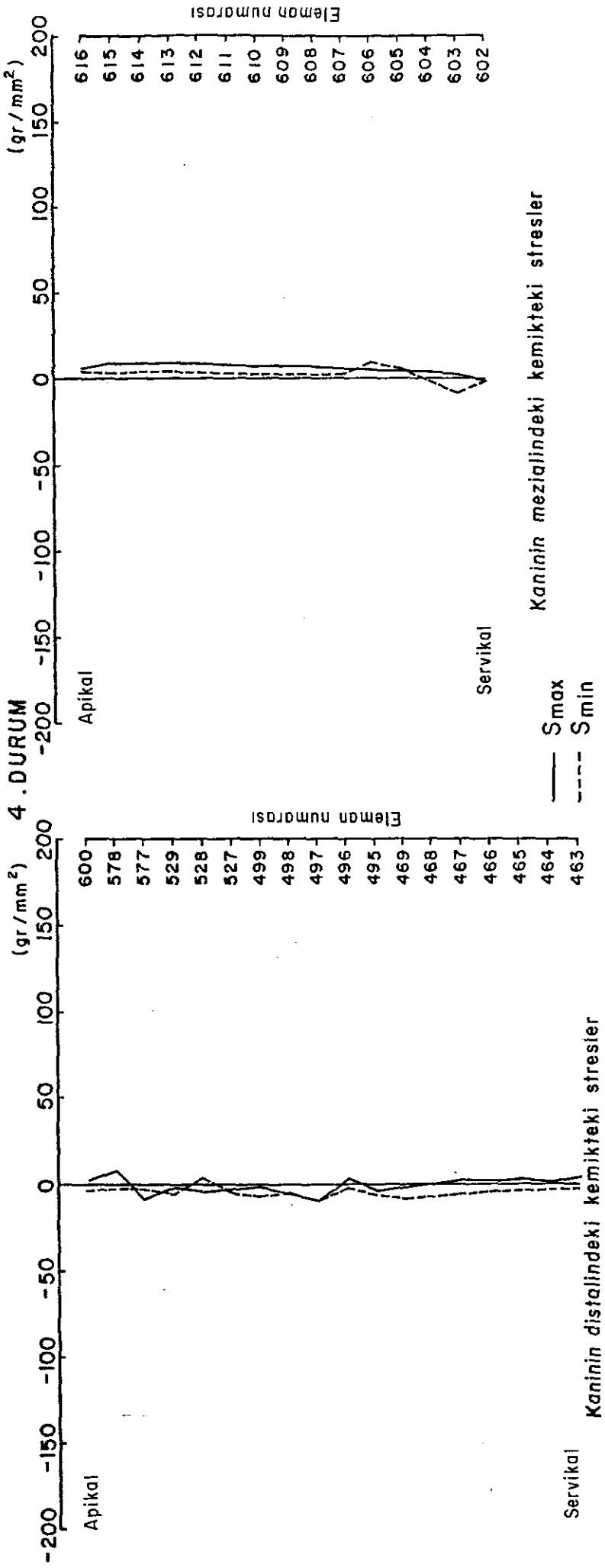
ŞEKİL 4.69 : KANININ MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



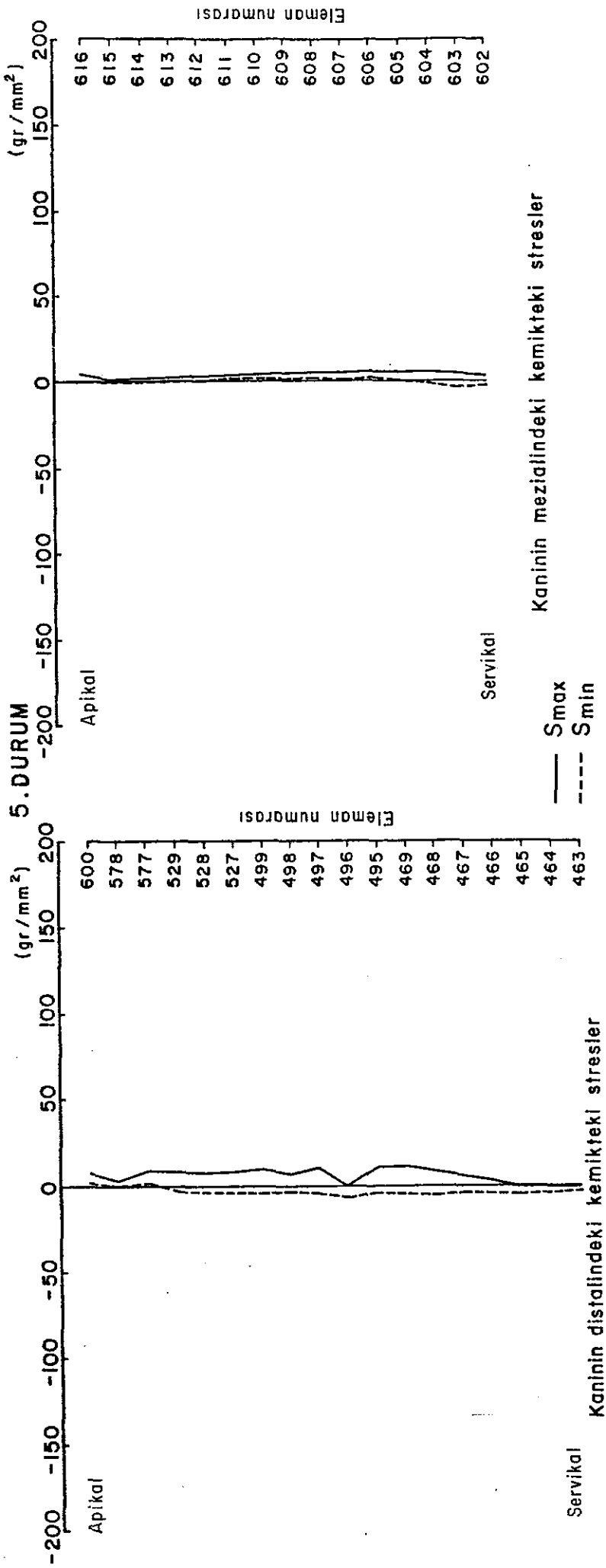
SEKIL 4.70 : KANININ MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



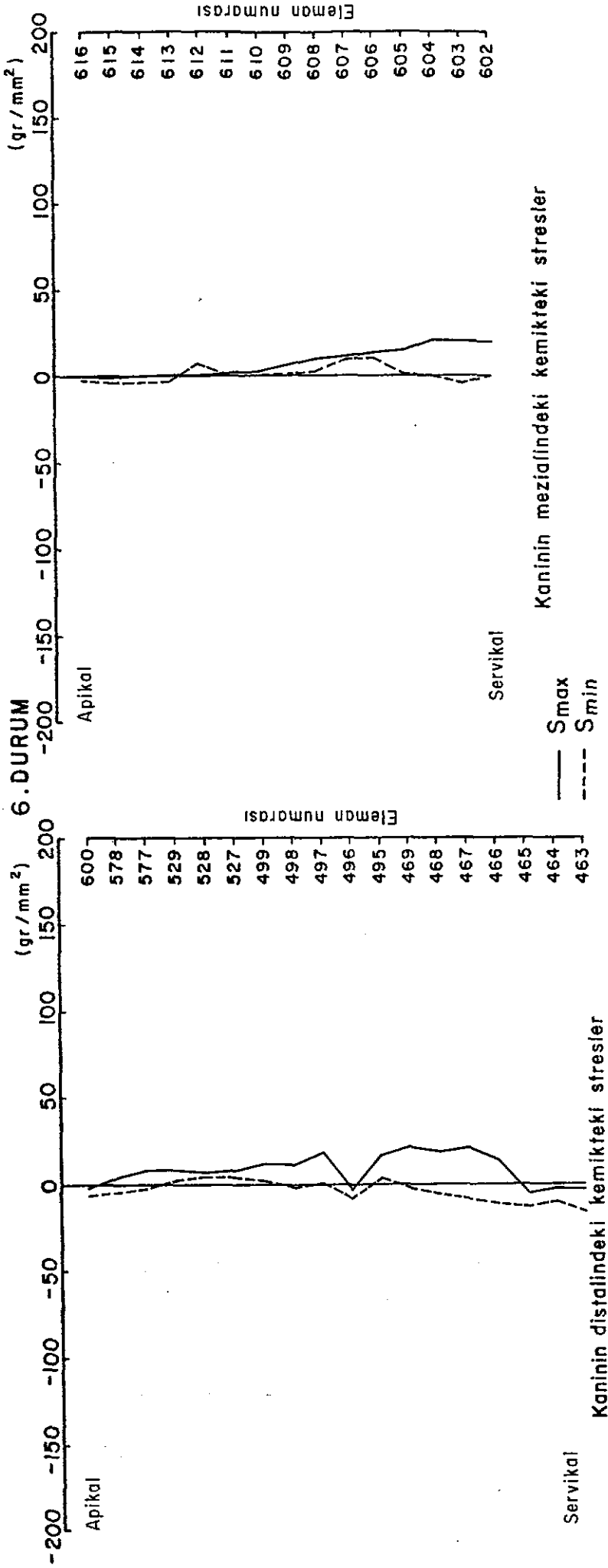
ŞEKİL 4.71 : KANININ MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



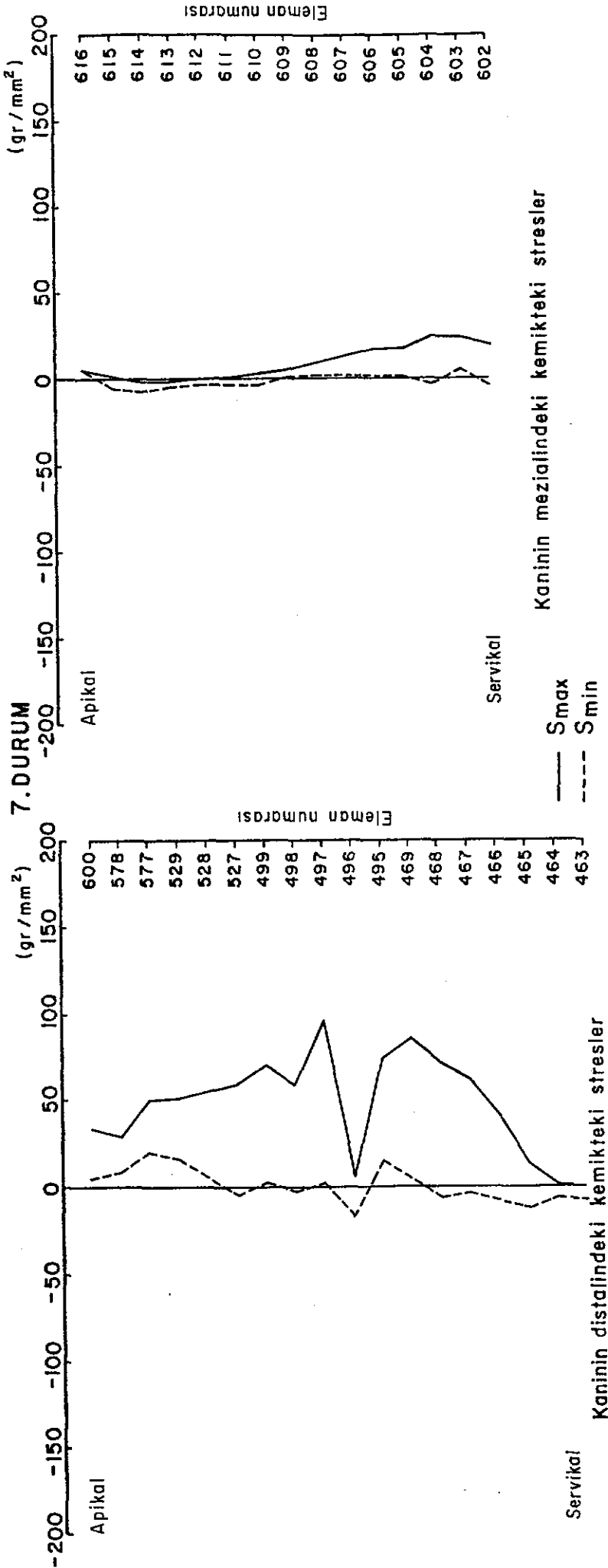
ŞEKİL 4.72 : KANININ MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



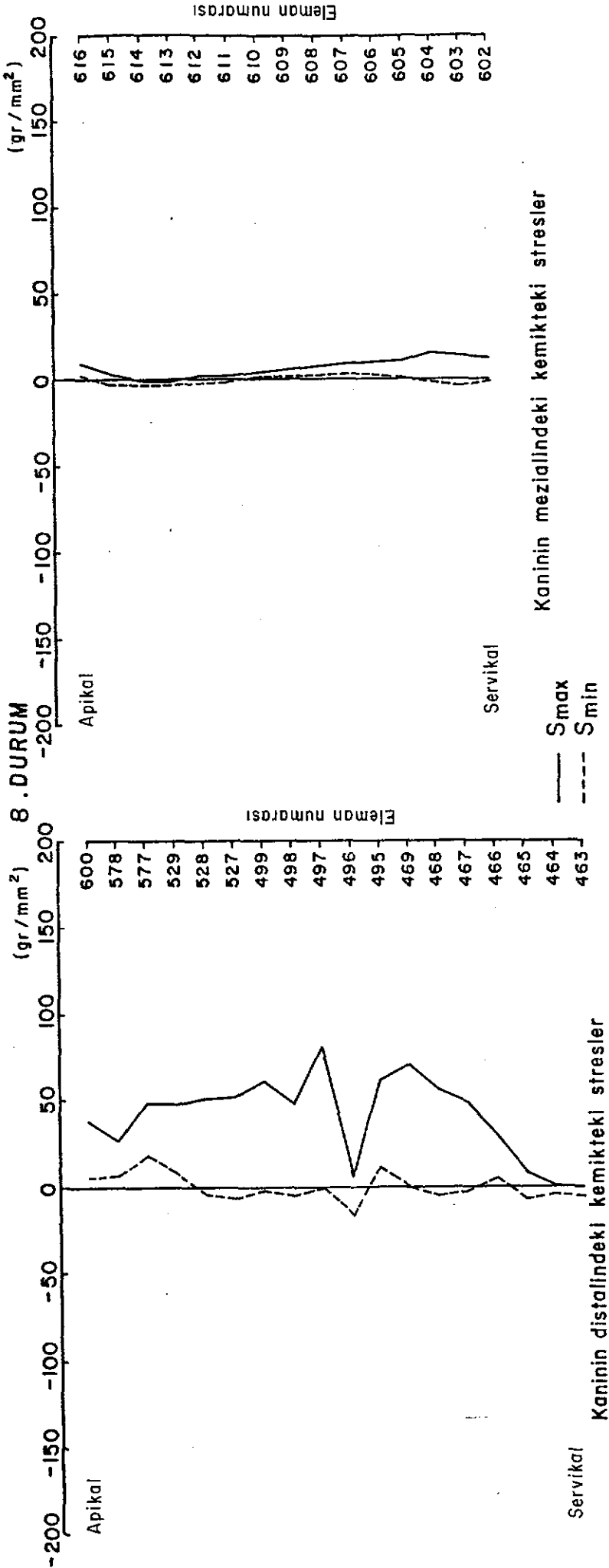
ŞEKİL 4.73 : KANININ MEZİAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



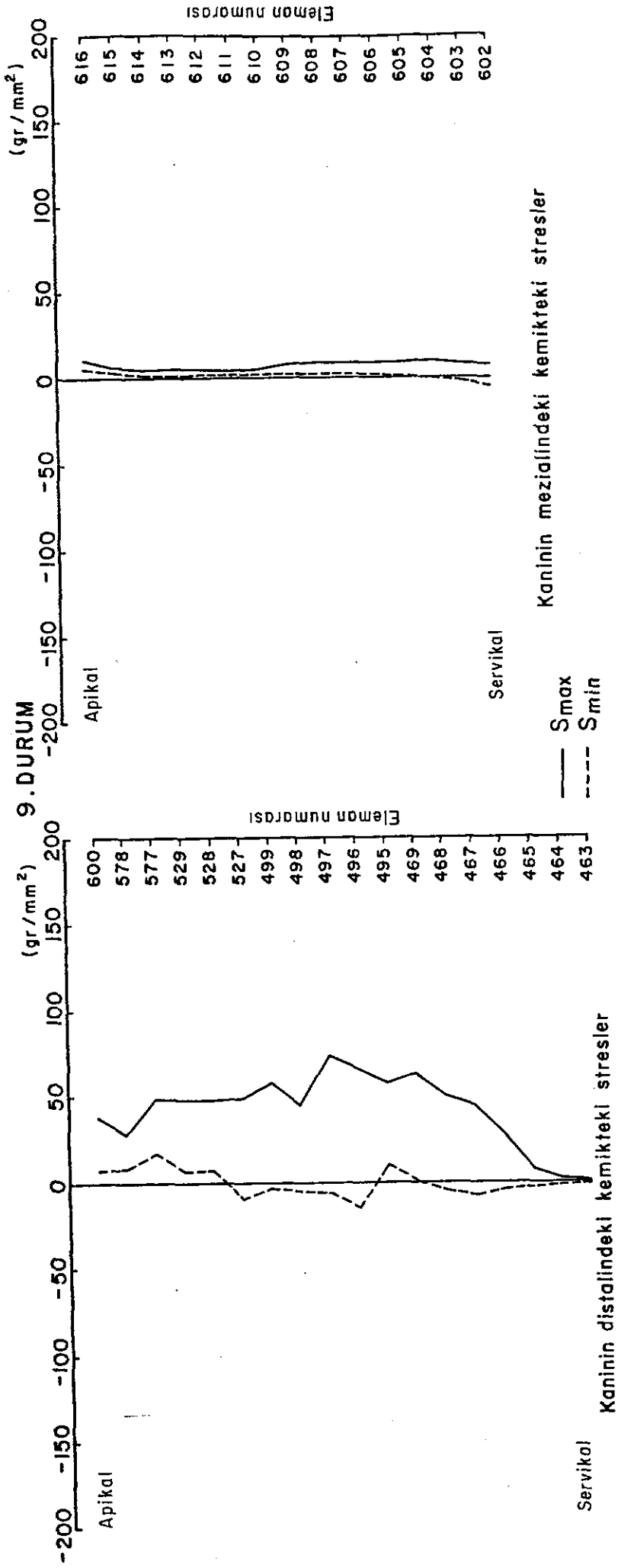
ŞEKİL 4.74 : KANININ MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



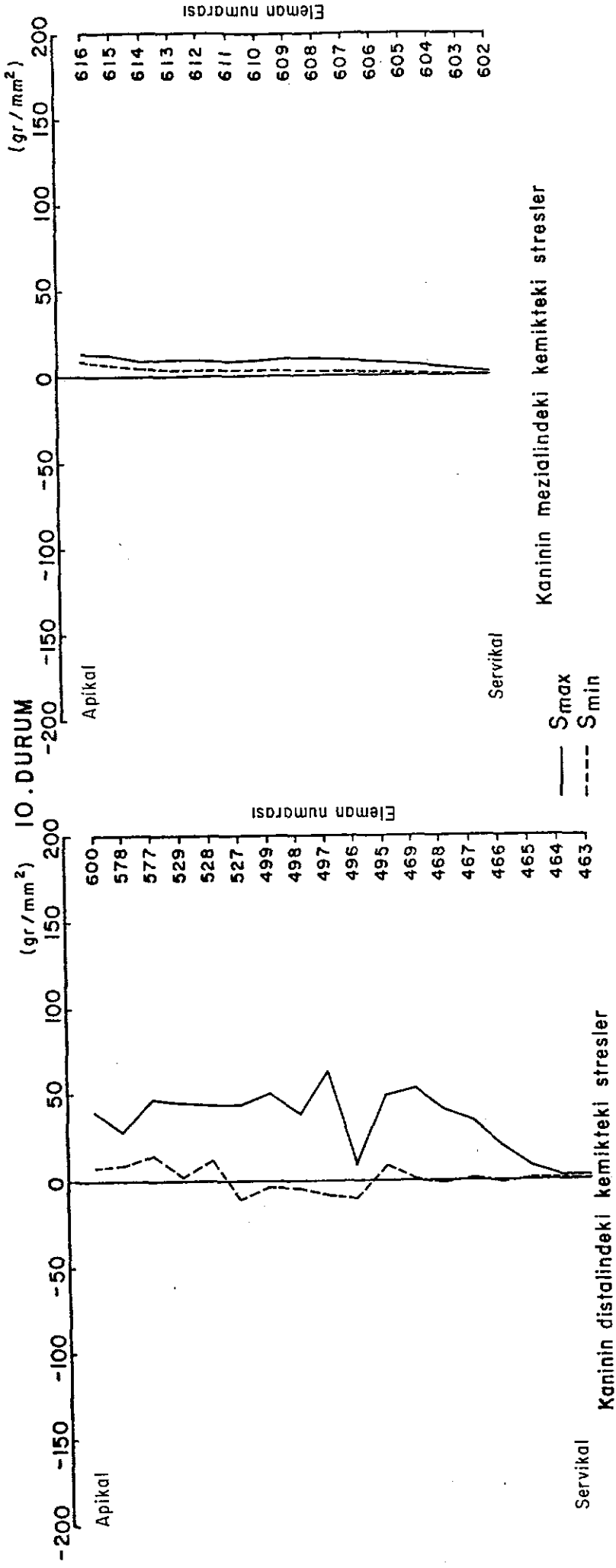
ŞEKİL 4.75 : KANININ MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



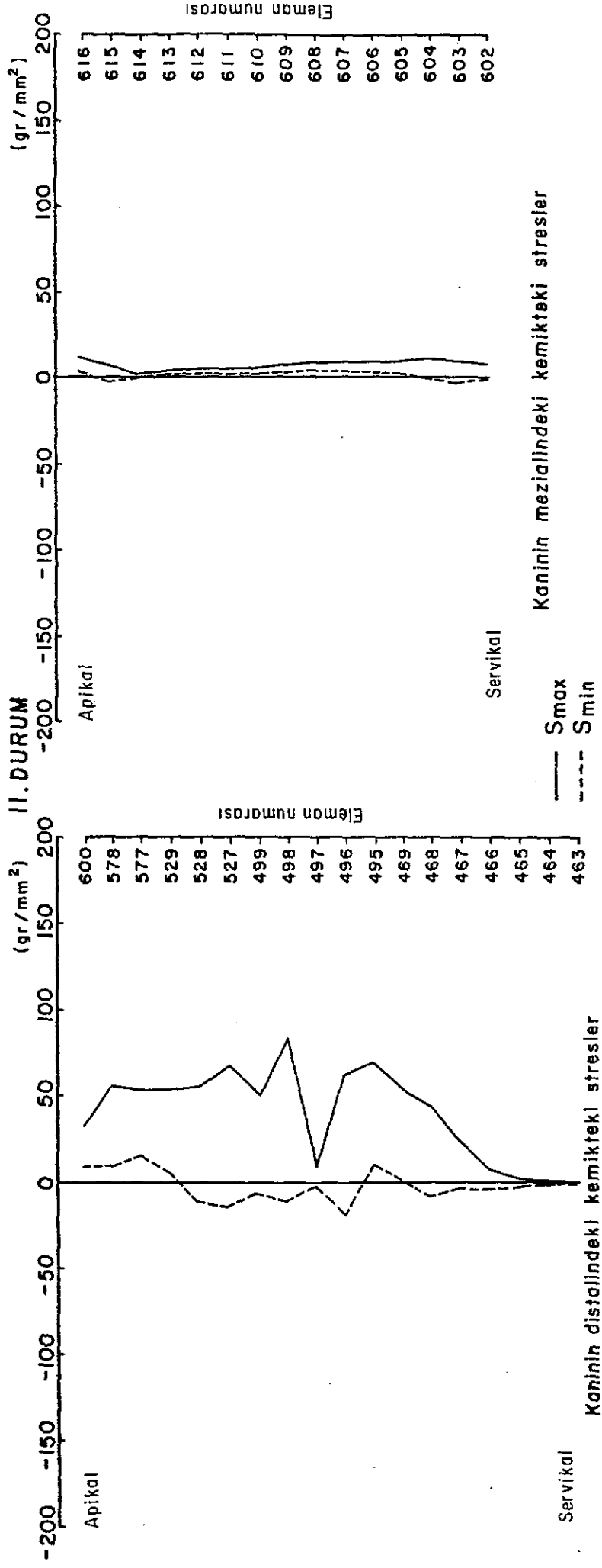
ŞEKİL 4.76 : KANININ MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



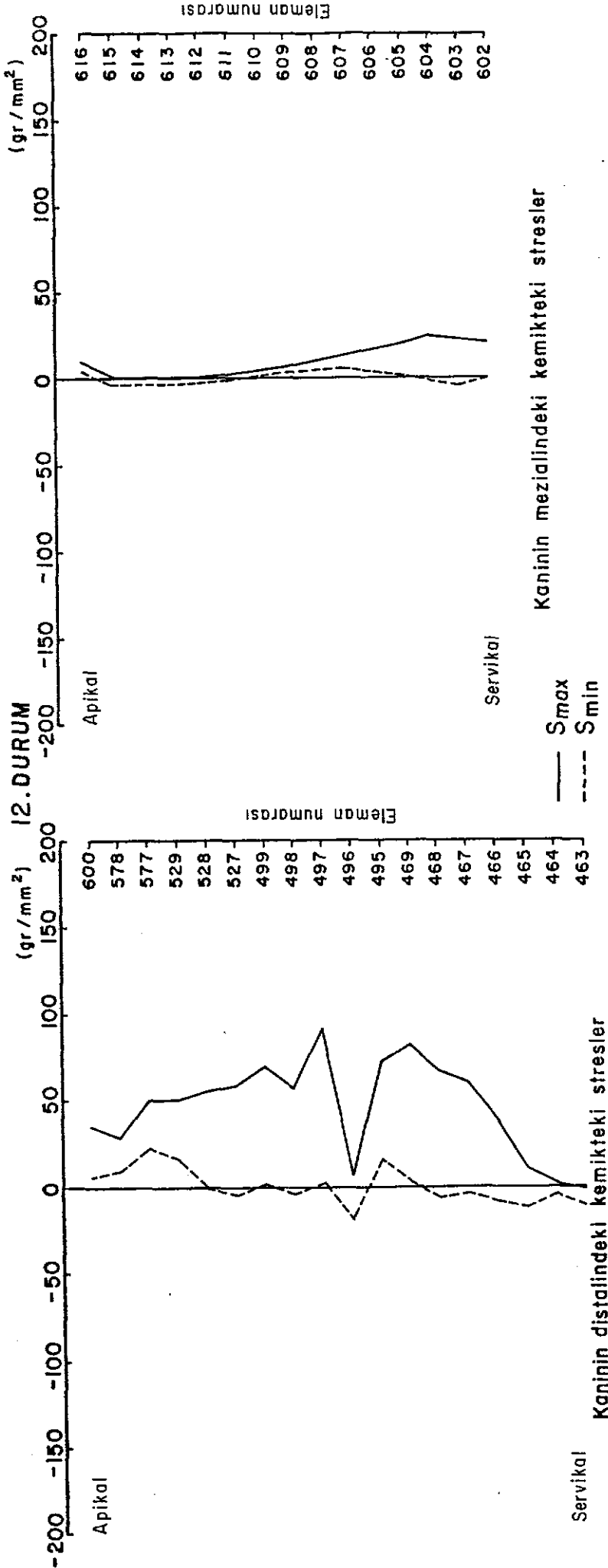
SEKİL 4.77 : KANININ MEZİAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



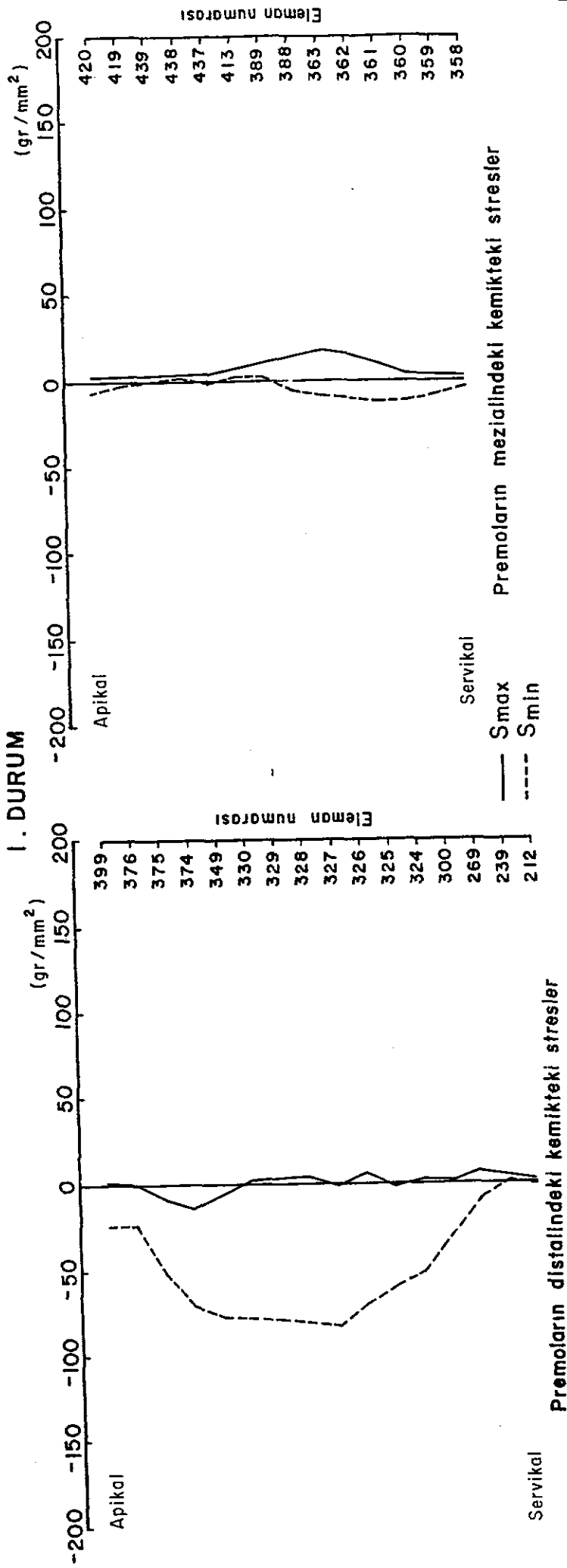
ŞEKİL 4,78 : KANININ MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



SEKİL 4.79 : KANININ MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

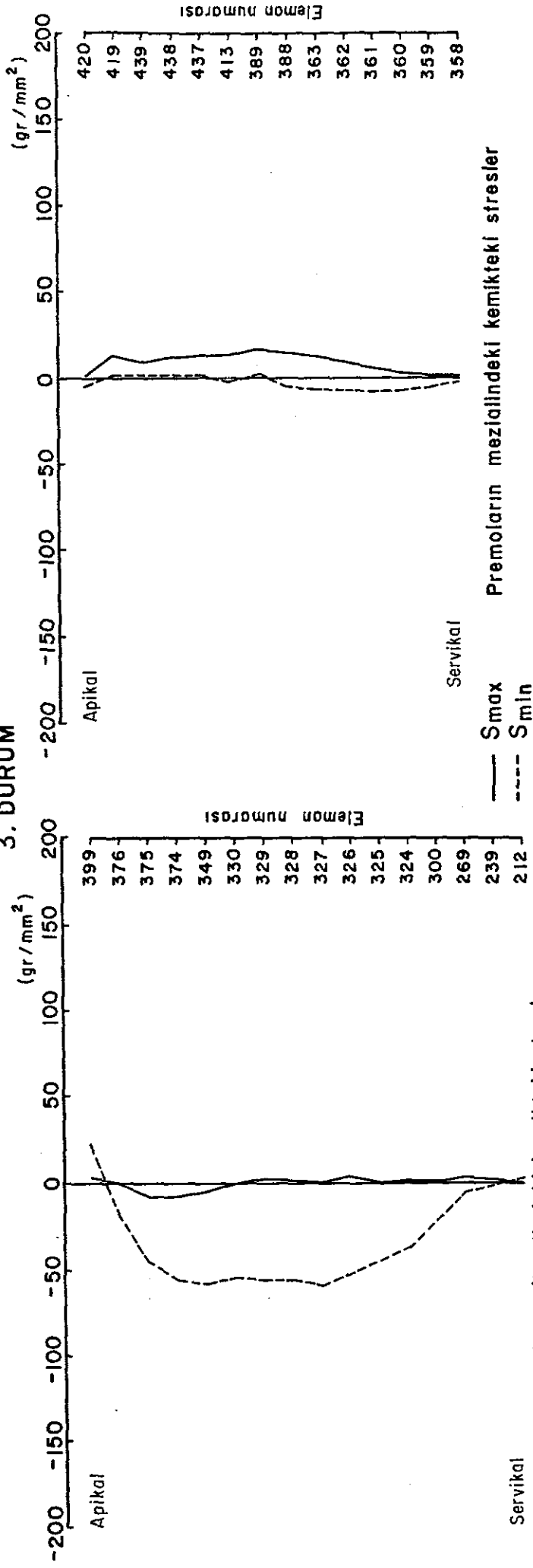


SEKİL 4,80 : KANININ MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



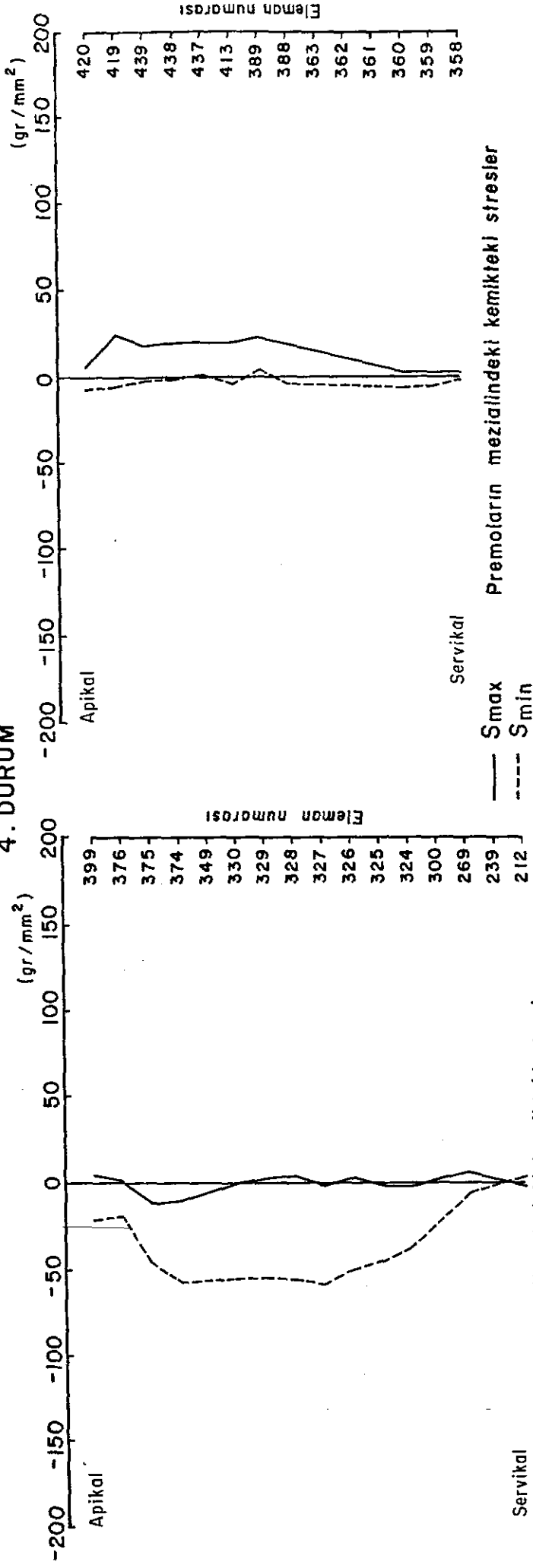
ŞEKİL 4.8I : PREMOLARIN MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

3. DURUM

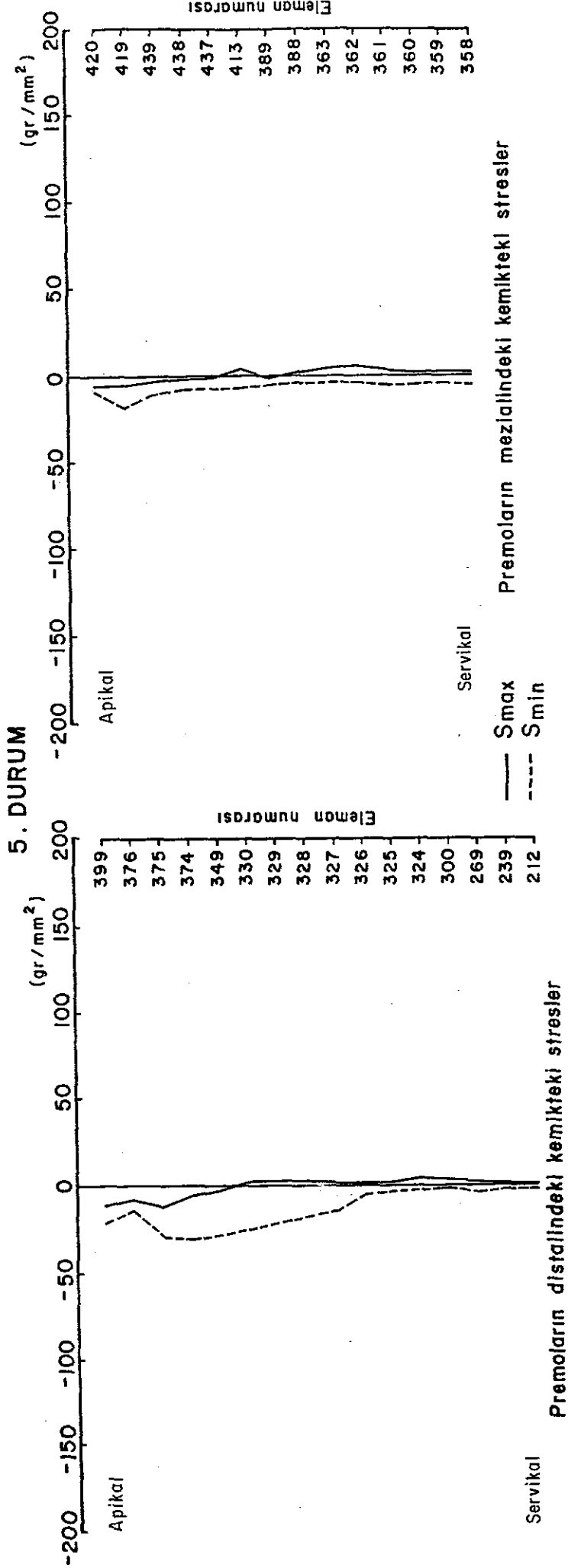


ŞEKİL 4.83 : PREMOLARIN MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

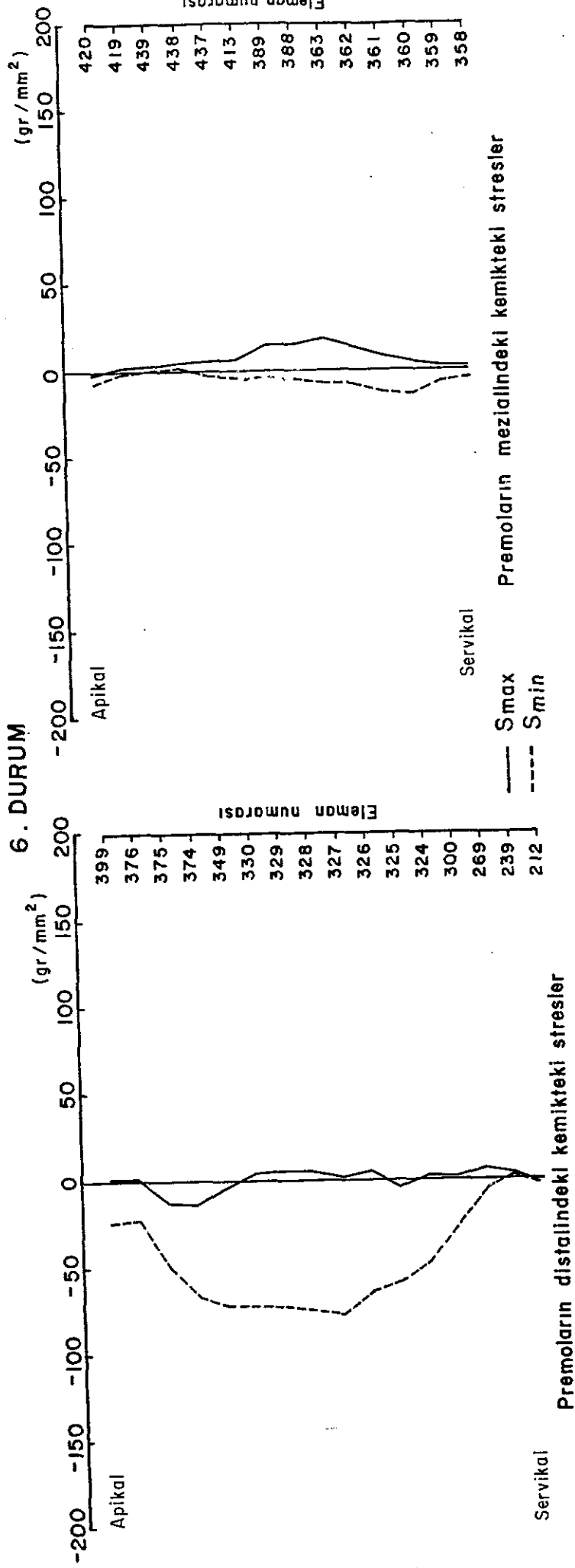
4. DURUM



SEKİL 4,84 : PREMOLARIN MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

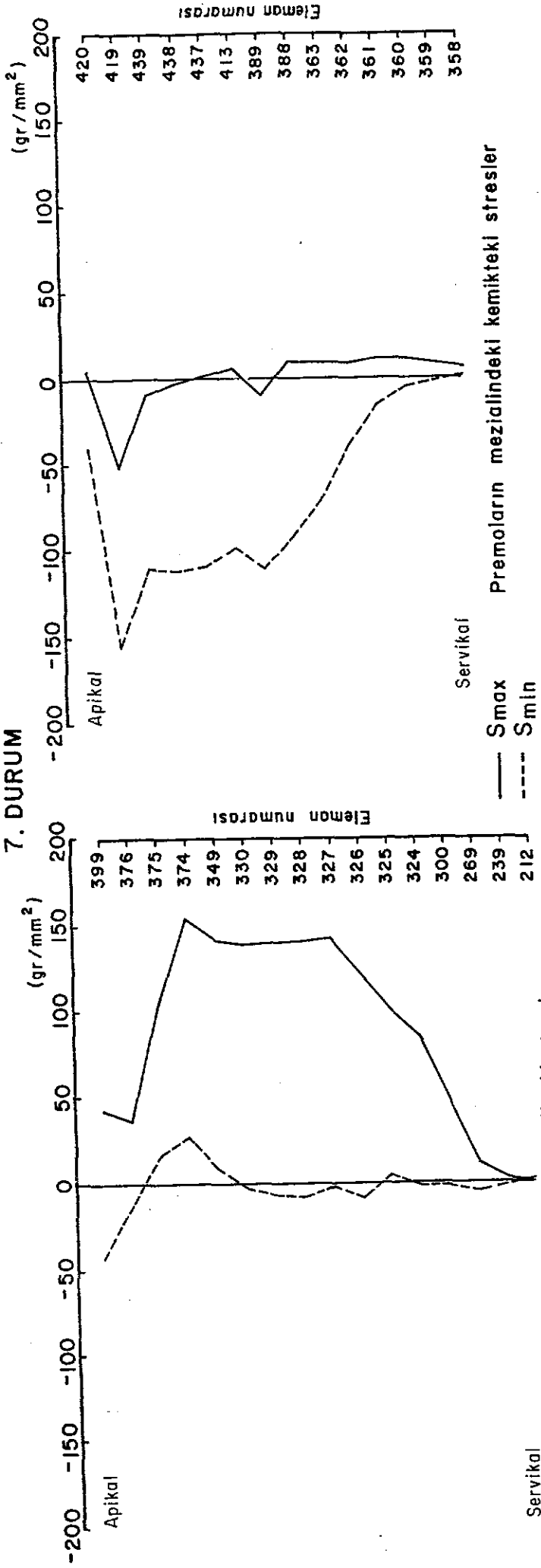


SEKİL 4.85 : PREMOLARIN MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



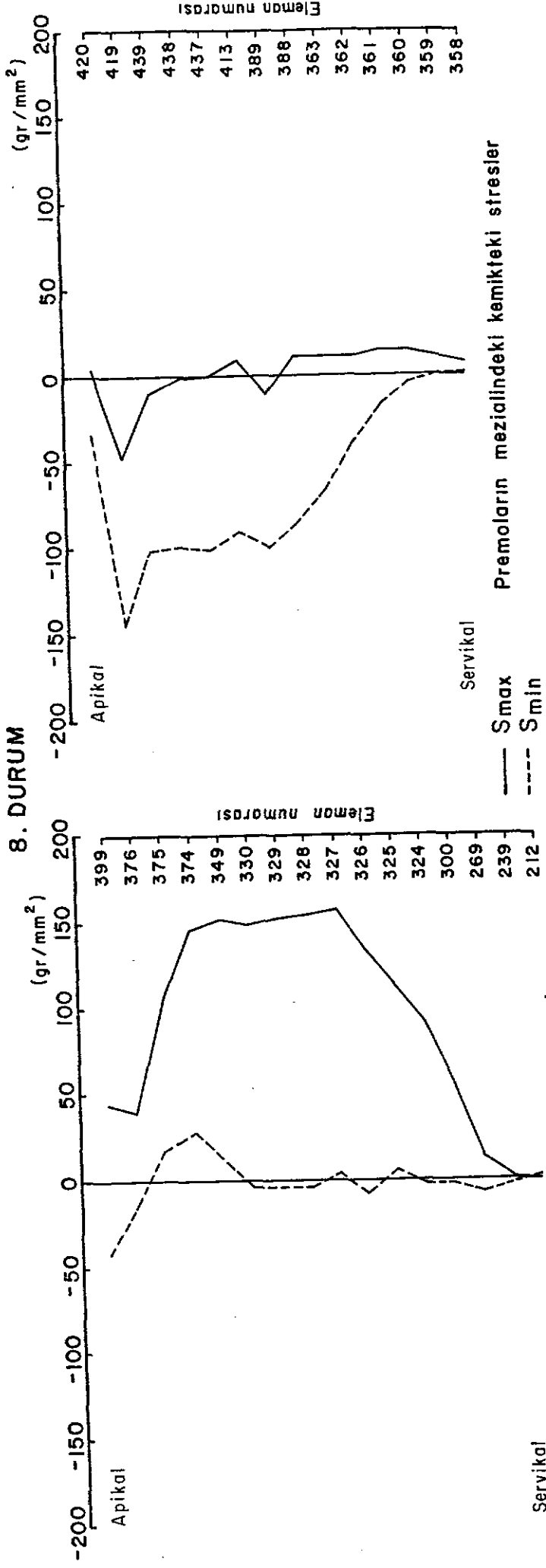
ŞEKİL 4,86 : PREMOLARIN MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

7. DURUM



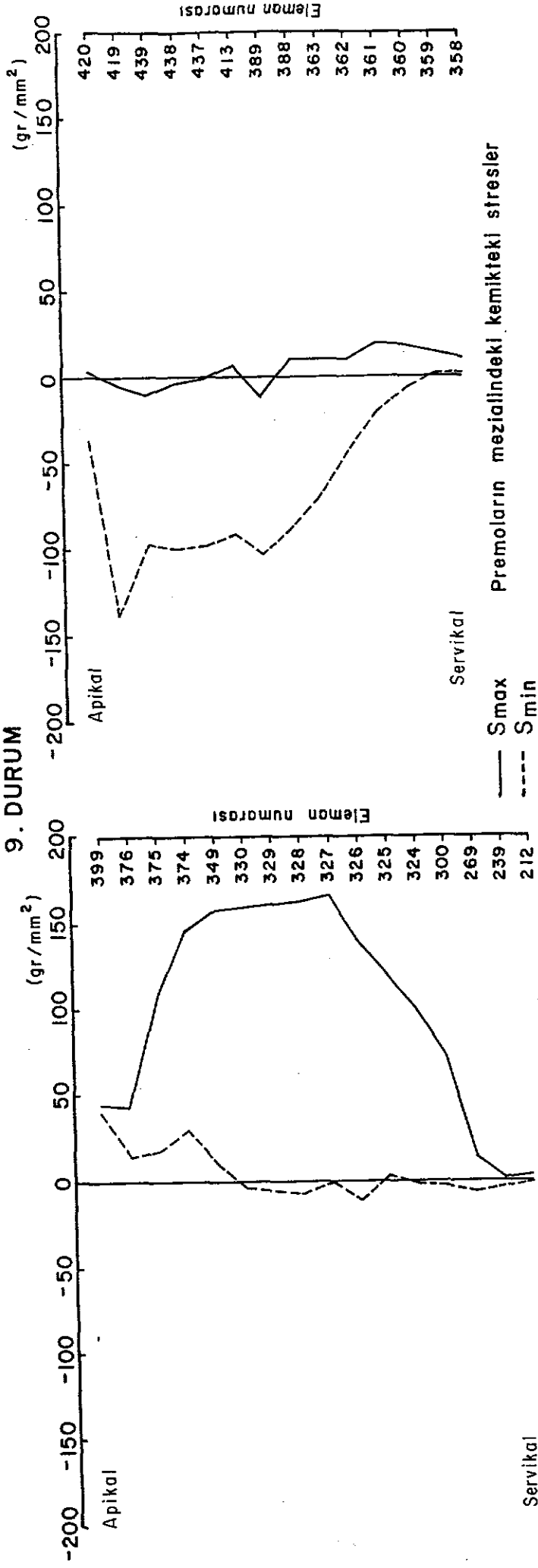
ŞEKİL 4.87 : PREMOLARIN MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

8. DURUM



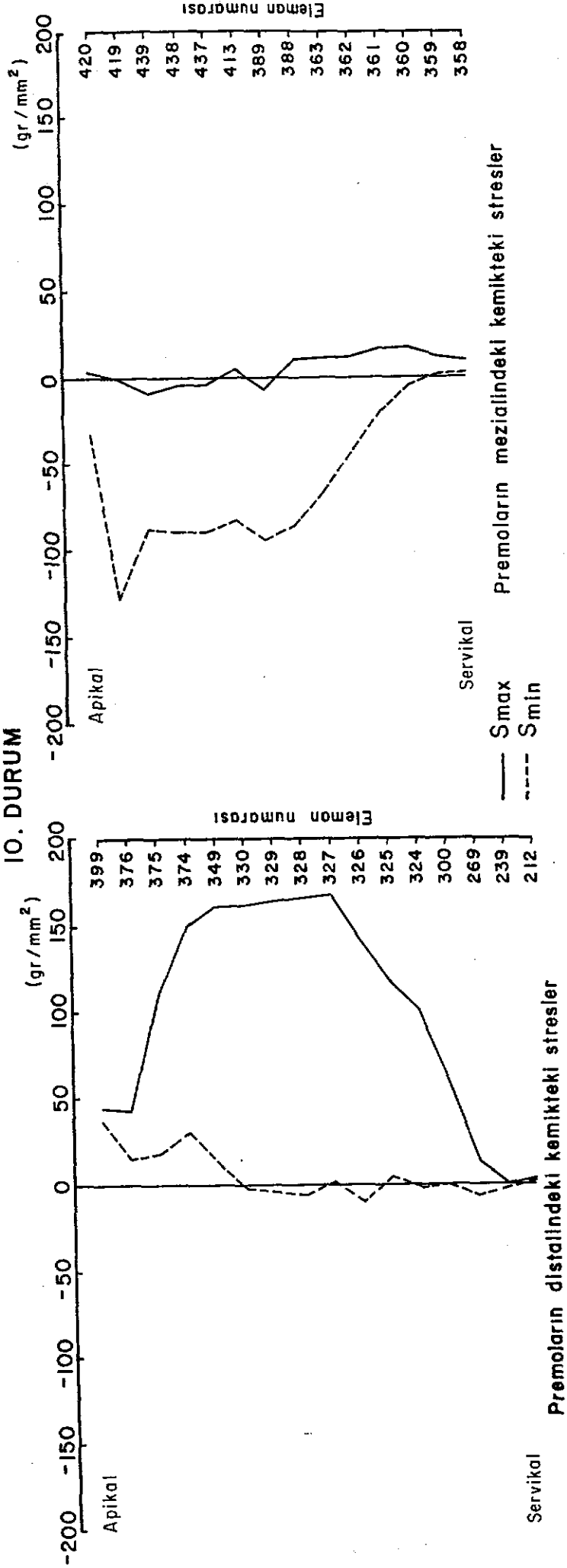
ŞEKİL 4.88 : PREMOLARIN MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

9. DURUM



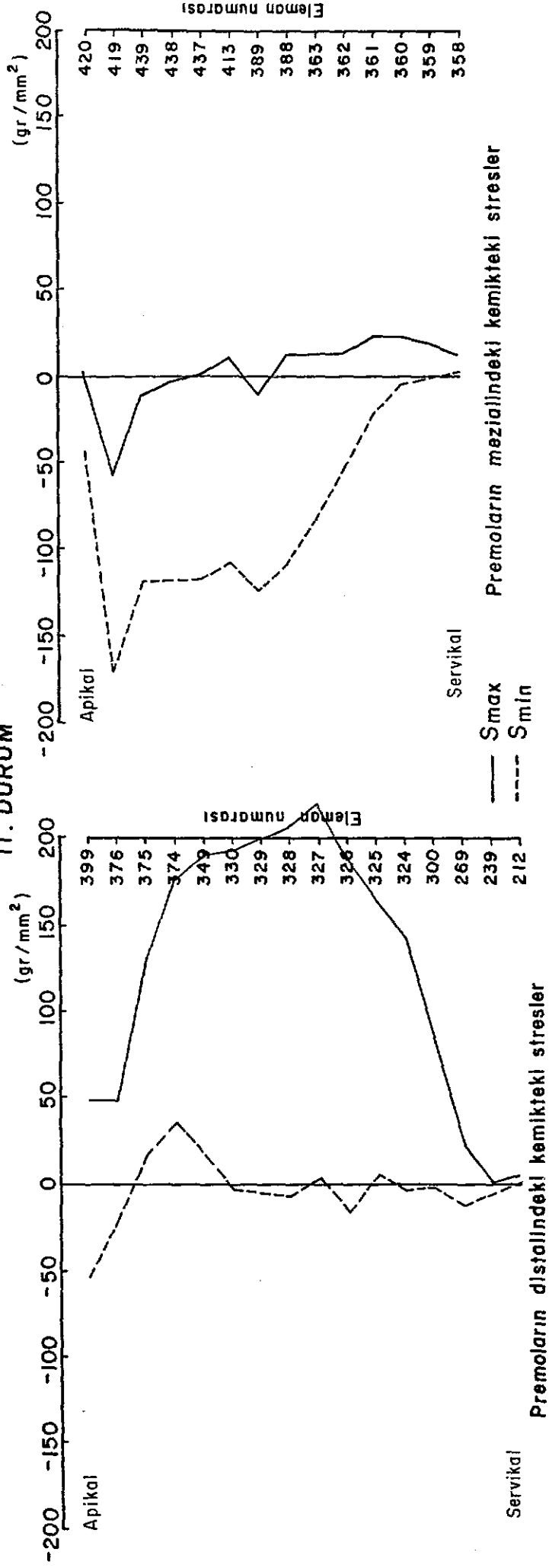
ŞEKİL 4.89 : PREMOLARIN MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

10. DURUM



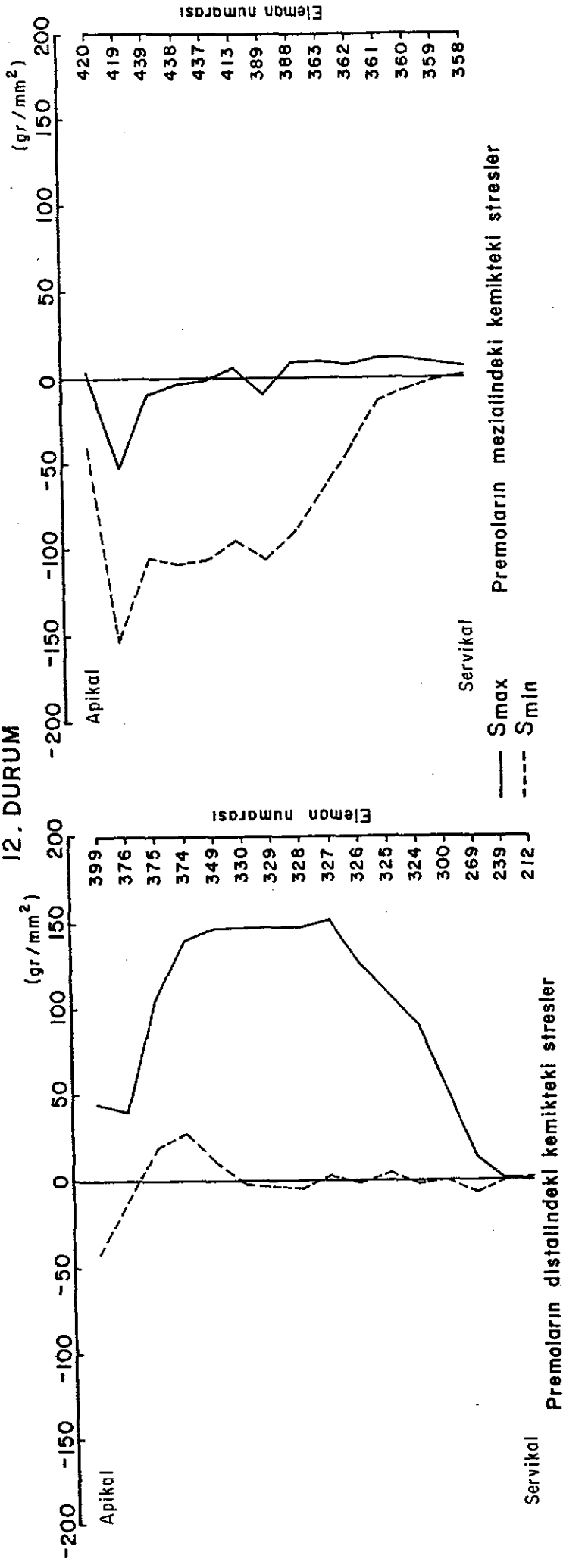
ŞEKİL 4.90 : PREMOLARIN MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

II. DURUM

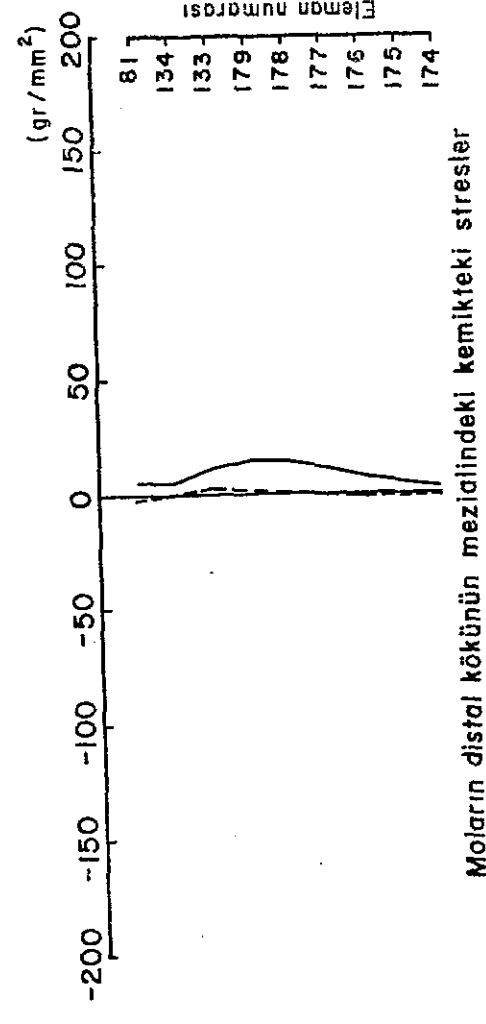
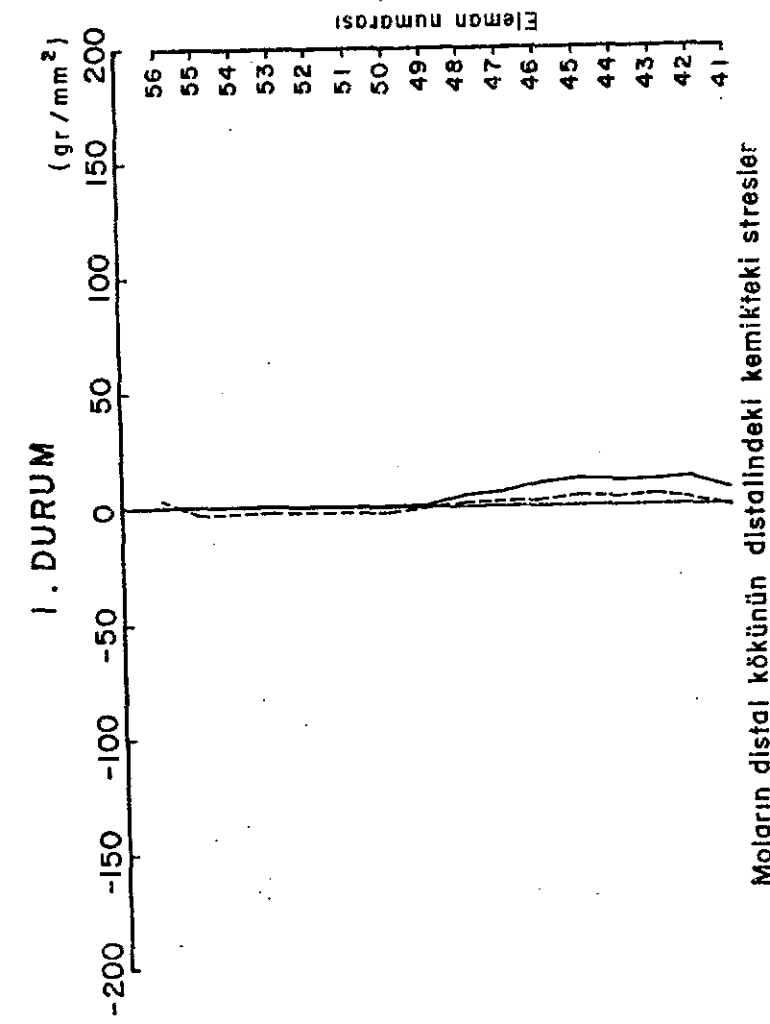
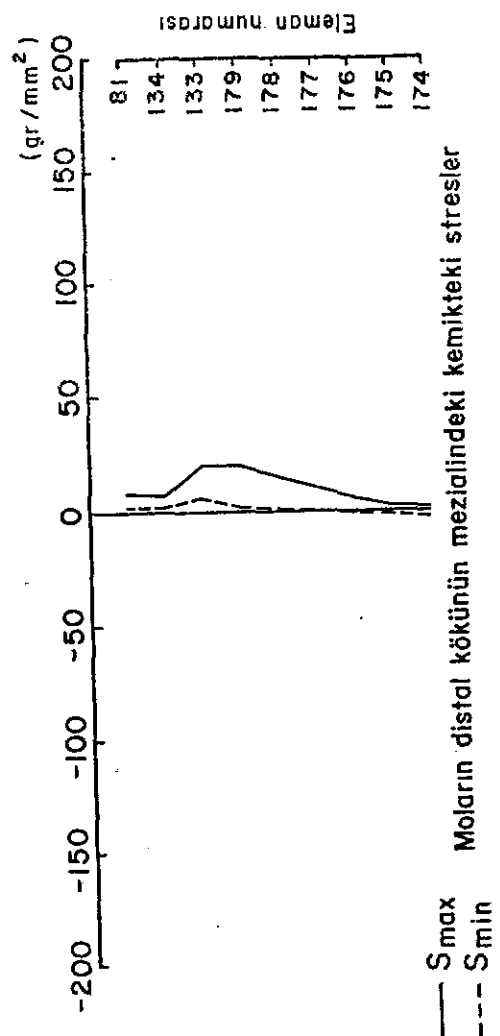
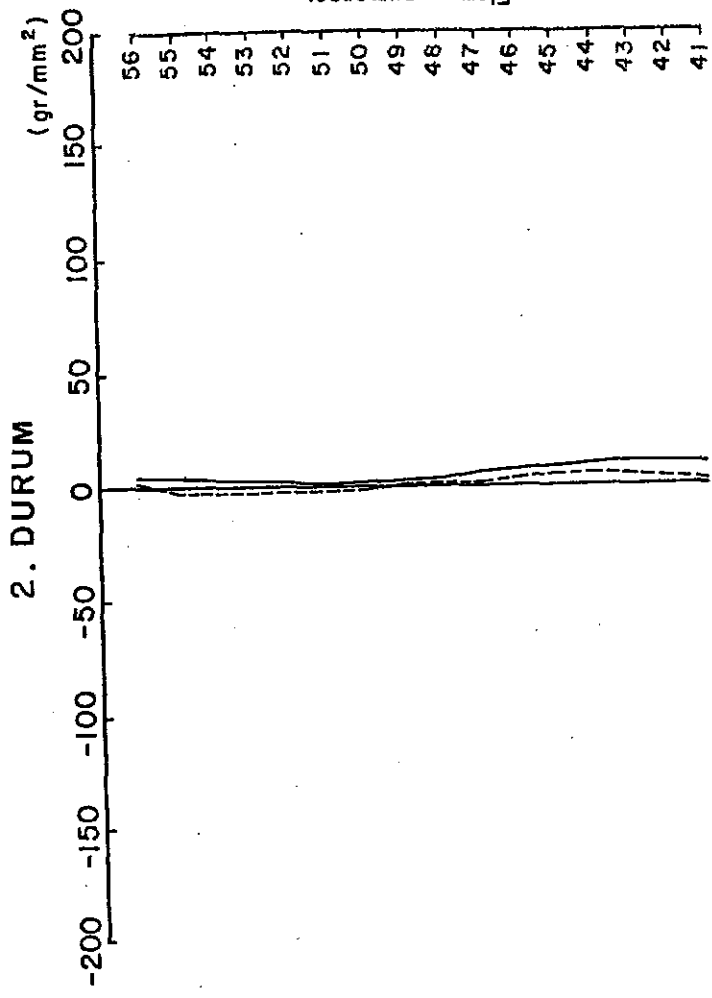


ŞEKİL 4.9I : PREMOLARIN MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

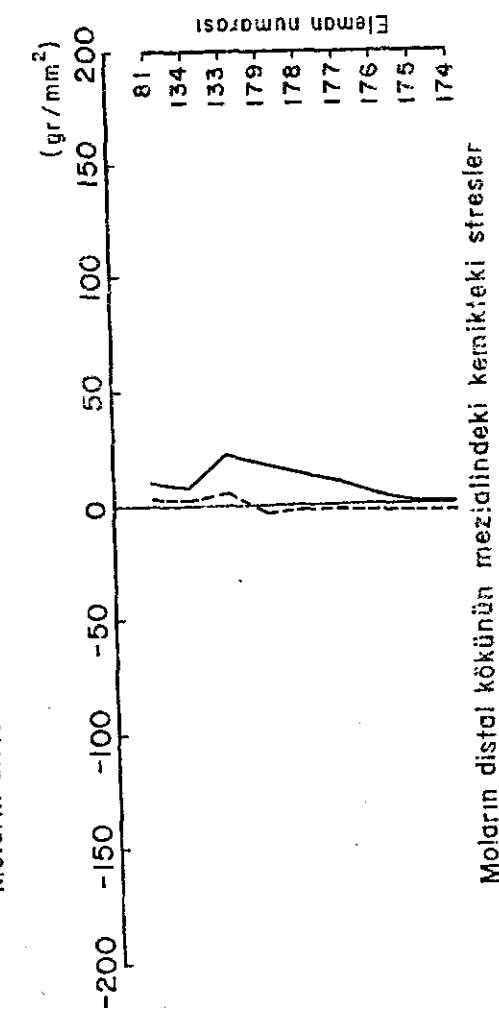
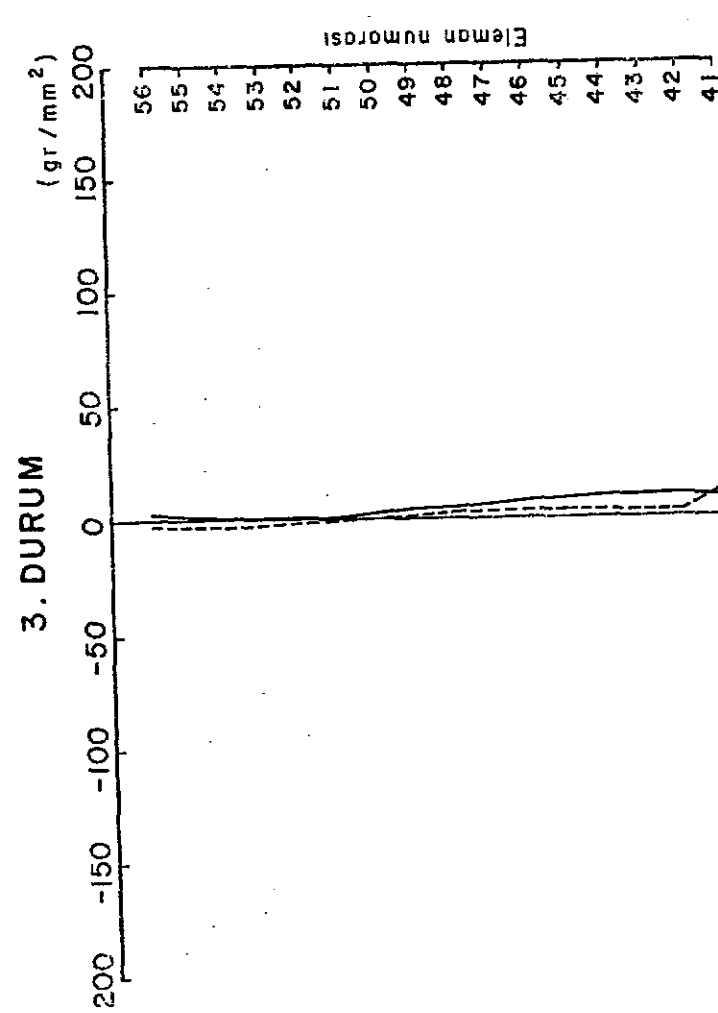
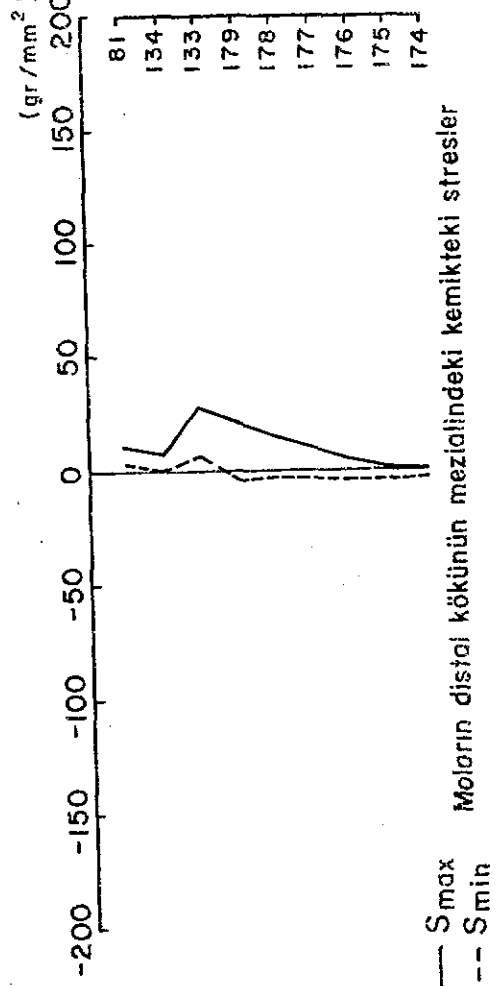
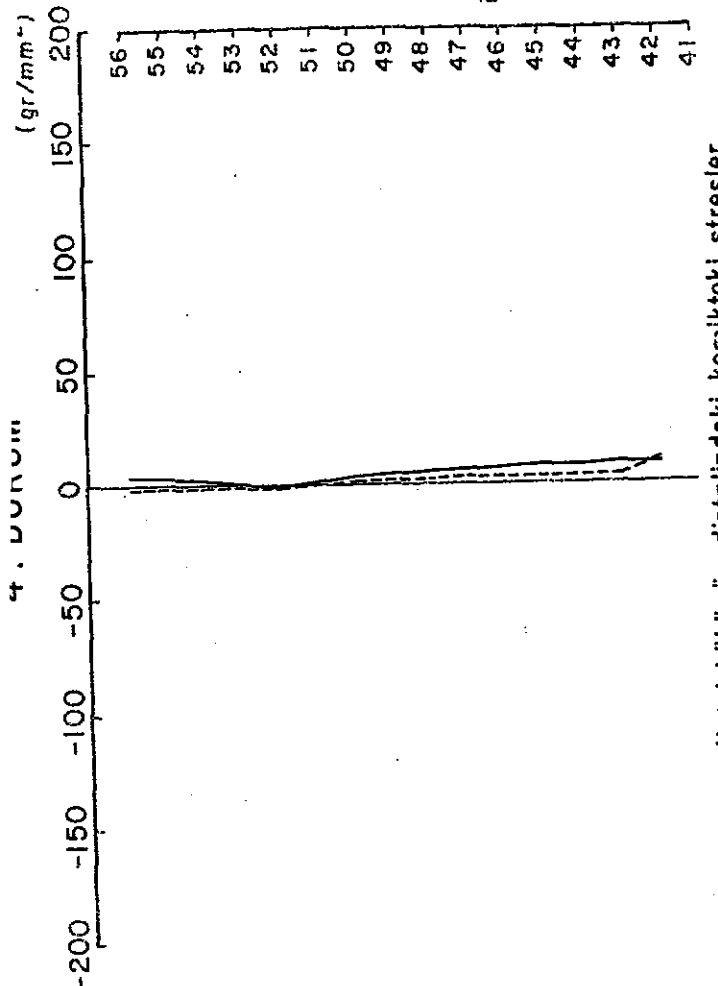
12. DURUM



SEKİL 4.92 : PREMOLARIN MEZIAL VE DİSTALİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

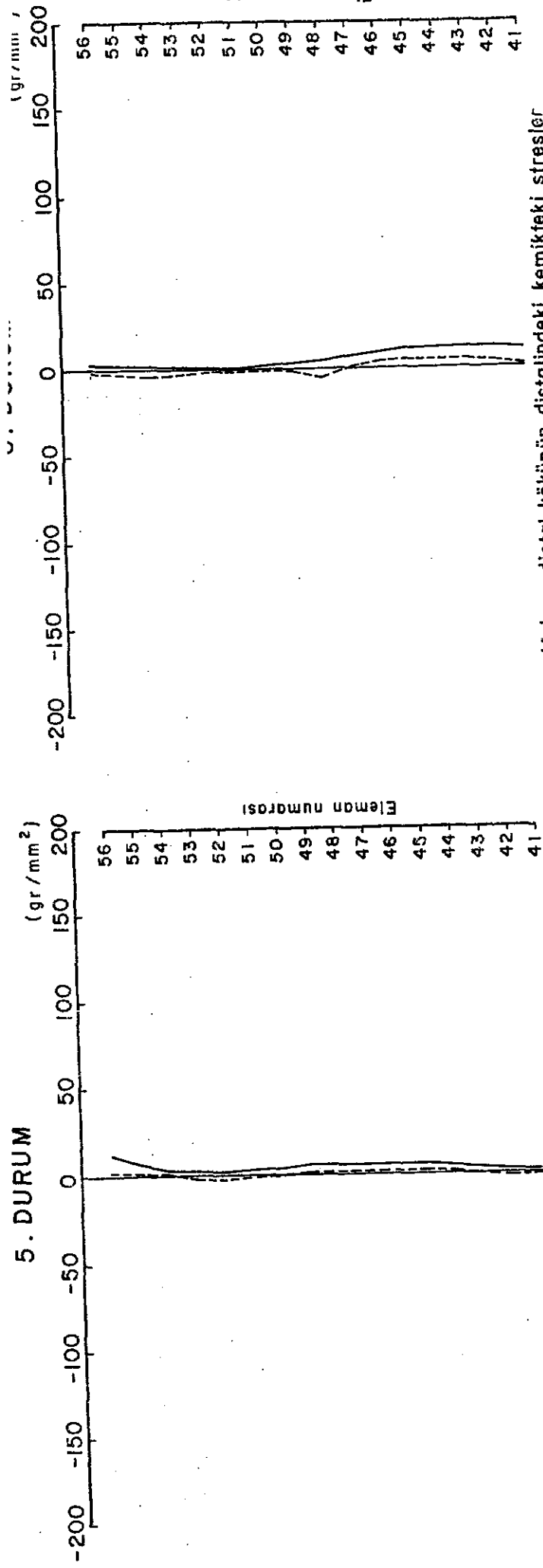


SEKİL 4.93 : MOLARIN DİSTAL KÖKÜNÜN ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

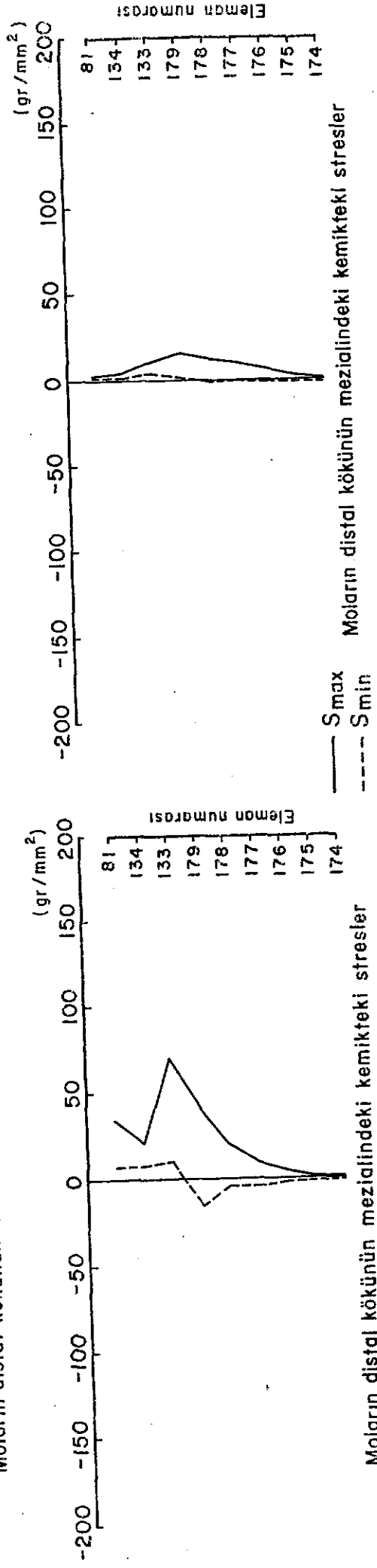


ŞEKİL 4.94 : MOLARIN DİSTAL KÖKÜNÜN ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

5. DURUM



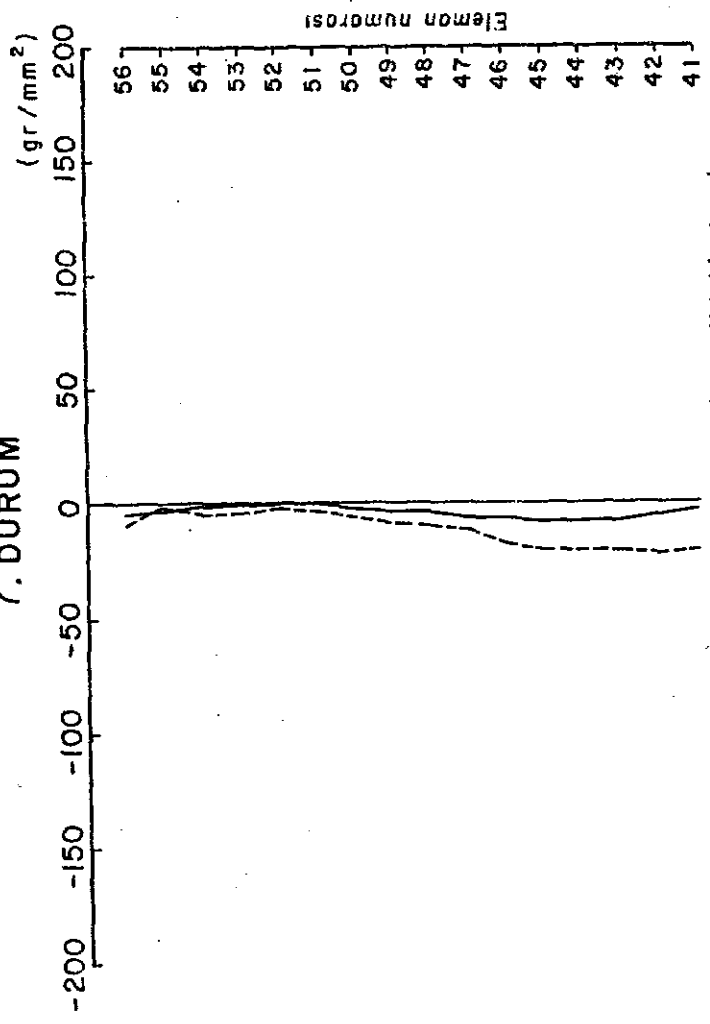
Moların distal kökünün distalindeki kemikteki stresler



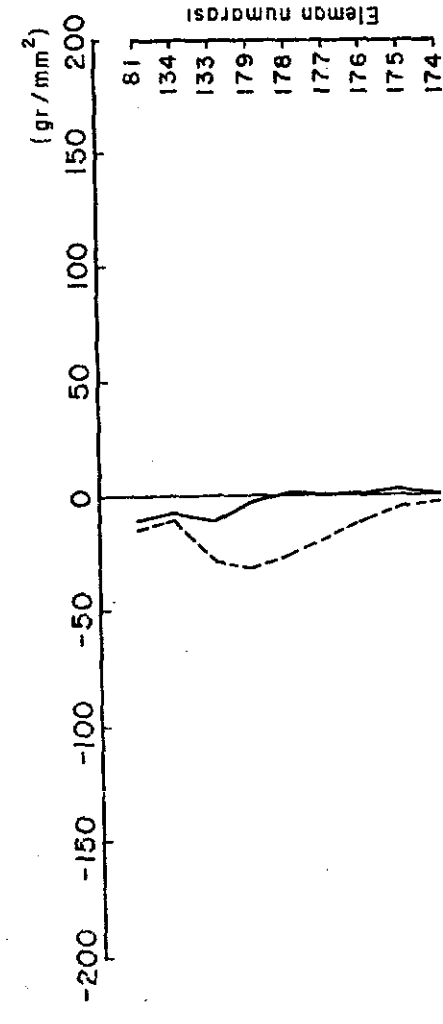
Moların distal kökünün mezialindeki kemikteki stresler

ŞEKİL 4.95 : MOLARIN DİSTAL KÖKÜNÜN ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.

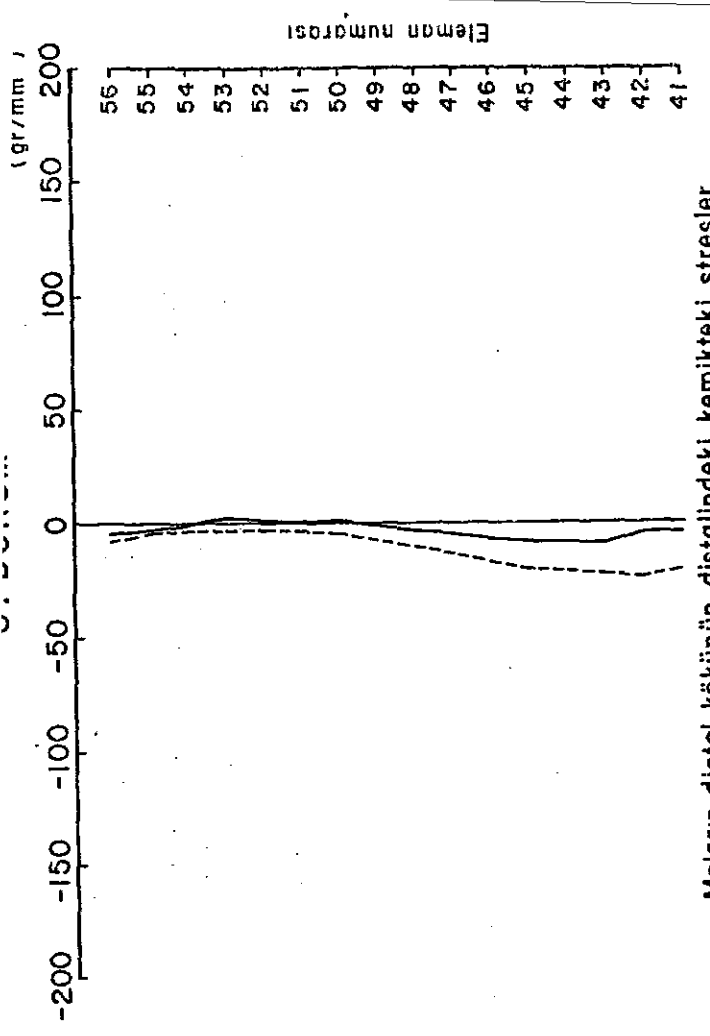
7. DURUM



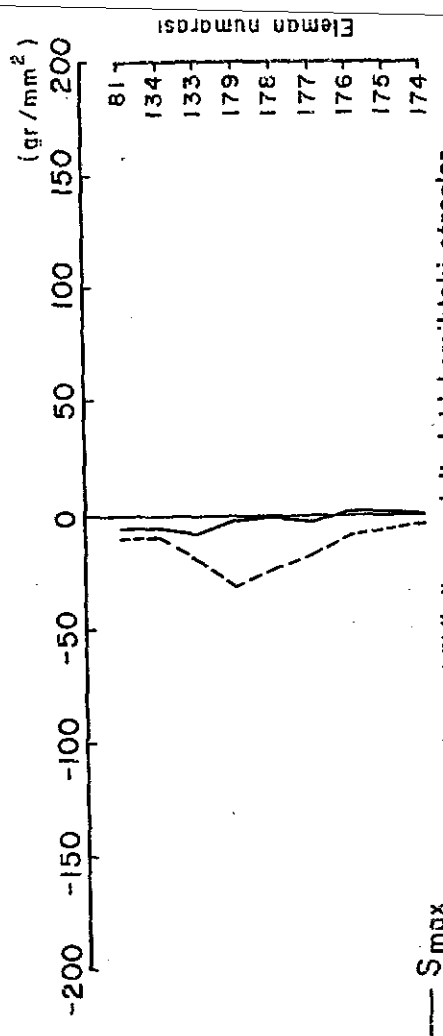
Moların distal kökünün distalindeki kemikteki stresler



Moların distal kökünün mezialindeki kemikteki stresler

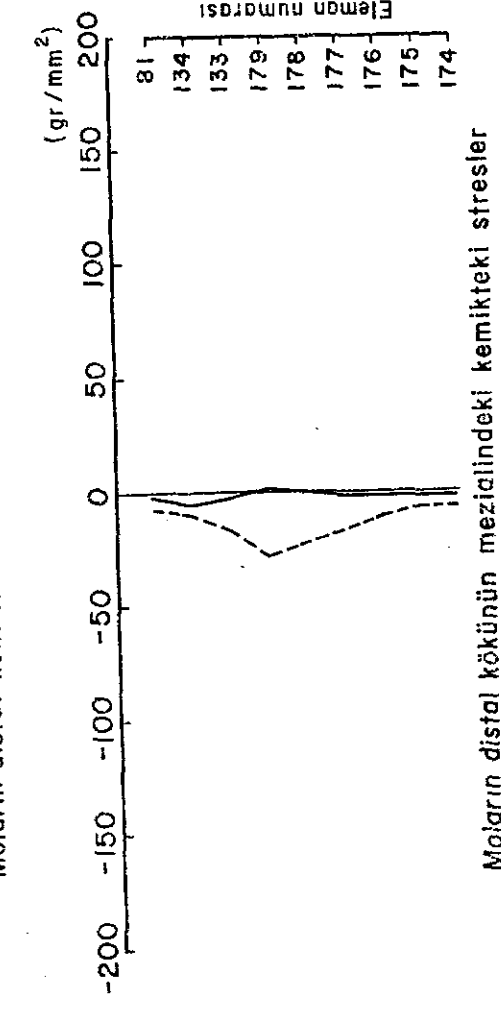
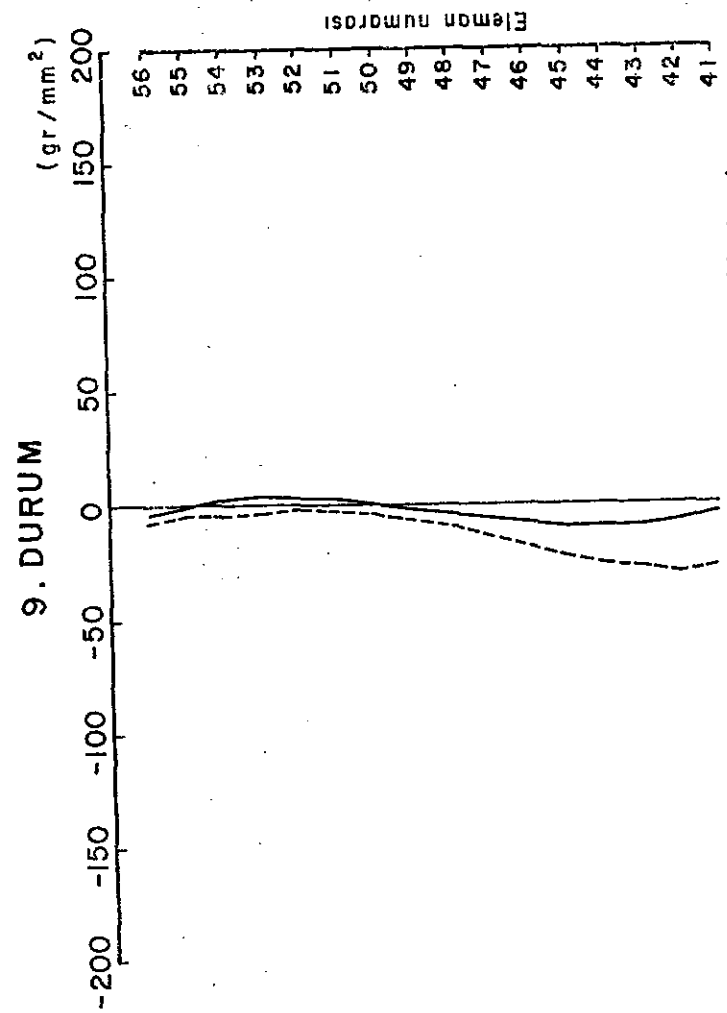
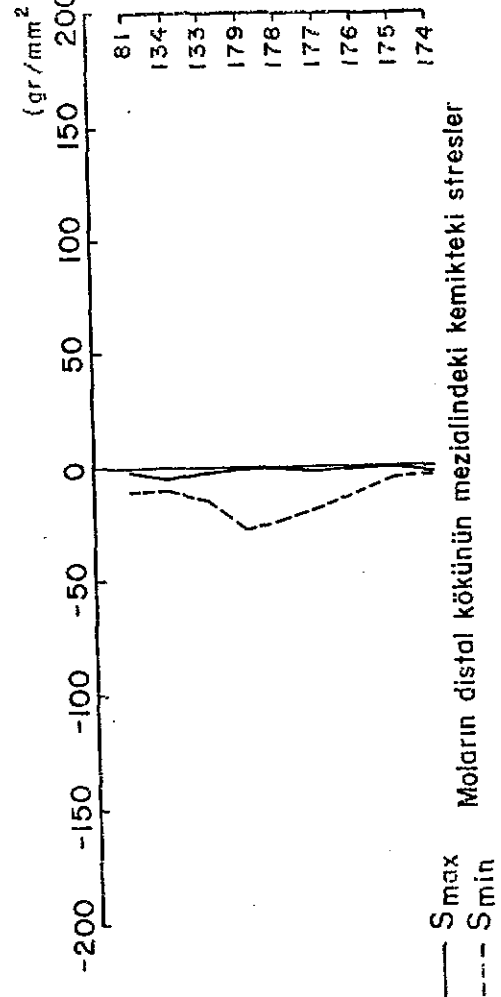
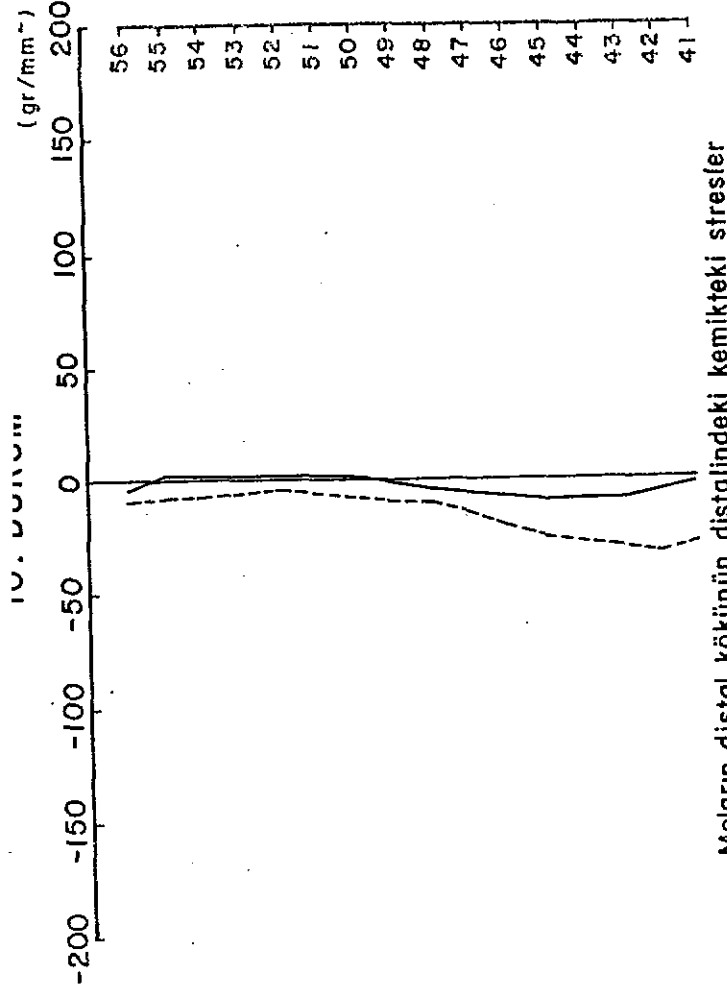


Moların distal kökünün distalindeki kemikteki stresler

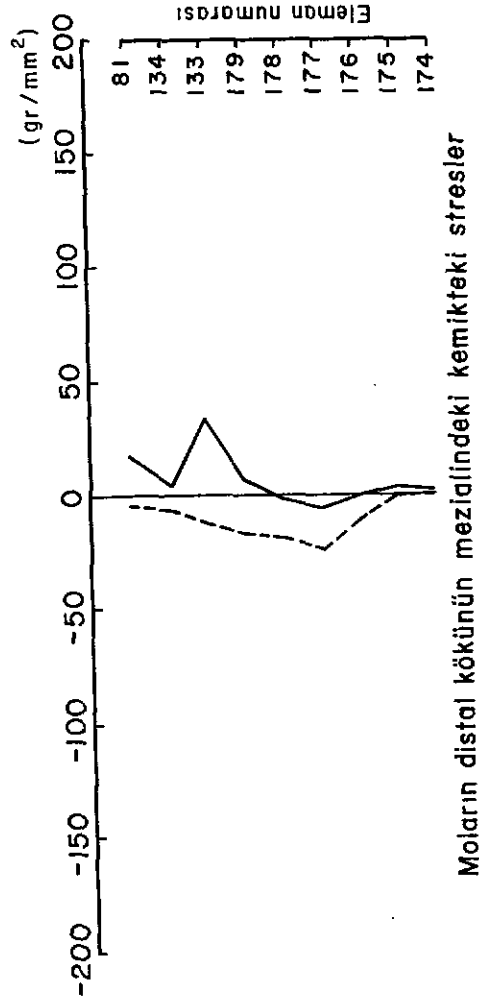
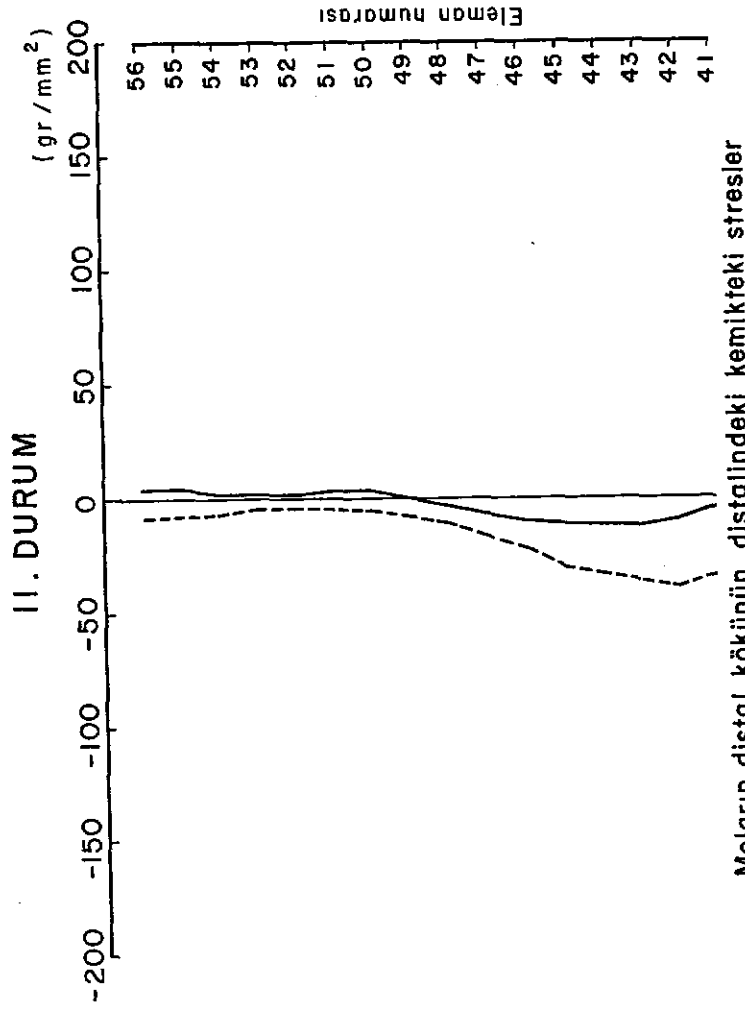
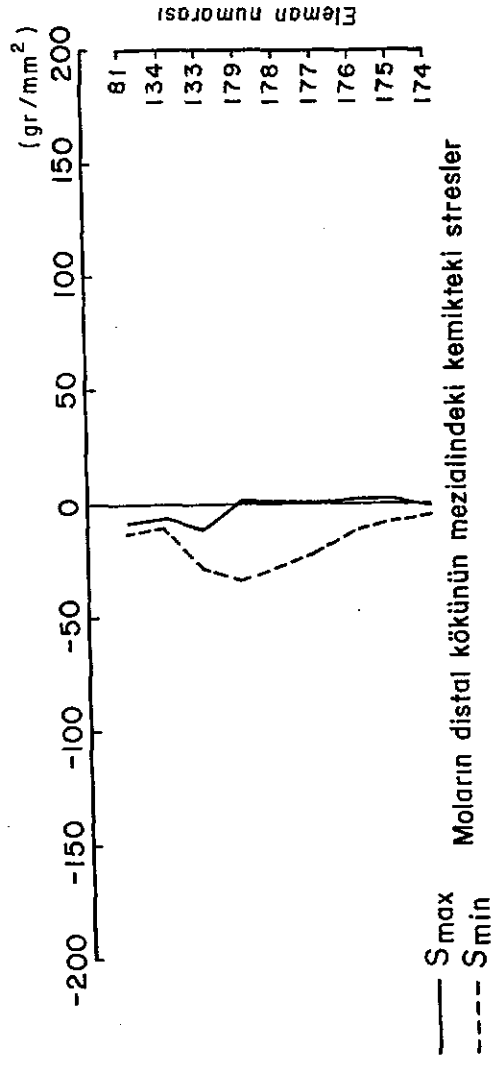
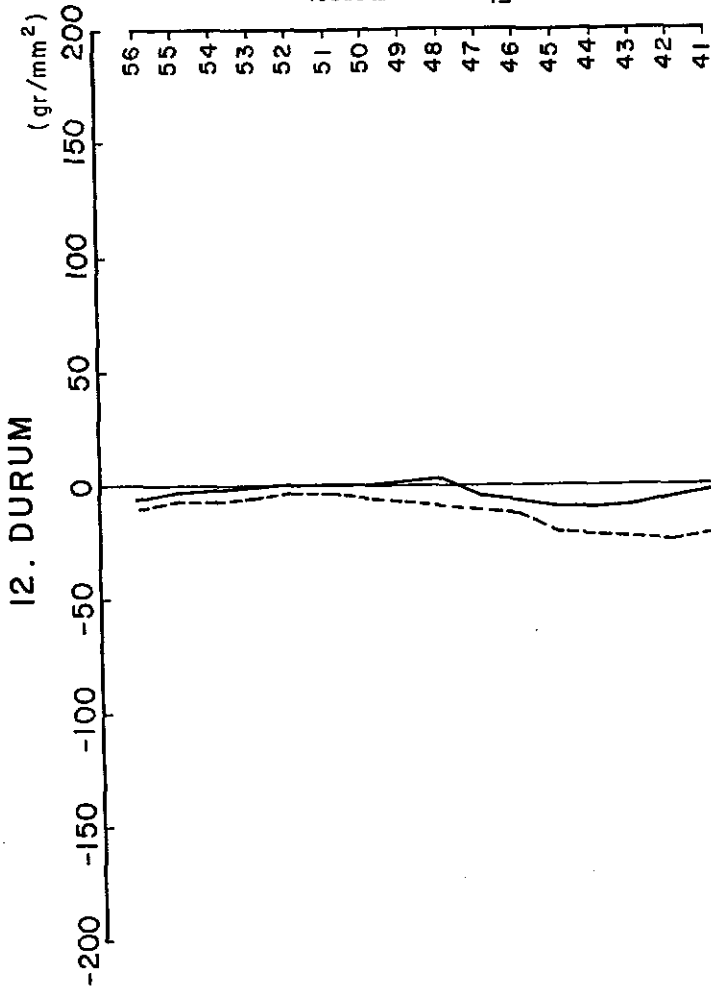


Moların distal kökünün mezialindeki kemikteki stresler

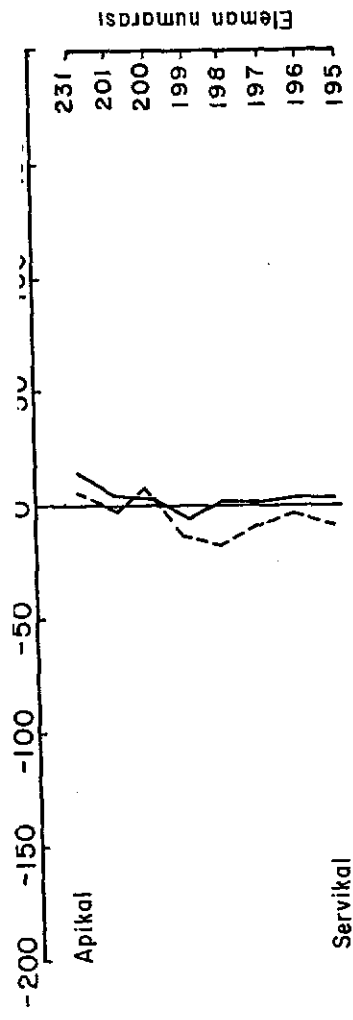
ŞEKİL 4.96 : MOLARIN DİSTAL KÖKÜNÜN ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



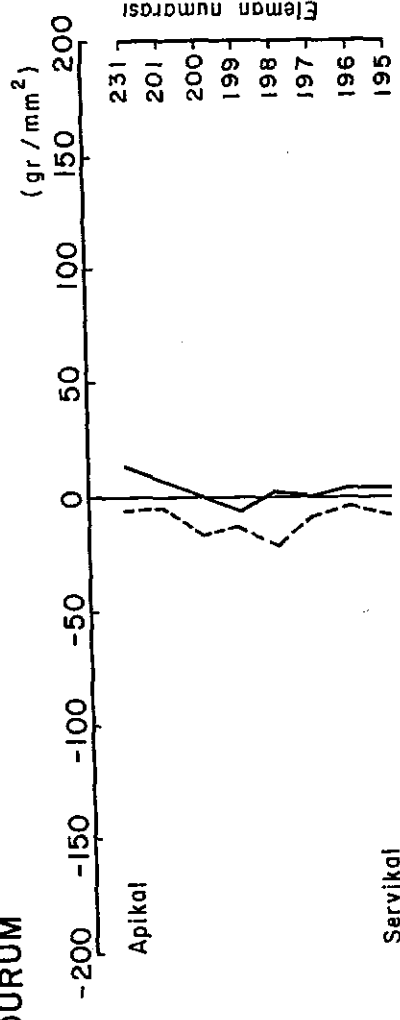
SEKİL 4.97 : MOLARIN DİSTAL KÖKÜNÜN ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



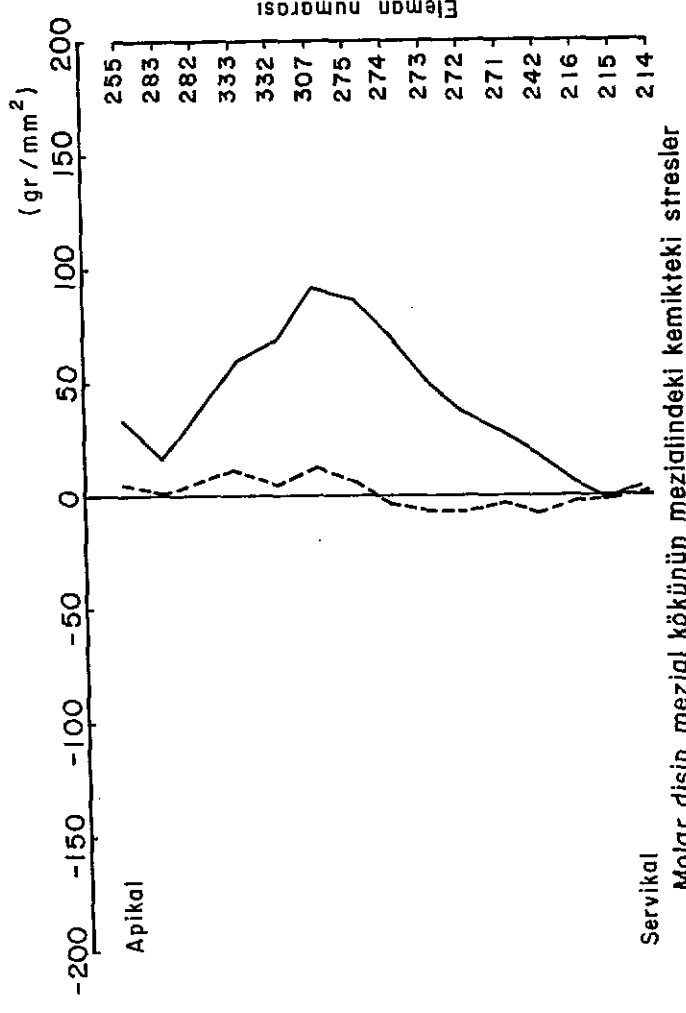
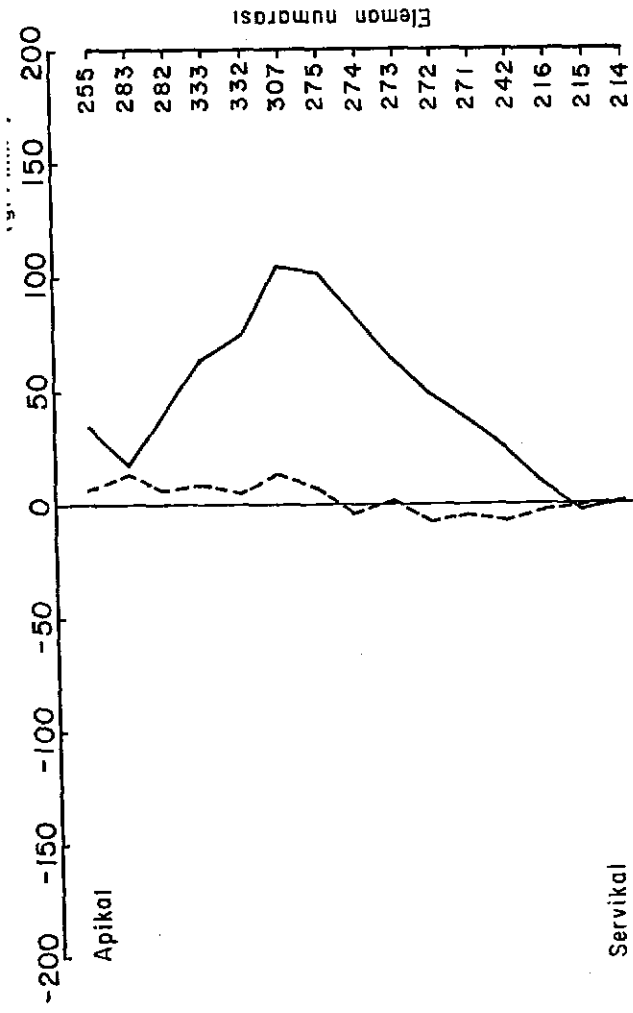
ŞEKİL 4.98 : MOLARIN DİSTAL KÖKÜNÜN ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



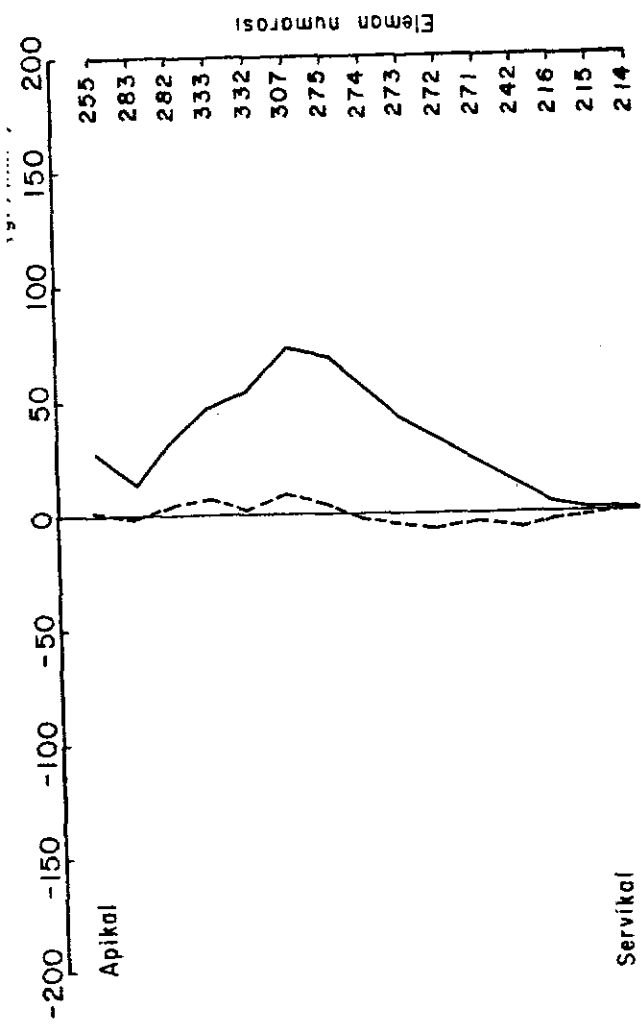
2. DURUM



— Smax
- - - Smin

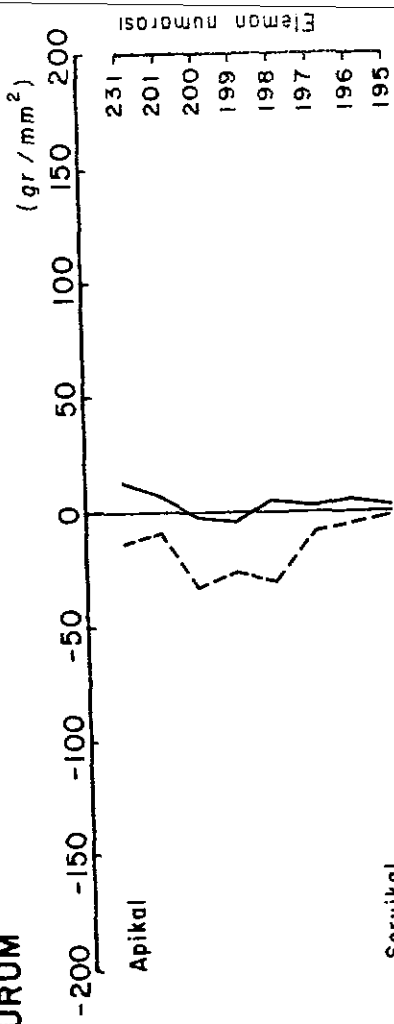


ŞEKİL 4.99 : MOLARIN MEZIAL KÖKÜNÜN ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



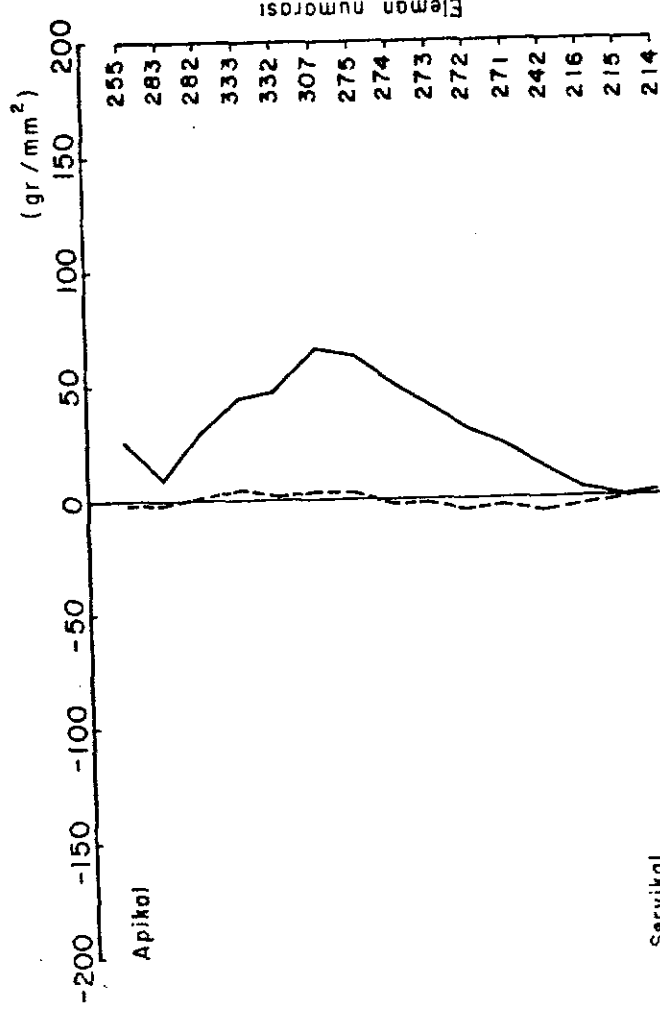
Molar dişin mezial kökünün mezialindeki kemikteki stresler

4. DURUM

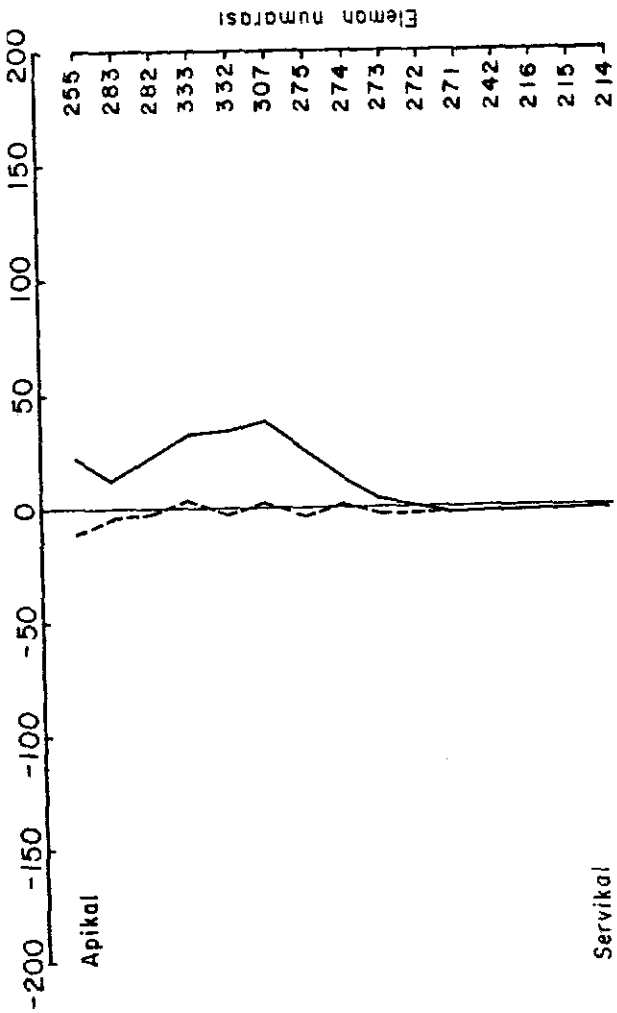


Molar dişin mezial kökünün distalindeki kemikteki stresler

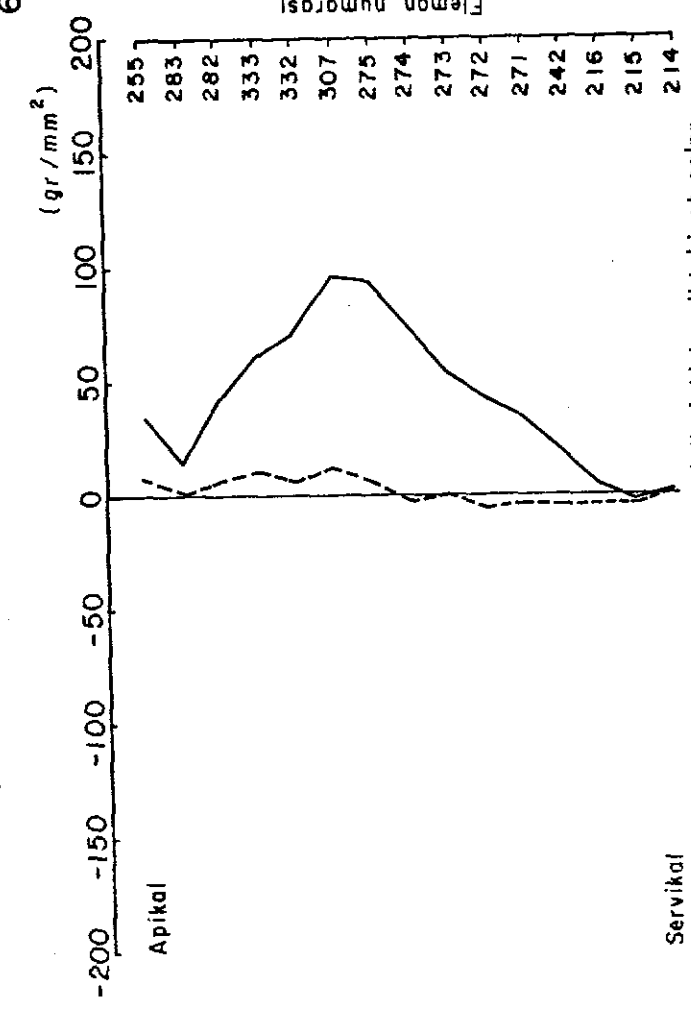
— Smax
- - - Smin



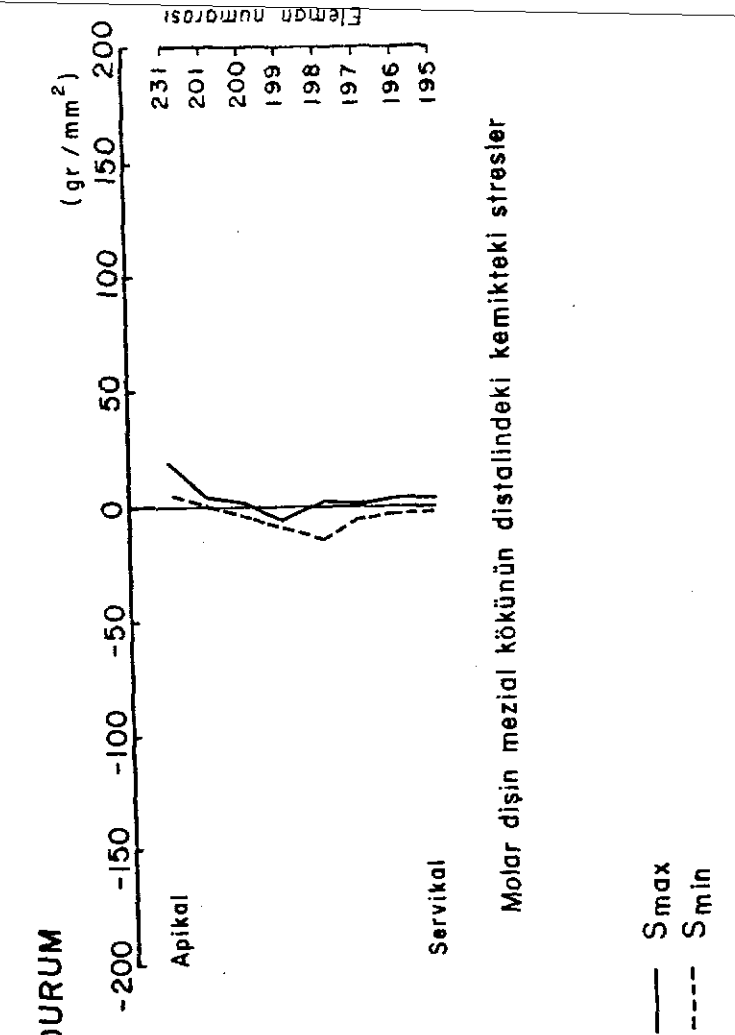
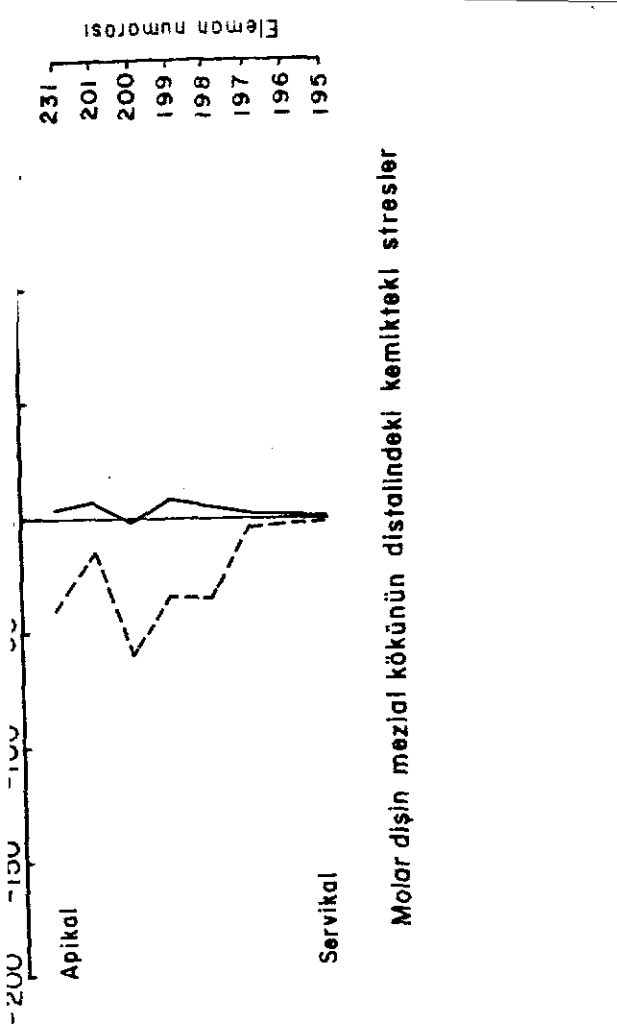
Molar dişin mezial kökünün mezialindeki kemikteki stresler



6. DURUM

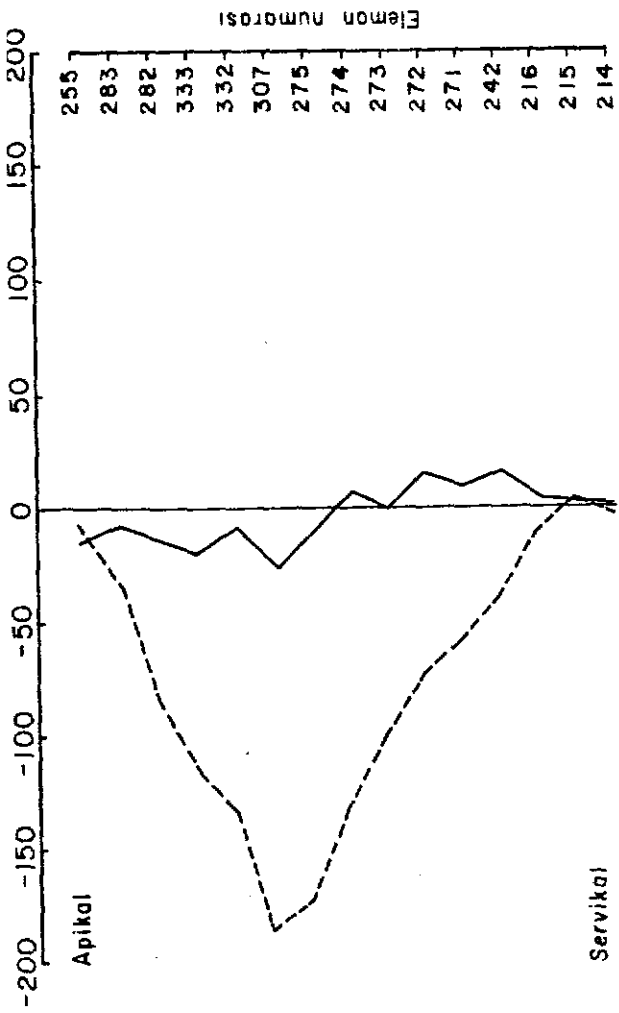


6. DURUM

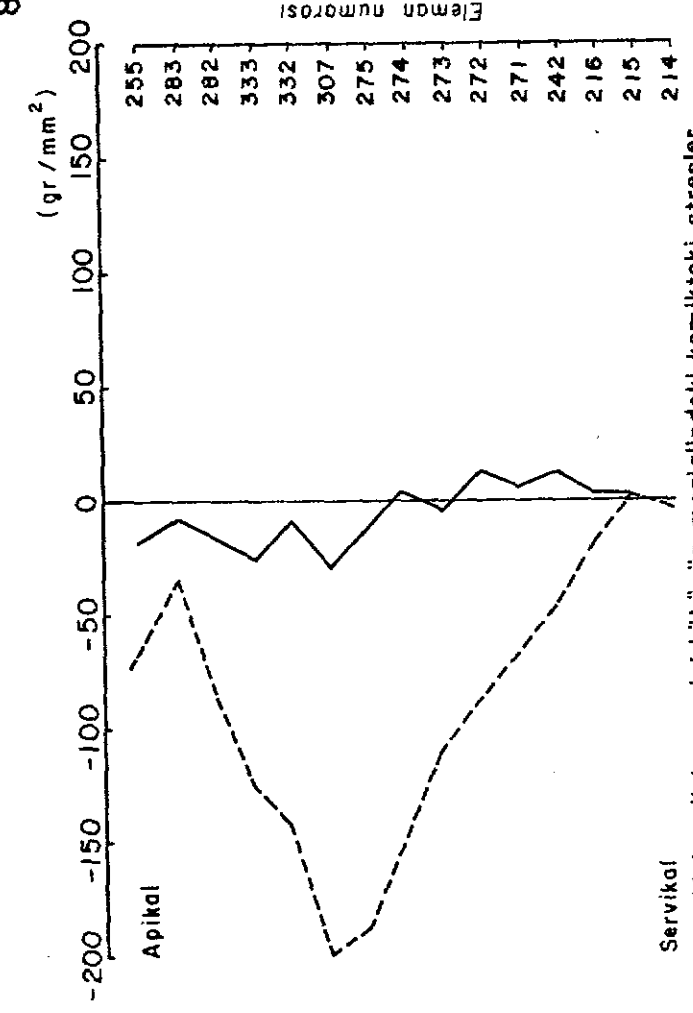


6. DURUM

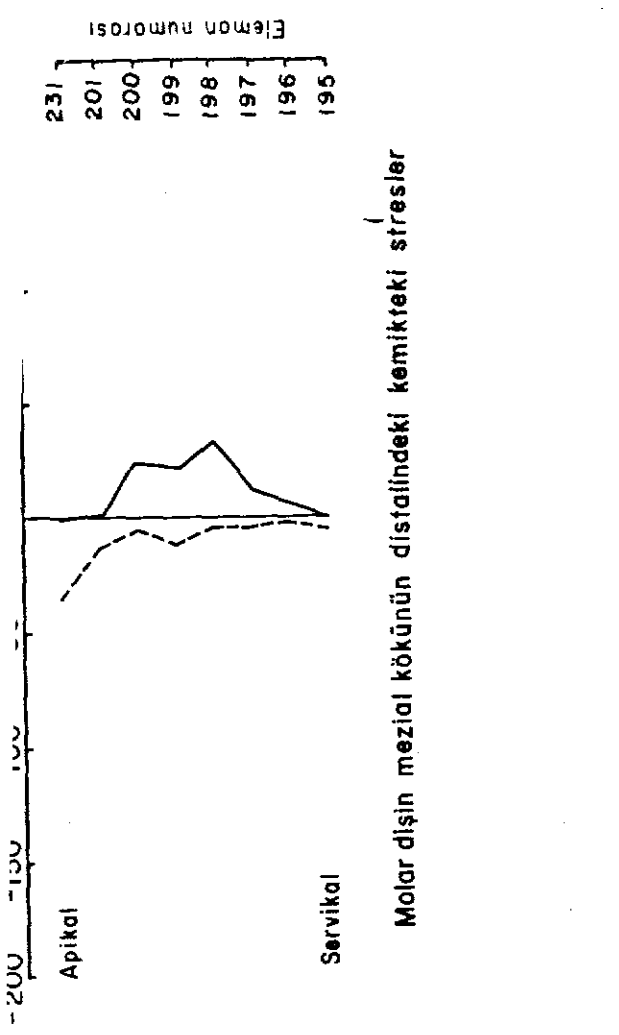
ŞEKİL 4.101 : MOLARIN MEZIAL KÖKÜNÜN ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



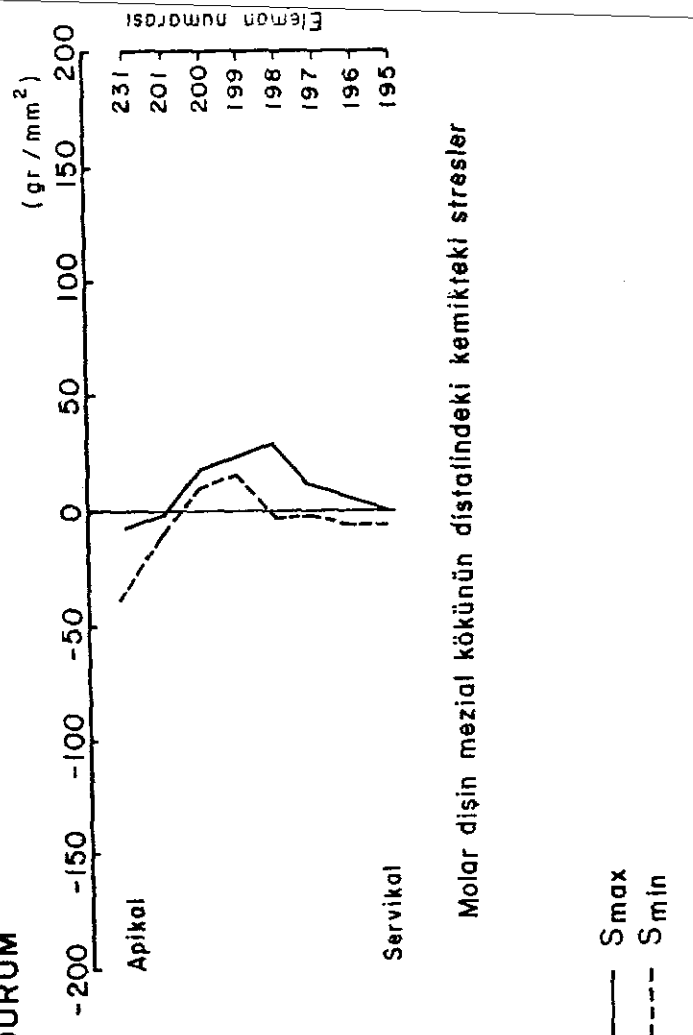
8. DURUM



8. DURUM

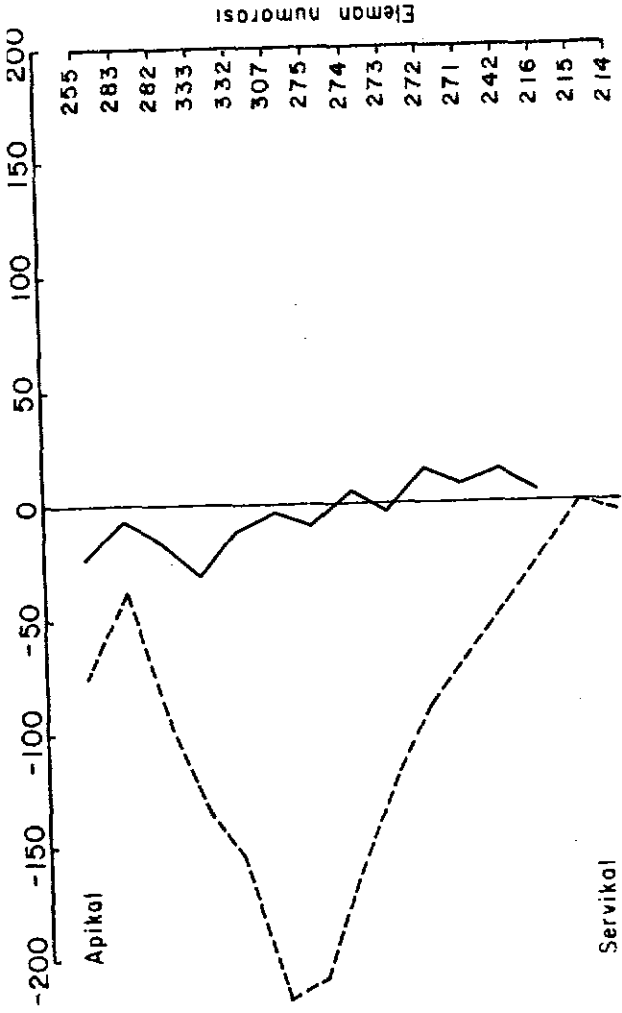


8. DURUM



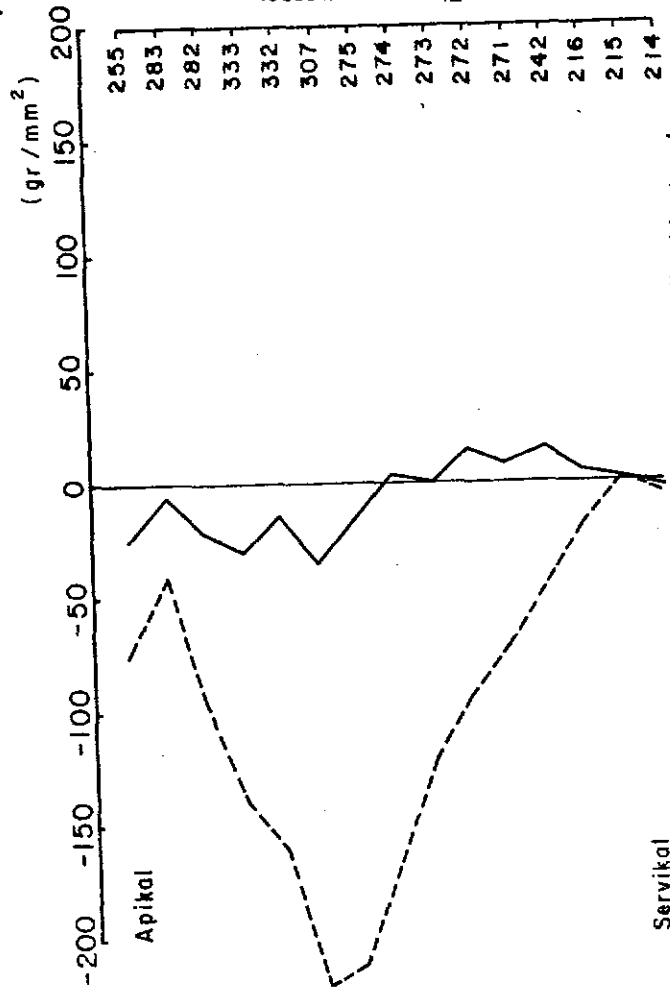
8. DURUM

ŞEKİL 4.102 : MOLARIN MEZIAL KÖKÜNÜN ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



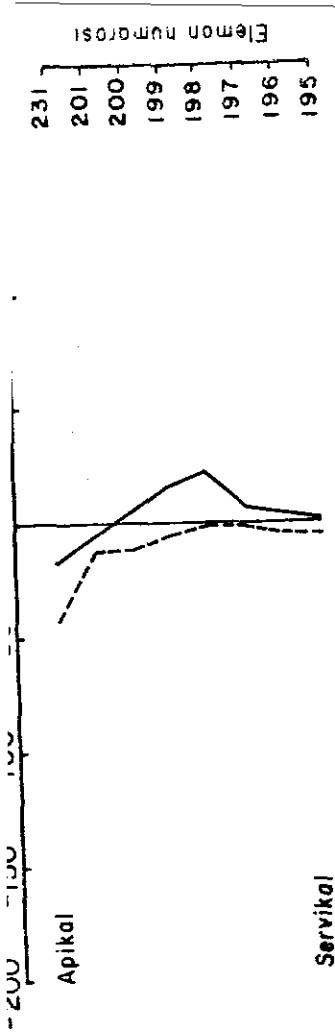
Servikal

10. DURUM

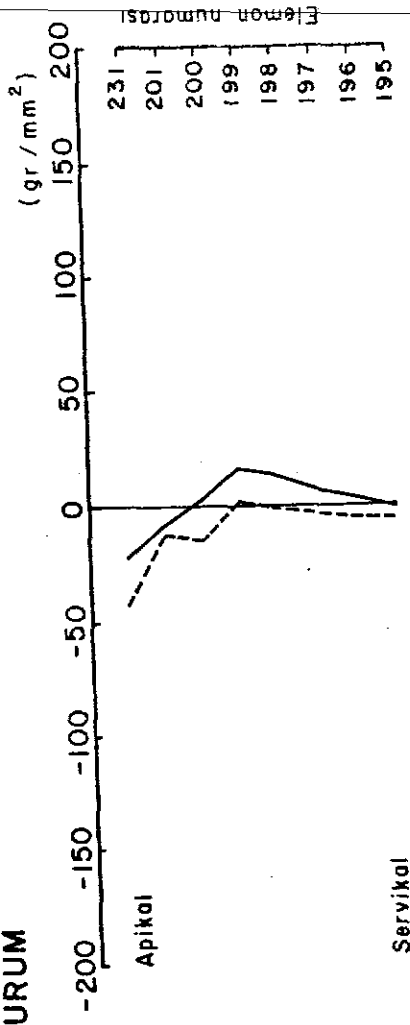


Servikal

Molar dişin mezial kökünün mezialindeki kemikteki stresler



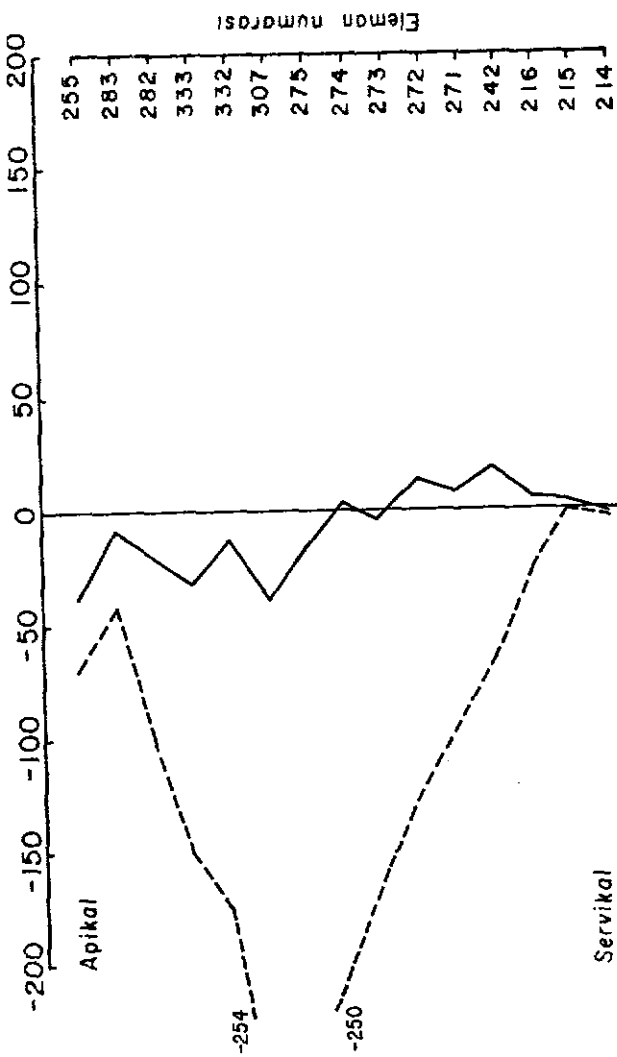
Molar dişin mezial kökünün distalindeki kemikteki stresler



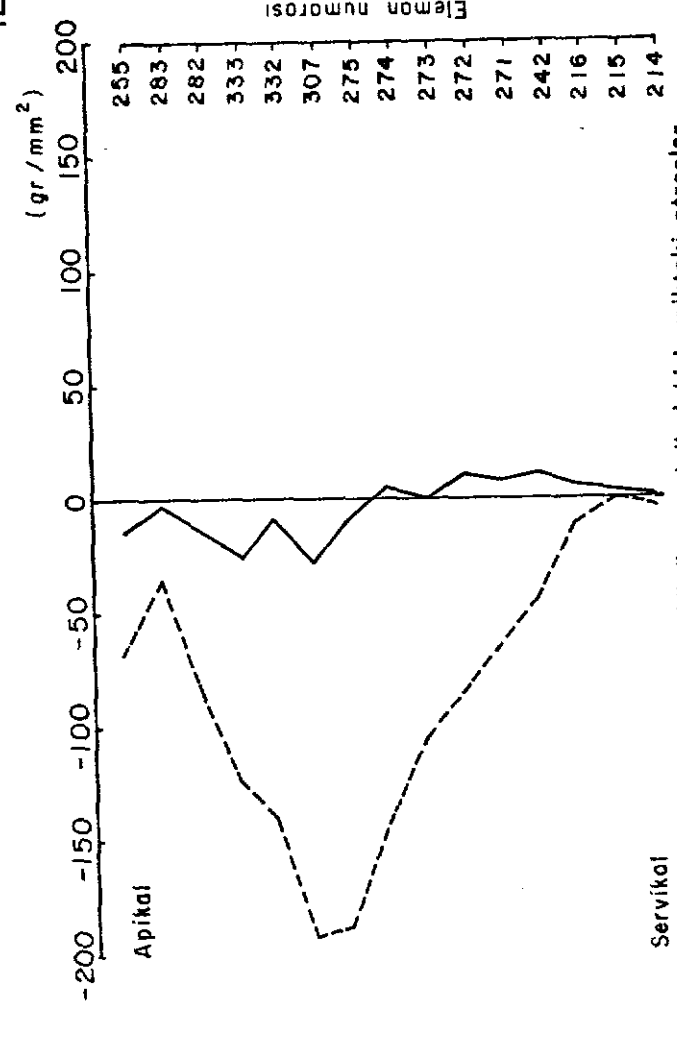
Molar dişin mezial kökünün distalindeki kemikteki stresler

— Smax
- - - Smin

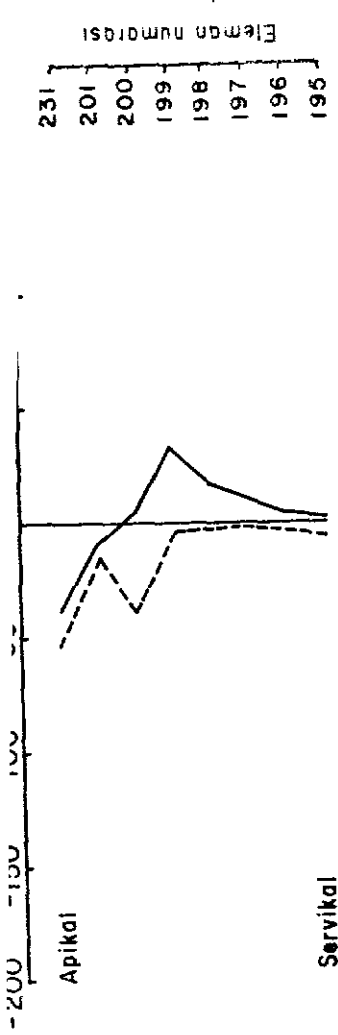
ŞEKİL 4.103 : MOLARIN MEZIAL KÖKÜNÜN ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTEKİ STRESLER.



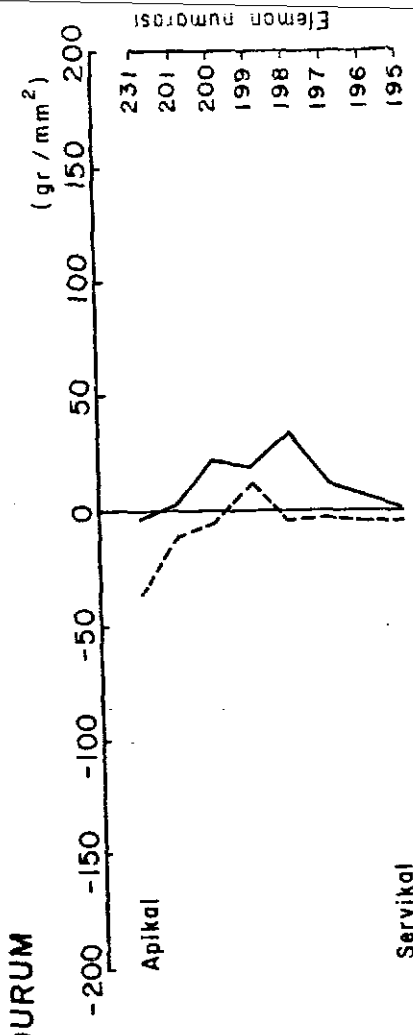
12. DURUM



12. DURUM

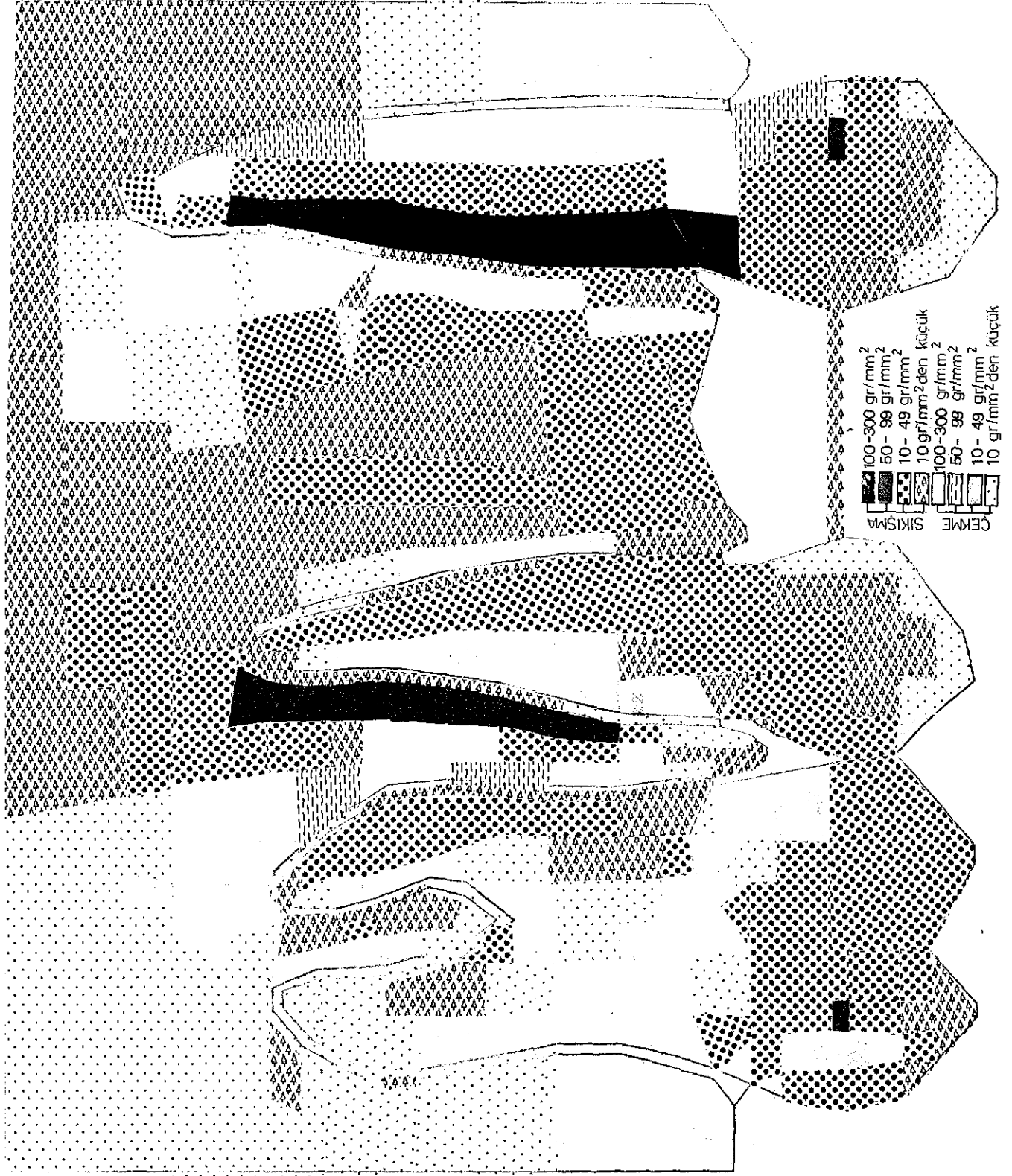


12. DURUM

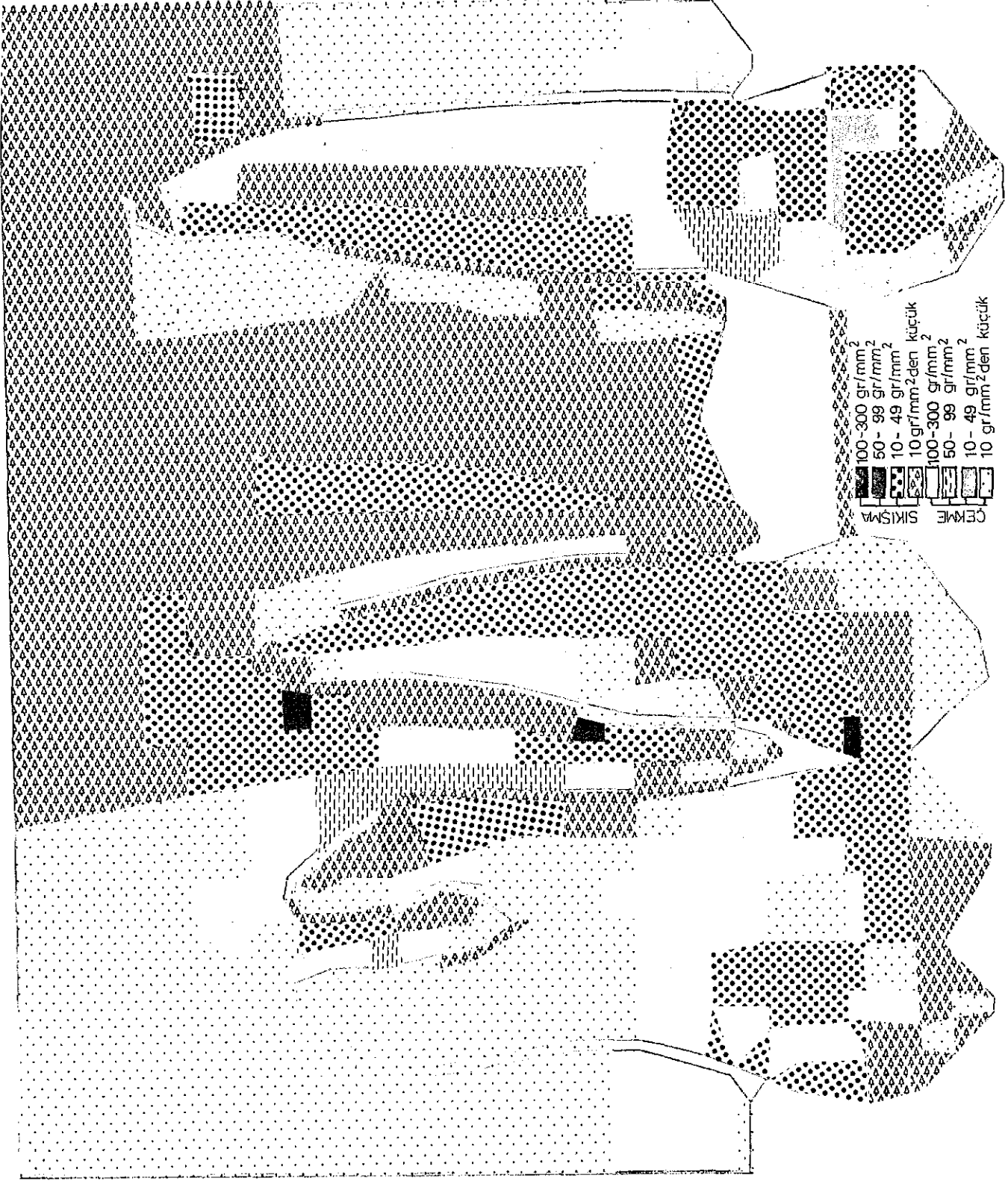


12. DURUM

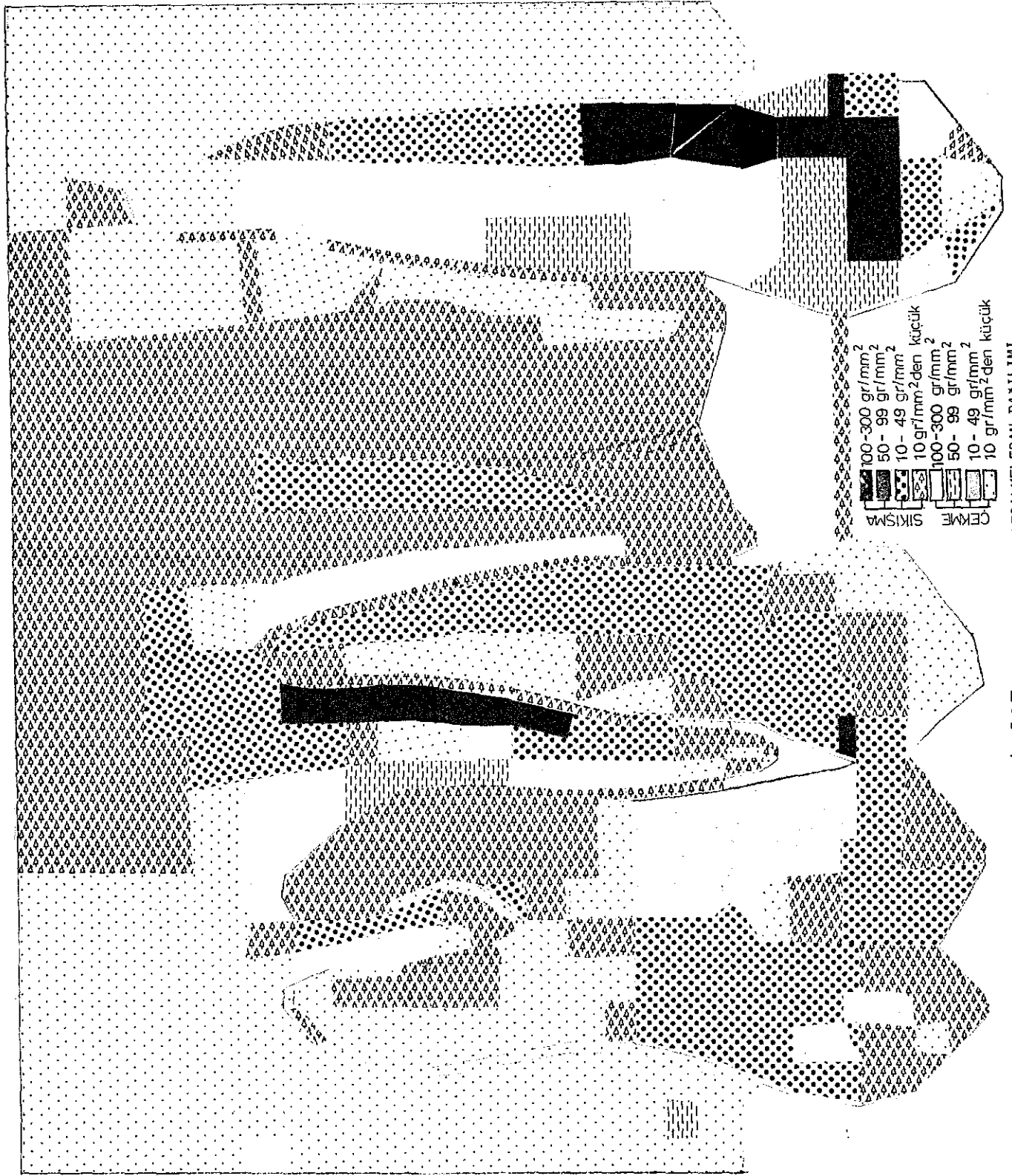
— Smax
- - - Smin



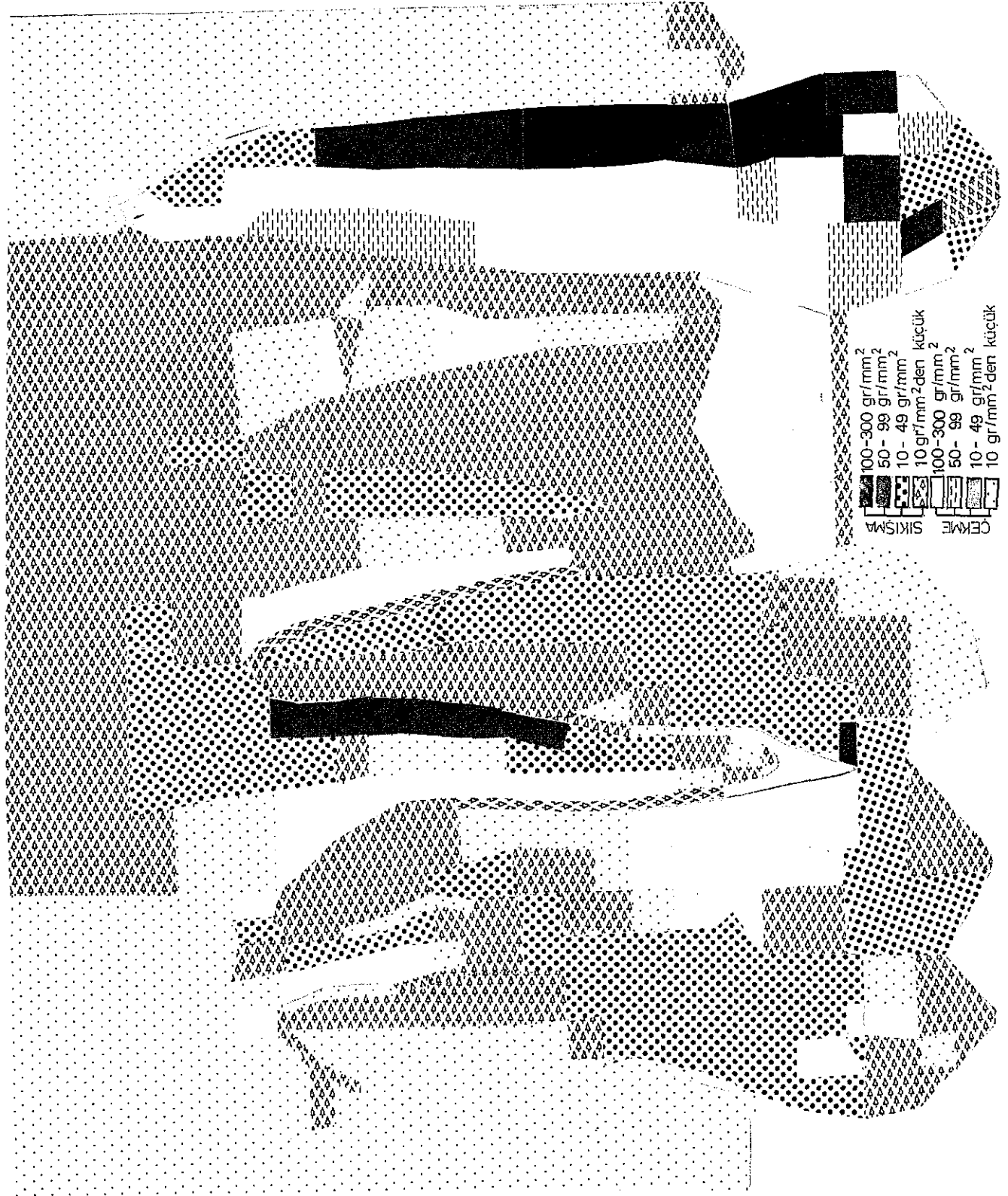
ŞEKİL 4.105: I nci DURUMDA GERİLMELERİN DAĞILIMI.



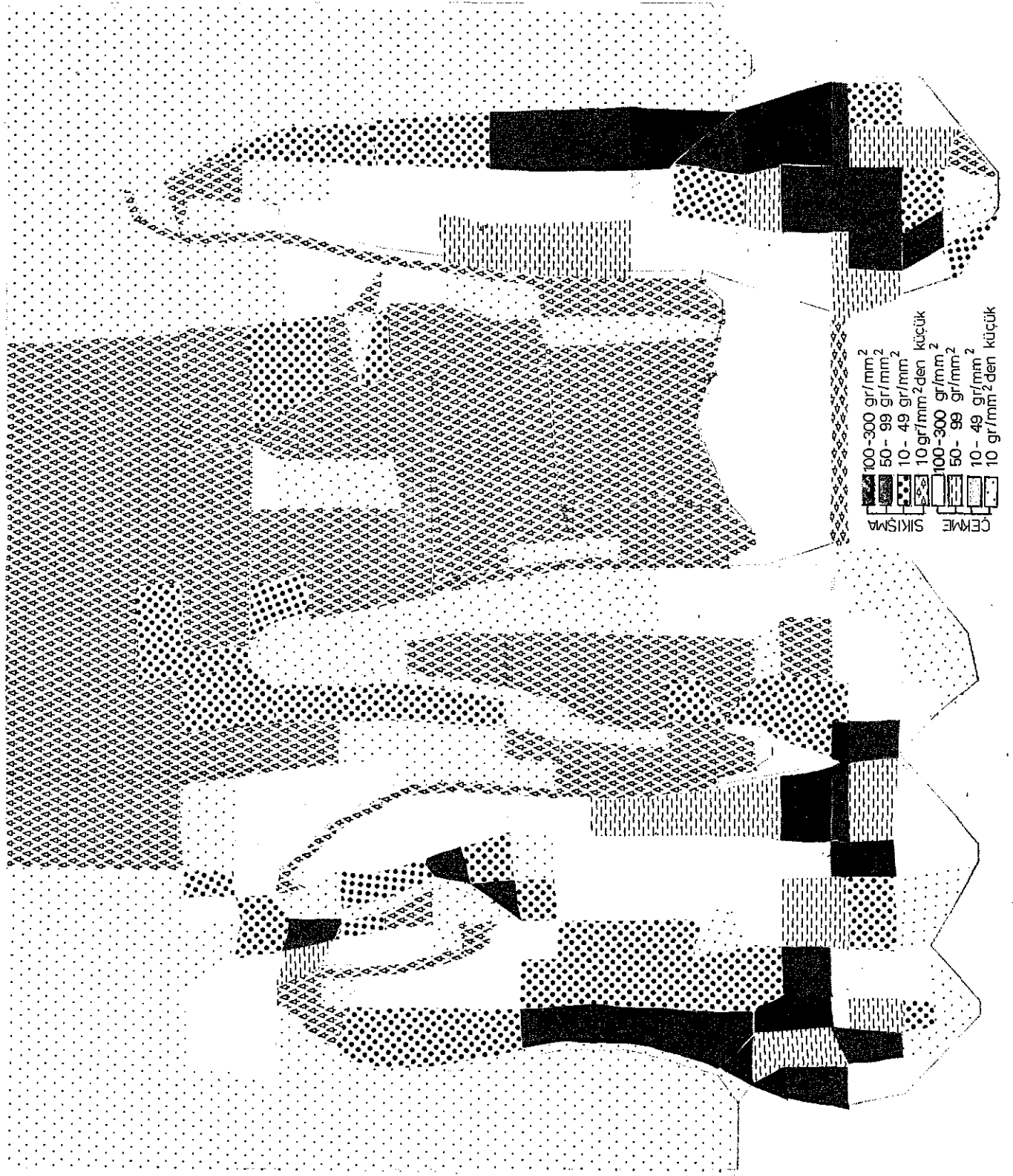
ŞEKİL 4,106 : 2 NCI DURUMDA GERILMELERİN DAĞILIMI.



SEKİL 4.107 : 3 NCU DURUMDA GERİLMELERİN DAĞILIMI.



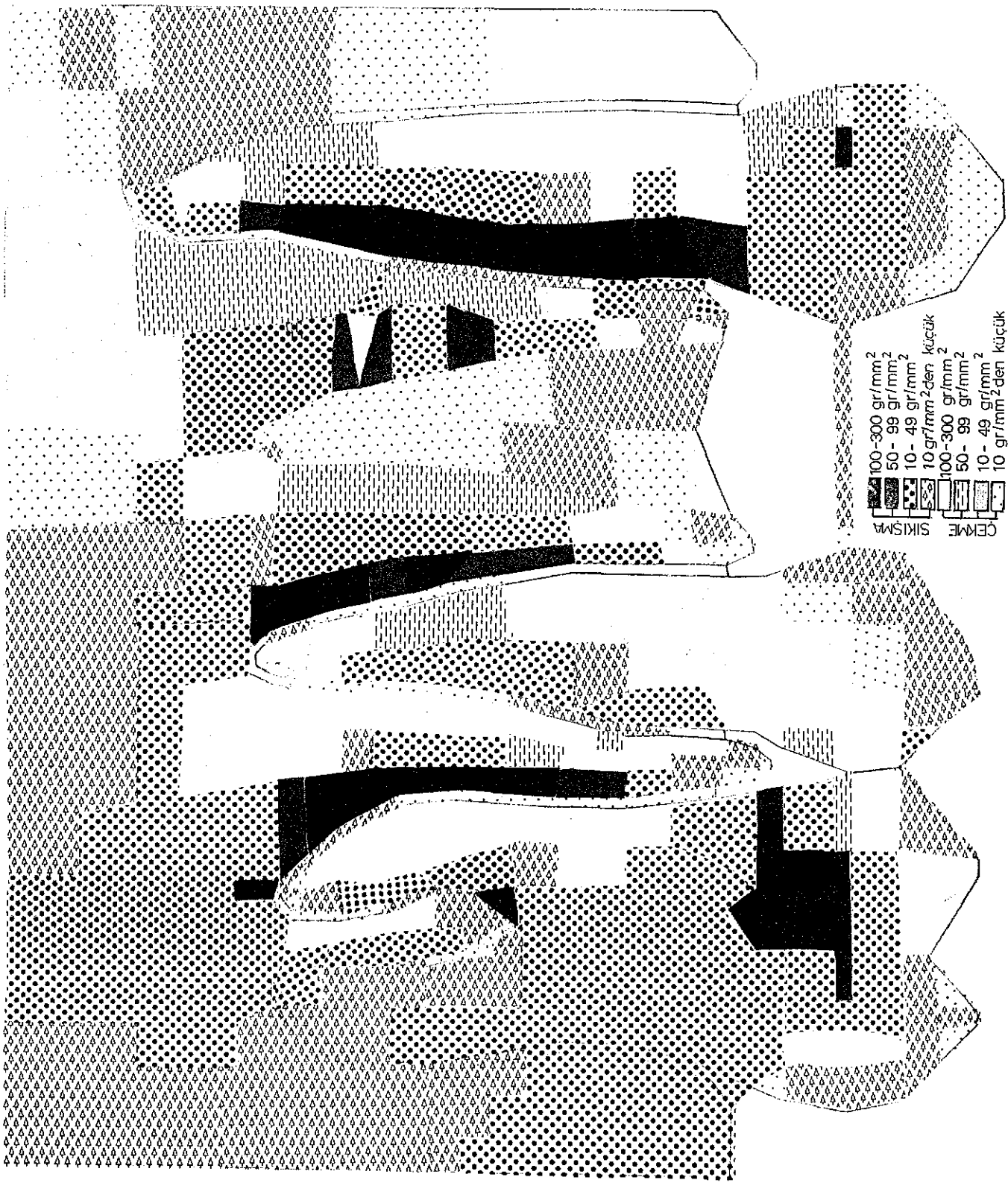
ŞEKİL 4.108 : 4 NCU DURUMDA GERTİLMELERİN DAĞILIMI.



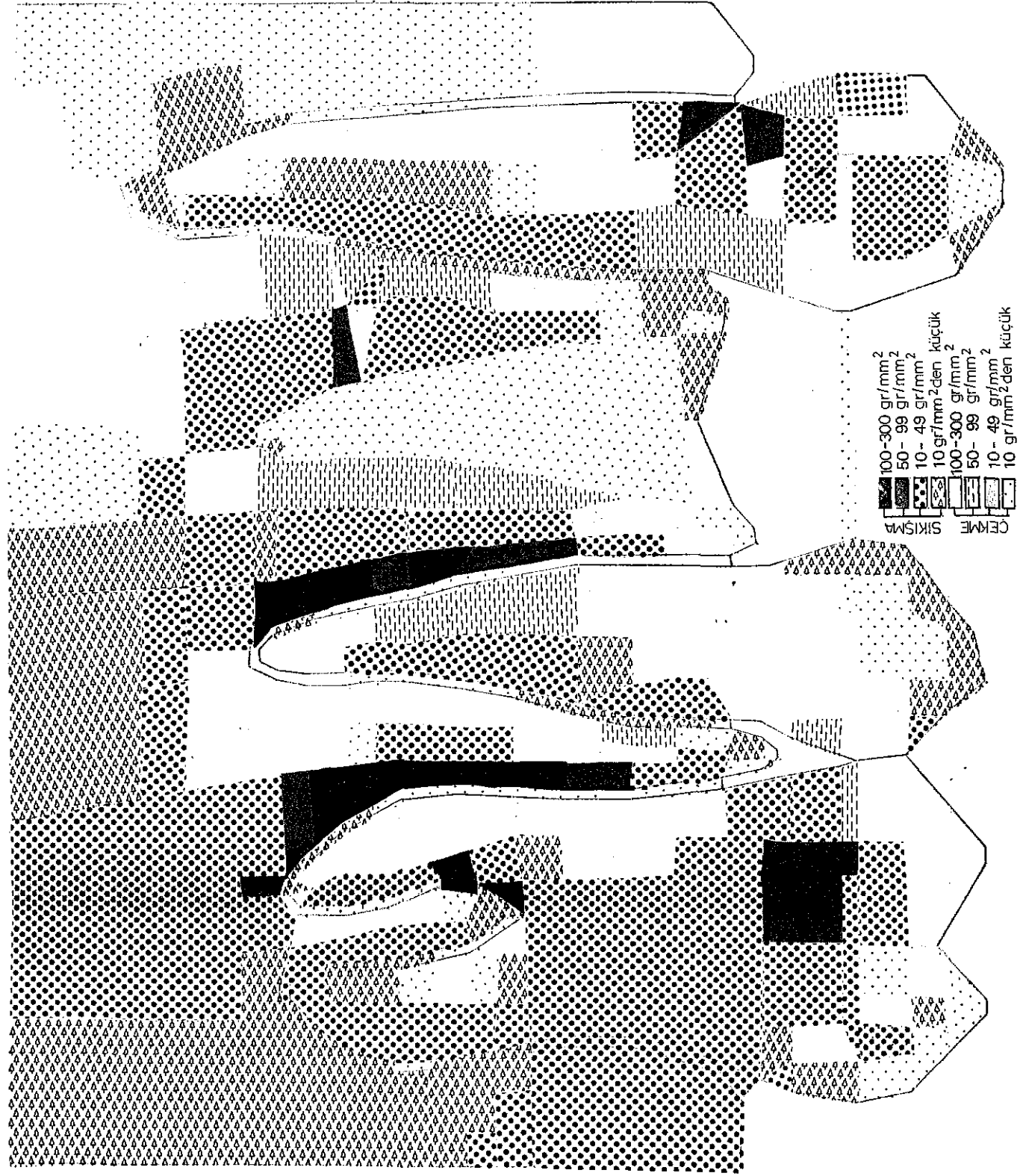
ŞEKİL 4.109 : 5 nci DURUMDA GERİLMELERİN DAĞILIMI.



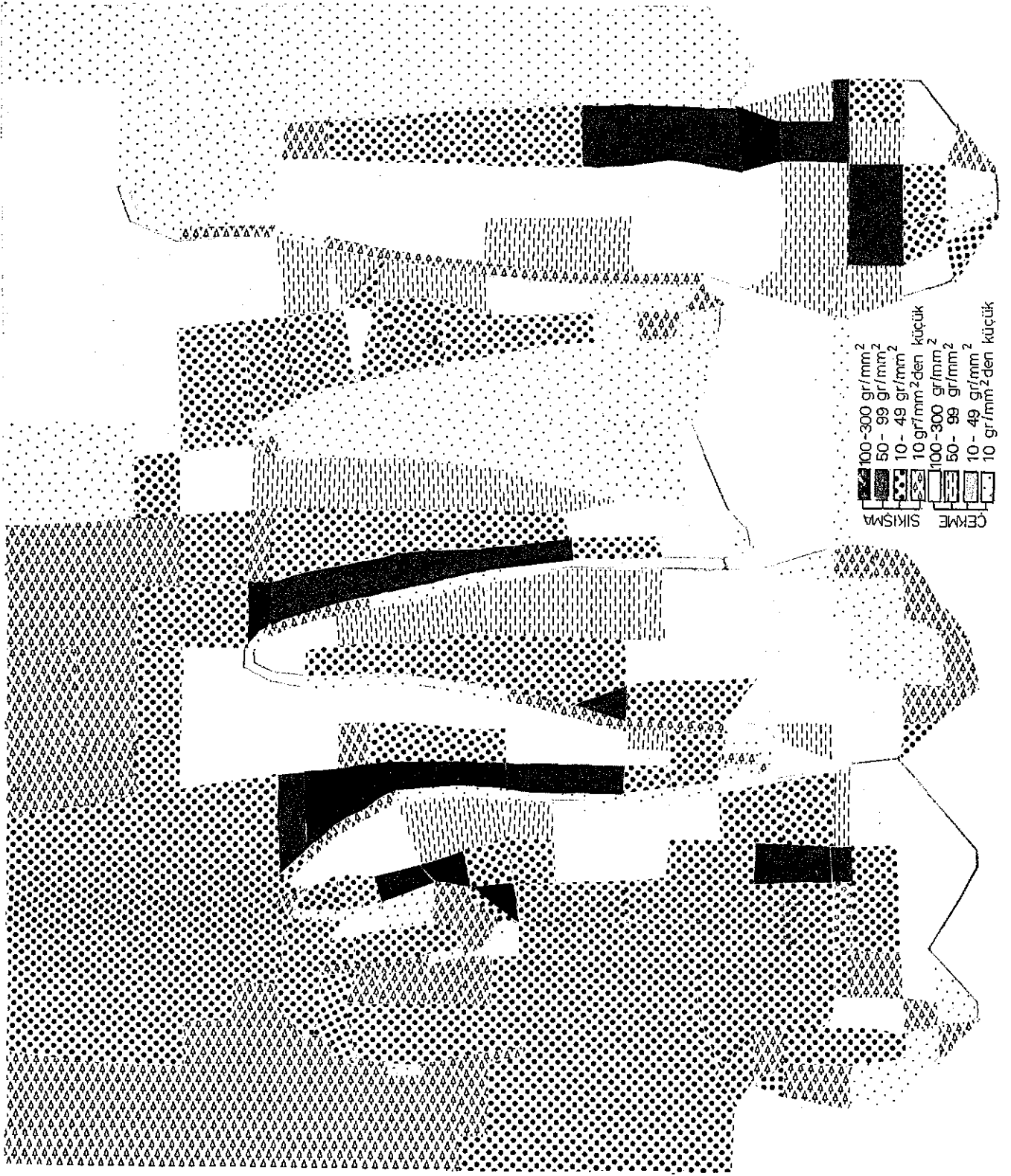
SEKİL 4.110: 6 NCI DURUMDA GERİLMELERİN DAĞILIMI.



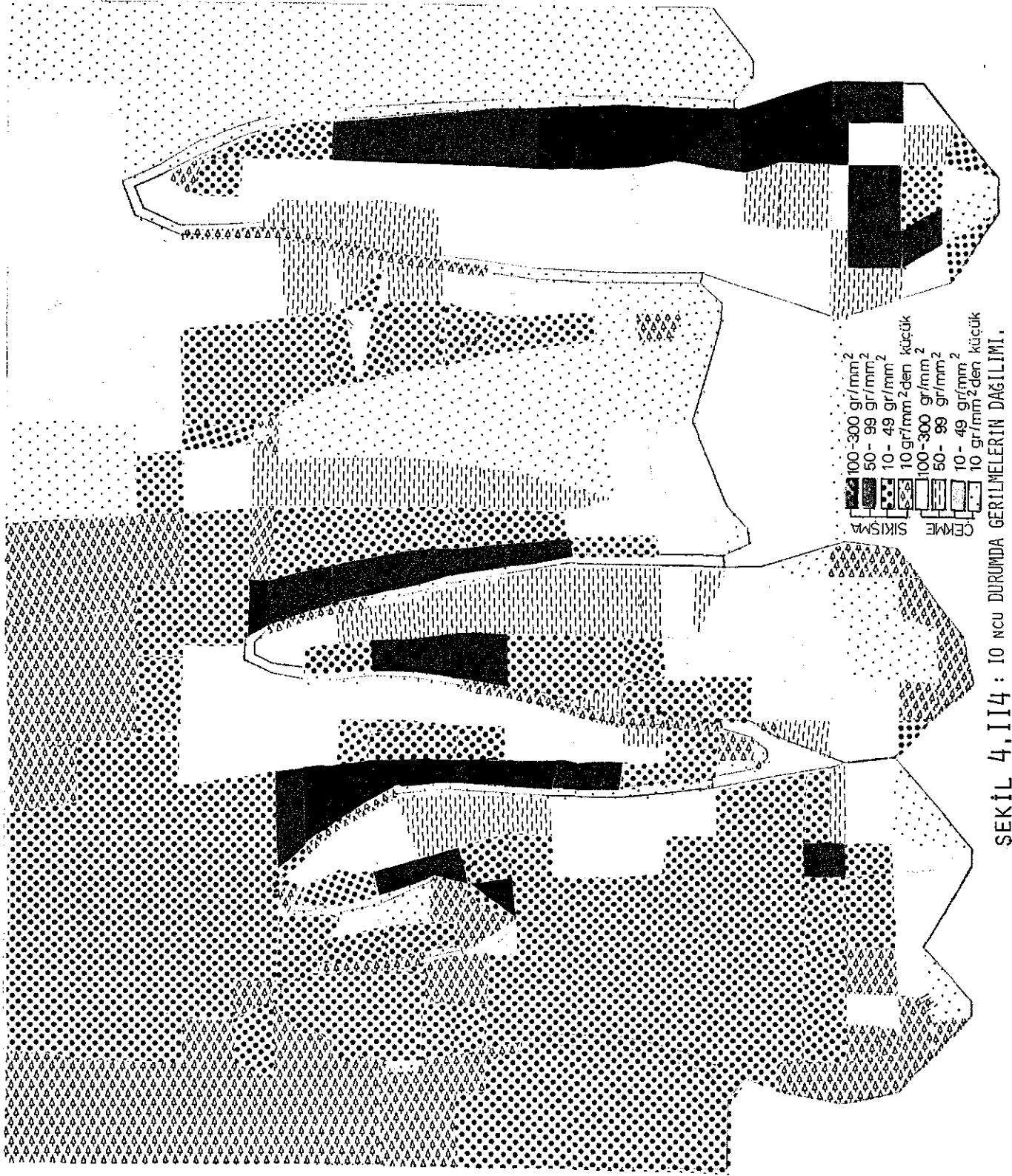
SEKİL 4.III : 7 nci DURUMDA GERILMELERİN DAĞILIMI.



ŞEKİL 4.112 : 8 NCI DURUMDA GERTİLMELERİN DAĞILIMI.



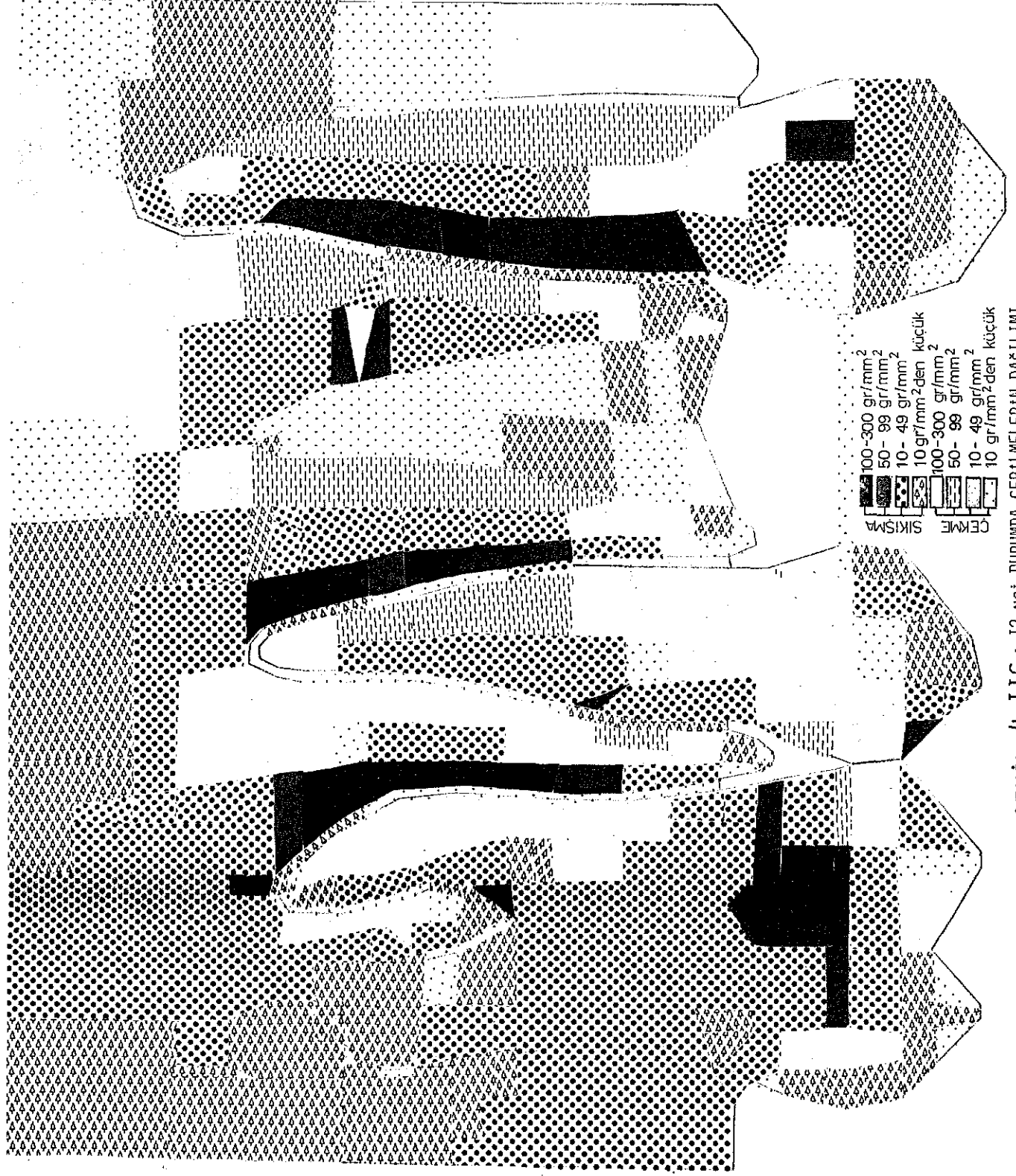
ŞEKİL 4.113 : 9 ncu. DURUMDA GERİLMELERİN DAĞILIMI.



ŞEKİL 4.114 : 10 ncu DURUMDA GERİLİMLERİN DAĞILIMI.



ŞEKİL 4.115 : II NCI DURUMDA GERİLMELERİN DAĞILIMI.



ŞEKİL 4.116 : 12 nci DURUMDA GERİLMELERİN DAĞILIMI.

BÖLÜM 5

T A R T I Ş M A

5.1. YER DEĞİŞTİRMELERE AİT BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

5.1.1. Kanindeki Yer Değiş-tirmeler :

Kaninlerin distalizasyonu amacı ile uygulanan farklı düzeneklerin analizini içeren ilk 6 durum arasında; kaninin kronunda istenilmeyen şekilde distale doğru eğilme hareketi en çok dişin braket seviyesinden distalize edildiği 1 nci durumda meydana gelmektedir. "Ricketts upper segmental arch" uygulanan 6 ncı durumda da kaninin kronundaki distale eğilme miktarı 1 nci durumdakine yakındır. 3.7 mm. boyunda kancadan kuvvet uygulanan 2 nci durumda distale eğilmenin 1 nci durumdakinin yarısı kadar olduğu, 7.4 mm. boyunda kancadan kuvvet uygulanan 3 ncü durumda ise kronadaki distale eğilmenin daha da azaldığı gözlenmektedir. Kanca boyunun 11.5 mm. olduğu 4 ncü durumda ise kronadaki hareketin yönü meziale doğru değişmektedir. Kanca boyunun molar ve kaninde aynı uzunlukta ve 9 mm. olduğu 5 nci durumda ise kanindeki hareket istenilen şekilde yani paralel olmaktadır.

İlk 6 durumun "Headgear" ilave edilmiş hali olan son 6 durum arasında da yine istenilmeyen şekilde krona distale kökte meziale eğilme hareketi en çok kaninin braket seviyesinden distalize edildiği 7 nci durumda ortaya çıkmaktadır. 8 nci, 9 ncu ve 12 nci durumlardaki yer değiştirmeler ise sıra ile 2 nci, 3 üncü ve 6 ncı durumlardaki yer değiştirmelere benzerlik göstermektedir. Ancak "Headgear" kuvvetinin de ilave edilmesiyle distal yöndeki

kron eğilmesi biraz daha artmaktadır. 10 ncu durumda 4 ncü durumda olduğu gibi krona meziale, kökte distale olmak üzere hareketin yönü değişmektedir. "Headgear" uygulanan durumlar arasında ise paralel hareket en belirgin olarak 11 nci durumda elde edilmektedir (Şekil 4.1-4.12) ve Tablo 4).

5.1.2. Premolar ve Molardaki Yer Değiştirmeler :

Premolar ve molardaki yer değiştirmeler ele alınan 12 durum için birbirine çok benzerlik gösterdiğinden bu iki dişe ait bulgular birlikte değerlendirilecektir.

İlk 6 durum arasında istenilmeyen yönde kronlarda meziale eğilme hareketi en belirgin şekilde kaninin braket seviyesinden distalize edildiği 1 nci durumda meydana gelmektedir. "Ricketts upper segmental arch" uygulanan 6 ncı durumda kronlarda meydana gelen meziale eğilme hareketi 1 nci durumdakine yakındır. Kanca boyunun arttırıldığı 2 nci, 3 üncü, 4 ncü durumlarda premolar ve molarda kronlardaki meziale eğilme hareketi biraz daha azalmakta olup kanca boyunun kanin ve molarda eşit uzunlukta olduğu 5 nci durumda ise kromdaki eğilme hareketi çok az da olsa distale eğilme olacak şekilde değişmektedir. Premolar ve molarda da kaninde olduğu gibi en belirgin şekildeki paralel hareket kanca boyunun 9 mm. olduğu bu durumda gözlenmektedir.

"Headgear" uygulanan son 6 durum arasında ise molar ve premoların kronlarında distale doğru, eğilme meydana gelmekte olup, eğilme miktarları birbirine yakındır (Şekil 4.1-4.12) ve Tablo 4).

5.2. DIŞLERİN DÖNME MERKEZLERİNİN HAREKET TİPİNE ETKİSİ

Tablo 4 de verilen bilgilerin ışığı altında dönme merkezinin yerinin diş hareketinin tipine göre değiştiği gözlenmektedir.

5.2.1. Kaninde :

Kronda distale, kökte meziale doğru eğilme hareketinin en çok olduğu 1 nci durumda dönme merkezinin dişin insizalinden uzaklığının tüm kök boyuna oranı %76 iken, hareketin giderek paralele yaklaştığı 2 nci, 3 ncü durumlarda dönme merkezi apikale doğru yaklaşmakta ve oran biraz daha artmaktadır. Hareketin kronda distale, kökte meziale doğru yer değiştirme şeklinde olduğu 4 ncü durumda ise dönme merkezi insizale yaklaşmaktadır. 5 nci ve 6 ncı durumlarda hareketlerin niteliği arasında fark bulunmasına karşılık dönme merkezinin dişin insizalinden uzaklığı hemen hemen aynıdır ve bu uzaklığın dişin tüm boyuna oranı % 72'dir.

"Headgear" uygulanan son 6 durumda ise 7 nci ve 12 nci durumlarda oran % 78, % 79 iken kanca boyunun artması ile dönme merkezi daha apikalde yer alacak şekilde değişmektedir. Kron hareketinin meziale, kök hareketinin distale doğru olduğu 10 ncu durumda dönme merkezi insizale yaklaşmaktadır (Tablo 4).

5.2.2. Premolarda :

Ele alınan 12 durum içinde kron hareketinin paralele yakın olduğu 5 nci durum dışındaki tüm durumlarda, dönme merkezinin insizalden uzaklığının tüm diş boyuna oranı birbirine benzerlik göstermektedir. Diğer bir deyişle bu durumların hepsinde premoların döndüğü nokta hemen hemen aynı olup oran % 81 ile % 87 arasında değişmektedir. 5 nci durumda ise dönme merkezinin yeri dişin insizalinden daha aşağıda olup oran %-1.4'tür (Tablo 4).

5.2.3. Molarda :

Premolarda olduğu gibi 5 nci durum dışında kalan tüm durumlarda dönme merkezinin dişin insizalinden uzaklığının bütün diş boyuna oranı birbirine benzerlik göstermektedir ve % 82 - % 90 arasında değişmektedir. Hook boyunun molarda ve kaninde eşit olduğu ve moların kronundaki hareketin az da olsa distale doğru eğilme olduğu 5 nci durumda dönme merkezi dişin insizalinden daha insizalde yer almaktadır. Oran ise eksi % 1.8 olmaktadır (Tablo 4).

5.3. GERİLMELERE AİT BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

5.3.1. Kaninin Kökündeki Gerilmelere Ait Bulgular :

Distali : 1 nci, 2 nci ve 6 ncı durumlarda apikaldeki 574 nolu eleman dışında tüm kökte sıkışma görülmektedir. 1 nci durumda en büyük sıkışma 129 ve 521 nolu elemana, yani tam ortaya yakın bir yere rastlamaktadır. Kronadaki distale eğilmenin daha az olduğu 2 nci durumda ise gerilmenin miktarı azalmaktadır. Diş hareketinin daha paralel olduğu 3 ncü durumda kökün distali çekme gerilmesini göstermektedir. 4 ve 5 nci durumlarda da gerilmeler 3 ncü durumdakine benzer şekildedir, ancak 5 nci durumda 574 nolu elemanda sıkışma görülmektedir. İlk 6 durumun "Headgear" li durumu olan son 6 durum için ise 7, 8 ve 12 nci durumlarda sıkışma gerilmesi 1, 2 ve 6 ncı durumdakilere benzemektedir. 9, 10 ve 11 nci durumlardakiler ise 3, 4 ve 5 nci durumdakilerle çok yakın benzerlik göstermektedir (Şekil 4.39-4.44).

Mezial : 1 nci durumda tümü çekme gerilmesi göstermekte, 2 nci durumda ise yine çekme gerilmesi göstermekte, ancak gerilmelerin miktarı

daha azalmakta, 3, 4 ve 5 nci durumlarda ise apikalden servikale doğru artacak şekilde sıkışma gerilmesi göstermekte, 6 ncı durumda 1 nci durumdaki gerilmelere nitelik olarak benzemekte, son 6 durum için ise kökün mezialindeki gerilmeler 7, 8 ve 12 nci durumlarda 1, 2 ve 6 ncı durumlardaki gerilmelere benzemektedir. 9, 10 ve 11 nci durumlarda ise kökün mezialindeki gerilmeler 3, 4 ve 5 nci durumlardaki gerilmelerle benzerlik göstermektedir (Şekil 4.39-4.44).

5.3.2. Kaninin Periodonsiyumundaki Gerilmelere Ait Bulgular :

Distali : 1 nci, 2 nci, 6 ncı, 7 nci, 8 nci ve 12 nci durumlarda periodonsiyumun apikale yakın yarısında çekme, servikale yakın yarısında ise sıkışma gerilmesi gözlenmektedir. 3, 4 ve 9 ncu durumlarda çekme olan bölgeler biraz daha azalmakta, sıkışma olan bölgeler ise daha apikale doğru çıkmaktadır. Servikalden itibaren $-\frac{3}{4}$ -'ü sıkışma, $-\frac{1}{4}$ -'i ise çekme olmaktadır. En paralel hareket elde edilen 5 nci ve 11 nci durumda ise gerilmeler tüm periodonsiyumda sıkışma olup dağılımları homojen sayılabilir. 10 ncu durumda periodonsiyumun apikale yakın $-\frac{1}{4}$ - kısmı ile servikale yakın $-\frac{1}{4}$ - kısmında gözlenen gerilmeler çekme, geriye kalan orta bölümdeki gerilmeler ise sıkışmadır (Şekil 4.15-4.20).

Mezial : 1 nci, 2 nci, 6 ncı, 7 nci, 8 nci ve 12 nci durumlarda periodonsiyumun apikale yakın yarısında sıkışma, $-\frac{1}{2}$ - servikal kısmında ise çekme gerilmesi gözlenmektedir. 3, 4, 5, 9, 10 ve 11 nci durumlarda ise tüm periodonsiyumun çekme gerilmesi göstermektedir. Diş hareketinin paralel olduğu 5 nci durumda gerilmeler homojene yakındır (Şekil 4.15-4.20).

5.3.3. Kaninin Çevresindeki Kemiğe Ait Gerilmelerin Değerlendirilmesi :

Distali : 1, 2, 3, 6 ve 12 nci durumlarda apikalde ve servikalde küçük bazı bölgeler dışında tüm kemikte çekme gerilmesi gözlenmektedir. 7, 8, 9, 5 nci durumlarda da gerilmeler de bunlara benzemektedir, ancak kemiğin $-\frac{1}{2}$ - servikal bölgesi yukarıdaki tüm durumlarda sıkışma gerilmesi göstermektedir. 4 ncü durumda ise diğer durumlardan farklı olarak distaldeki tüm kemik sıkışma gerilmesi göstermektedir. 10 ve 11 nci durumlarda ise tam ortada çok küçük bir bölge dışında tümü çekme gerilmesi göstermektedir. Göze çarpan diğer bir bulgu "headgear" kullanılan son 6 durumda gerilmelerin miktarının artmasıdır (Şekil 4.69-4.80).

Mezialli : 1, 2, 6, 7 ve 12 nci durumlarda gerilmelerin niteliği benzemekte olup kemiğin % 40 apikal bölgesinde gerilmeler sıkışma, % 60 geri kalan bölgesinde ise çekme göstermektedir. 3, 4, 5, 9, 10 ve 11 nci durumlarda ise bütün kemik yüzeyi çekme gerilmesi göstermektedir. 8 nci durumda ise apikale yakın küçük bir bölge dışında yine gerilmeler çekme gerilmesidir. "Headgear" li ve "Headgear" siz durumlarda gerilme miktarları kökün mezialindeki gerilmelerde olduğunun aksine büyük bir değişme göstermemiştir. Hareketin paralel olduğu 5 nci durumda kemikteki gerilmeler de daha homojendir (Şekil 4.69-4.80).

5.3.4. Premoların Kökündeki Gerilmelere Ait Bulgular :

Distali : 1, 2, 3 ve 6 ncı durumlarda apikalde küçük bir bölge dışında tümü çekme, hareketin kromda distale doğru eğilme olduğu 5 nci durumda $\frac{1}{3}$ apikalde çekme, geri kalan tüm kök yüzeyi sıkışma, 4, 7, 8, 9, 10, 11 ve 12 nci durumlarda ise tüm kök yüzeyi sıkışma gerilmesi göstermektedir (Şekil 4.45-4.56).

Mezialli : 1, 2, 3, 4 ve 6 ncı durumlarda tüm kök yüzeyinde sıkışma gerilmesi gözlenirken, 5 nci durumda gerilmeler çekme gerilmesi şekline dönüşmekte ve miktarı azalmaktadır. Son 6 durumda ise tüm kök yüzeyinde özellikle orta bölgelerde artacak şekilde çekme gerilmesi gözlenmektedir (Şekil 4.45-4.56).

5.3.5. Premoların Çevresindeki Kemiğe Ait Gerilmelerin Değerlendirilmesi :

Distali : Premoların kökünün distale, kronun meziale doğru eğilme yaptığı 1, 2, 3, 4 ve 6 ncı durumlarda gerilmeler nitelik olarak benzer ve servikaldeki çok küçük bir bölge dışında tümünde sıkışma gerilmesi gözlenmektedir. 8, 9 ve 10 ncu durumlarda ise bunun tam tersine olarak bütün kemik çekme gerilmesi göstermektedir. 5 nci durum ise bütün durumlardan farklı olarak 1/2 apikalde sıkışma, 1/2 servikalde ise çekme gerilmesi göstermektedir. 7, 11 ve 12 nci durumlarda apikalde ve servikaldeki çok küçük bir bölge dışında bütün kemik yüzeyi sıkışma gerilmesi göstermektedir. "Headgear" kullanılan son 6 durumda premoların distalindeki kemikteki gerilmelerin miktarı ilk 6 durumda gerilmelere göre yaklaşık 2 misli artmaktadır (Şekil 4.81-4.92).

Mezialli : 1, 2, 3 ve 6 ncı durumlarda kemiğin apikalinde ve servikalindeki küçük bölgeler dışında ortada kalan kemik kısmı çekme gerilmesi göstermektedir. 4 ve 5 nci durumlarda ise servikaldeki çok küçük bir bölge dışında tüm kök yüzeyi sıkışma gerilmesi göstermektedir. 7, 8, 9 ve 10 ncu, 11 ve 12 nci durumlarda gerilmeler birbirine nitelik olarak benzer olup servikaldeki 1/3'lük bir bölge dışında tüm kemik sıkışma gerilmesi göstermektedir (Şekil 4.81-4.92).

5.3.6. PM'in Periodonsiyumdaki Gerilmelere Ait Bulgular :

Distali : İlk 6 durumda apikalde sıkışma, servikalde ise çekme gerilmesi görülmektedir, ancak sıkışma ve çekme bölgelerinin büyüklüğü hareketin tipine göre değişmektedir. 5 nci durumda periodonsiyumdaki gerilmeler oldukça homojendir. Son 6 durumda ise gerilmeler birbirine benzer olup apikalde geniş bir bölgede çekme, servikale yakın daha dar bir bölgede ise sıkışma şeklindedir (Şekil 4.21-4.26).

Mezialli : 1, 2, 3, 4 ve 6 ncı durumlarda 2/3 apikalde çekme, 1/3 servikalde sıkışma gerilmesi gözlenmektedir. 5 nci durumda 1/2 apikali çekme, 1/2 servikali sıkışma gerilmesi göstermektedir. "Headgear" kullanılan son 6 durumda ise apikalde küçük bir bölge dışında tüm periodonsiyumda çekme gerilmesi görülmektedir (Şekil 4.21-4.26).

5.3.7. Moların Distal Kökündeki Gerilmelerin Değerlendirilmesi :

Distali : 1 ve 6 ncı durumlarda distal kökün distalindeki gerilmelerin tümü çekme gerilmesidir. 2 nci durumda da servikaldeki çok küçük bir bölge dışında tümü çekme gerilmesi gösterirken 3 ve 4 ncü durumda ise 1/2 apikal kısmı çekme, 1/2 servikal kısmı ise sıkışma gerilmesi göstermektedir. "Headgear" kullanılan bütün durumlarda ise bütün gerilmeler sıkışma tipindedir (Şekil 4.57-4.68).

Mezialli : 1 nci ve 6 ncı durumlarda gerilmeler benzemekte, yaklaşık 1/3 apikalde çekme, geri kalan kısımlarda ise sıkışma şeklindedir. Hareketin daha paralel olduğu 3 ve 4 ncü durumlarda tümü çekme, 7 nci durumda hepsi sıkışma, 8, 9 ve 10 ncu ve 12 nci durumlarda apikalde sıkışma, servikalde çekme gerilmesi görülmektedir. 11 nci durumda ise yine 5 nci

durumda olduğu gibi bifurkasyon bölgesine doğru artacak şekilde çekme gerilmesi görülmektedir (Şekil 4.57-4.68).

5.3.8. Moların Distal Kökünün Çevresindeki Periodonsiyumdaki Gerilmeler :

Distali : Distal kökün distalindeki periodonsiyum 1 nci durumda kökün meziale doğru döndüğü çok küçük bir bölge dışında, servikale doğru artan şekilde tüm periodonsiyumda çekme gerilmesi gözlenmektedir. 2 ve 3 ncü durumlarda tüm periodonsiyumda çekme gerilmesi gözlenmektedir. 4 ncü durumda ise apikalde çok küçük bir sıkışma bölgesi dışında tüm periodonsiyumda çekme gerilmesi mevcuttur. 6 ncı durumda 1 nci durumdaki gerilmelere çok benzemektedir. Molarda da hareketin paralele yakın olduğu 5 ncı durumda ise gerilmeler tüm periodonsiyumda çekme şeklinde olup homojen dağılmaktadır. 7 nci, 8, 9, 10, 11 ve 12 nci durumlarda dişin kökünün meziale kıvrıldığı bölgeye rastlayan küçük bir sahada çekme gerilmesi dışında tüm periodonsiyumda servikale doğru artar şekilde sıkışma gerilmesi gözlenmektedir. Ancak 11 nci durumda çekme gerilmesi görülen alan biraz daha geniştir (Şekil 4.27-4.38).

Mezialli : 1, 2, 3, 4 ve 6 ncı durumlarda gerilmelerin niteliği benzer olup apikalden bifurkasyona doğru azalmak üzere çekme gerilmesi gözlenmektedir. Bifurkasyonda küçük bir bölgede sıkışma gerilmesi mevcuttur. 5 ncı durumda ise apikalden bifurkasyona doğru azalmak üzere gerilmeler sıkışma şeklindedir. Tüm headgear kullanılan durumlarda bu bölgedeki periodonsiyumdaki gerilmeler benzer olup apikal kısımda sıkışma niteliğindedir. Bifurkasyona doğru azalıp, bifurkasyonda çok küçük bir bölge çekme gerilmesi halini almaktadır. Dişteki hareketinin kron meziale, kök distale doğru eğilme hareketi olduğu durumlarda çekme gerilmesi gözlenirken, hareketin

yönünün değiştiği "headgear" li durumlar ve 5 nci durumda ise sıkışma niteliğini almaktadır (şekil 4.27-4.38).

5.3.9. Moların Distal Kökünün evresindeki Kemikteki Gerilmeler :

Distali : Hareketin kron meziale kök distale doğru gidecek şekilde eğilme olduğu 1 nci, 2 nci, 3 nc, 4 nc ve 6 nc durumlarda bölgedeki kemikteki gerilmeler benzer olup apikale yakın 1/3 kısmında sıkışma, geri kalan kemik bölgesinde ise çekme şeklindedir. Gerilmeler homojene yakındır. Hareketin paralele yakın olduğu 5 nci durumda ise hemen hemen tüm kemik yüzeyi homojen çekme gerilmesi gözlenmektedir. (Headgear uygulanan ve kronun distale kökün meziale doğru yer değiştirdiği) 7, 8, 9, 10, 11 ve 12 nci durumlarda tüm kemik apikalden servikale doğru artar şekilde sıkışma gerilmesi göstermektedir (şekil 4.93-4.104).

Mezialli : 1, 2, 3, 4 ve 6 nc durumlarda bu bölgedeki kemikteki gerilmeler benzer olup bifurkasyona doğru biraz daha azalacak şekilde çekme gerilmesidir. 5 nci durumda ise tümü yine çekme gerilmesi olmasına karşın apikal bölgede ilk 5 duruma göre çekme gerilmesi daha fazladır. 7, 8, 9, 10 ve 12 nci durumlarda gerilmeler sıkışma şekline dönüşmekte 11 nci durumda ise apikalde ve bifurkasyona yakın bölgelerde çekme, orta bölgede ise sıkışma şeklindedir.

Bu bölgedeki gerilmeler de distal kökün mezialindeki periodonsiyumdaki gerilmelerle uyum içindedir (şekil 4.93-4.104).

5.3.10. Molar Dişin Mezial Kökündeki Gerilmelerin Değerlendirilmesi :

Mezialli : Apikal ve servikalde çok küçük iki bölge dışında 1 nci durumda tüm kök sıkışma gerilmesi göstermektedir. 3 nc ve 4 nc durumda

ise apikalde sıkışma onun dışında kalan bölgelerde çekme gerilmesi gözlenmektedir. 2 nci durumda servikalde çekme, diğer tüm bölgelerde sıkışma, 5 nci durumda servikale doğru artacak şekilde çekme gerilmesi mevcuttur. 6 ncı durum ise 2 nci durumla benzerlik göstermektedir, ancak sıkışma olan bölgelerdeki gerilmelerin miktarı biraz daha büyüktür. 7 nci durumdaki gerilmeler servikaldeki küçük bir bölge dışında, özellikle orta bölgelerde artacak şekilde tüm kök yüzeyinde çekme şeklindedir. 8, 9, 10 ve 12 nci durumlarda gerilmelerin niteliği benzer olup apikalde ve servikalde küçük bir bölge dışında tüm kök yüzeyinde çekme şeklindedir. 11 nci durumda ise sadece apikalde çok küçük bir bölge sıkışmadır, geri kalan tüm kök yüzeyi orta bölgelerde artacak şekilde çekme gerilmesidir (Şekil 4.57-4.68).

Distali : 1, 2, 6 ncı durumlarda tüm kök yüzeyi çekme gerilmesi göstermektedir. Özellikle bifurkasyonda gerilmeler artmaktadır. 3 ncü, 4 ncü ve 5 nci durumlarda ise, 5 nci durumda en fazla olmak üzere ve bifurkasyonda yine artacak şekilde gerilmeler sıkışmadır. 7, 8, 9, 10, 11 ve 12 nci durumlarda gerilmeler benzerdir ve tüm kök yüzeyinde sıkışma şeklindedir. En büyük gerilme miktarı 11 nci durumda gözlenmektedir (Şekil 4.57-4.68).

5.3.11. Molar Dişin Mezial Kökünün Periodonsiyumundaki Gerilmelere Ait Bulgular :

Meziali : 1, 2 ve 6 ncı durumlarda gerilmeler nitelik olarak benzerdir ve kökün distale doğru kıvrıldığı apikal bölgede çekme, geriye kalan bütün periodonsiyumda sıkışma şeklindedir. 3, 4, 5 nci durumlarda ise bütün periodonsiyumdaki gerilmeler sıkışmadır. 5 nci durumdaki gerilmeler homojen olup servikale doğru biraz azalmaktadır. Headgear kullanılan son 6 durumdaki gerilmeler benzer olup kökün distale kıvrıldığı apikal bölgeye rastlayan periodonsiyum kısmında sıkışma, geriye kalan kısımlarda ise çekme şeklindedir (Şekil 4.27-4.38).

Distali : 1, 2, 3, 4 ve 6 ncı durumlarda 1/2 apikali sıkışma, geriye kalan kısmı bifurkasyona doğru artar şekilde çekme gerilmesidir. Diş hareketinin paralel olduğu 5 nci durumda ise tüm periodonsiyum homojen çekme gerilmesi göstermektedir. Headgear uygulanan son 6 durumda 1/2 apikal bölge çekme, geriye kalan bölge ise sıkışmadır (Şekil 4.27-4.38).

5.3.12. Molar Dişin Mezial Kökünün Çevresindeki Kemikteki Gerilmelere Ait Bulgular :

Mezial : 1, 2, 3, 4 ve 6 ncı durumlarda gerilmeler özellikle orta bölgede artacak ve servikale doğru azalacak şekilde çekme gerilmesidir. 5 nci durumda ise 1/2 apikali çekme, geriye kalan bölgeler ise sıkışma şeklindedir. 7, 8, 9, 10, 11 ve 12 nci durumlarda ise özellikle kökün distale doğru kıvrım yaptığı bölgeye rastlayan kemikte artacak şekilde bütün gerilmeler sıkışma şeklindedir. Bu bölgeden servikale doğru gidildikçe gerilme miktarı azalmaktadır. Bu son 6 durum içinde en büyük gerilme değeri 11 nci durumda gözlenmektedir (Şekil 4.93-4.104).

Distali : İlk 4 durumda apikalde çekme, geri kalan kısımda sıkışma şeklindedir. 5 nci durumda ise tüm kemik sıkışma gerilmesi göstermekte olup, gerilmeler bifurkasyona doğru azalmaktadır. 6 ncı durumda ise gerilmelerin niteliği ilk 4 duruma benzerlik göstermekte, ancak miktarları azalmaktadır.

Son 6 durumda apikal ve bifurkasyona rastlayan kemik kısımlarında gerilmeler sıkışma, bu iki bölgenin arasında kalan kısımda ise çekme şeklinde gözlenmektedir (Şekil 4.93-4.104).

5.4. YER DEĞİŞTİRMELER VE GERİLMELERE AIT BULGULARIN İLİŞKİSİ VE BİRLİKTE DEĞERLENDİRİLMESİ

5.4.1. Kanindeki Yer Değiş-tirmeler ve Gerilmeler :

Diş hareketinin paralele yaklaşması ile kaninin kökündeki, periodonsiyumundaki ve alveol kemiğindeki gerilmelerin daha homojen dağılım gösterdiği gözlenmektedir.

Distalindeki periodonsiyum ve alveol kemiğinin tümünde ise gerilmeler sıkışma, mezialindeki periodonsiyum ve alveol kemiğindeki gerilmeler ise çekme şeklindedir. Kökün ise distal kısmı çekme, mezial kısmı ise sıkışma gerilmesi göstermektedir.

Diş hareketinin kron distale kök meziale olmak üzere eğilme hareketi gösterdiği durumlarda ise distaldeki periodonsiyum ve alveol kemiğinin 1/2 ile 1/3 apikal kısmı çekme geri kalan kısımları sıkışma tipi gerilmelere maruz kalmaktadır. Mezialindeki periodonsiyum ve alveol kemiğinin ise 1/2 ile 1/3 apikal kısmı sıkışma, geriye kalan kısımları ise çekme gerilmesi göstermektedir. Kökün distal kısmı sıkışma, mezial kısmı ise çekme gerilmesi göstermektedir.

Burada ilginç olan, hareketin paralele yakın olduğu durumda kökteki gerilmelerin alveol kemiği ve periodonsiyumdaki gerilmelerin aksine mezialde sıkışma, distalde çekme şeklinde olmasıdır. Bunu açıklayabilmek için buradaki asal gerilmelerin (S_{max} ve S_{min}) yönlerinin ve bu bölgeye ait elemanlardaki y ve z eksenî yönündeki gerilmelerin (sırasıyla S_{11} ve S_{22}) de değerlendirilmesi gerekmektedir (Şekil 5). 5 nci durumda kaninin kökünün distalindeki bu gerilmeleri de içeren Tablo 5 incelendiğinde her elemandaki S_{11} in sıkışma, S_{22} nin ise çekme gerilmesi olduğu, asal gerilmelerden S_{max} 'ın ise lokal "y" eksenî ile yaptığı açının ortalama 70° nin

üstünde olduğu görülmektedir. Buna dik olan S_{min} 'in ise sıkışma gerilmesi olduğu da gözönüne alınacak olursa kökteki gerilmelerin de kemik ve periodonsiyumdakilerle uyum gösterdiği anlaşılmaktadır.

5.4.2. Premolardaki Yer Değiştirmeler ve Gerilmeler :

Diş hareketinin kron meziale, kök distale doğru eğilme hareketi olduğu durumlarda distaldeki periodonsiyum ve alveol kemiğinin 1/3 servikal çekme, geri kalan kısımları sıkışma gerilmesi gösterirken, kökün distali tamamen çekme gerilmesi göstermektedir. Mezialindeki periodonsiyum ve alveol kemiğindeki çekme ve gerilme bölgeleri ise distaldeki bölgelerin tam tersi olacak şekildedir. Kökün meziali ise sıkışma gerilmesi göstermektedir.

Hareketin yönünün kron distale kök meziale doğru olacak şekilde değiştiği durumlarda ise distaldeki periodonsiyum ve alveol kemiğinde 1/3 servikalde sıkışma, geri kalan kısımlar çekme, mezialdeki periodonsiyum ve alveol kemiğinde ise 1/3 servikalde çekme, geri kalan kısımlarda sıkışma gerilmesi gözlenmektedir. Bu harekette kökün mezialinde çekme, distalinde ise sıkışma gerilmesi bulunmaktadır.

5.4.3. Molardaki Yer Değiştirmeler ve Gerilmeler :

Diş hareketinin kron meziale, kökte distale doğru eğilme olduğu durumlarda distal kökün distali ve distalindeki kemik ve periodonsiyumdaki gerilmeler genelde apikalde sıkışma, diğer kısımlarda çekme, distal kökün mezialinde; mezialindeki kemik ve periodonsiyumda ise apikalde çekme, bifurkasyon bölgesinde sıkışma şeklindedir. Aynı harekette mezial kökün meziali, mezialindeki kemik ve periodonsiyumda gerilmeler apikalde çekme geri kalan kısımlarda sıkışma, mezial kökün distali, distalindeki kemik ve

periodonsiyumdaki gerilmeler ise kök ve kemikte genelde sıkışma, periodonsiyumda apikalde sıkışma bifurkasyonda çekme şeklindedir.

Diş hareketinin yönünün kromda distale, kökte meziale doğru eğilme olduğu durumlarda ise distal kökün distali, distalindeki kemik ve periodonsiyumdaki gerilmeler genelde servikale doğru artacak şekilde sıkışma, mezialindeki kemik ve periodonsiyumda sıkışma, kökün mezialinde ve bifurkasyon bölgesinde çekme, geri kalan kısımlarda sıkışma gerilmesi gözlenmektedir. Aynı harekette mezial kökün meziali genelde çekme, mezialindeki kemik genelde sıkışma; periodonsiyum ise apikalde sıkışma, geri kalan kısımlarda çekme gerilmesi gözlenmektedir. Mezialdeki kemiğin sıkışma gerilmesi göstermesinde premoların hareketinin sonucunda oluşan gerilmelerin de rolü olabileceği düşünülmektedir.

Mezial kökün distali ve distalindeki periodonsiyumda bu gerilmeler apikalde çekme geri kalan kısımlarda genelde sıkışma, distalindeki kemikte genelde apikalde sıkışma geri kalan kısımlarda ise çekme gerilmesi şeklindedir.

Bu bulguların genel değerlendirilmesi yapıldığında özellikle periodonsiyumda olmak üzere kök ve dişlere komşu alveol kemiğindeki gerilmelerin, hareketin paralel olduğu durumlarda belli bölgelerde yoğunlaşmayı homojen dağıldığı gözlenmektedir.

Tanne ve Sakuda⁽²⁸⁾ paralel hareketin periodonsiyumda daha homojen stres dağılımına yol açtığını belirtmişlerdir.

"Ricketts upper segmental arch" ın kaninde paralel hareket elde edemediği görülmektedir. Beaten⁽²²⁾ da bu arkın 150-200 g. 1ık kuvvetler

kullanıldığında paralel hareket için gerekli momenti veremediğini belirtmiştir. Caputo ve arkadaşları⁽²¹⁾ ise segmental arkların kollarının 45°-60° açılandırılması ile paralel hareket elde edilebileceğini belirtmişlerdir.

Kaninde arzu edildiği şekilde en paralel hareket kancadan bağlama yapılan durumlardan kanca boyunun 9 mm. olduğu 5 nci durumda elde edilmiştir. İlk olarak Case⁽²⁶⁾ dişteki bir çıkıntıdan uygulanan tek bir kuvvet yardımı ile paralel hareket elde edilebileceğini ortaya atmış daha sonra Burstone ve Pryputniewicz⁽²⁵⁾ de bir keser dişte paralel hareket elde etmek için kanca yüksekliğinin 10 mm. olması gerektiğini belirtmişlerdir. Daha sonra Smith ve Burstone⁽²⁹⁾ da kontrollü diş hareketi elde edebilmek için kanca boyunun ve moment/kuvvet oranının ayarlanması gerektiği üzerinde durmuşlardır.

5.5. ELDE EDİLEN BULGULARIN KLİNİKTEKİ UYGULAMALAR AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ

Ele alınan 12 durumun sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizleri sonucunda kaninde en paralel hareketin kanca boyunun yaklaşık 9 mm. olduğu 5 nci durumda elde edildiği, bu durumda premolar ve molardaki diş hareketinin de arzu edilen şekilde olduğu ve özellikle periodonsiyumda olmak üzere gerilmelerin de oldukça homojen dağıldığı gözlenmektedir. Kanca boyunun daha arttırılması kaninin kron hareketinin meziale olmasına neden olurken daha kısa olması ise tam paralel hareket sağlayamamaktadır.

"Ricketts upper segmental arch" ile distalizasyonda arzu edilen paralel hareketi sağlamada yetersiz kalmaktadır.

Bu sonuçların bu araştırmada kullanılan diş boyutları için elde edilen sonuçlar olduğu ve diş boyut ve biçimlerinin kişiden kişiye, hatta

aynı kişide ağzın sağ ve sol segmentlerinde bile değişiklik gösterebileceği düşünülürse, kaninin distalizasyonunda paralel hareket elde etmek istenildiğinde kanca boyunun bu değişiklikler gözönünde bulundurularak ayarlanması gerekir.

Ağızda kullanılacak kancanın çevre yumuşak dokulara zarar vermeyecek boyutlarda ve konumda olması da kancadan distalizasyon yapılacak durumlarda gözönünde tutulması gereken ikinci önemli konudur. Klinik çalışmalarda kullanılan "loop" bükümlerinin boylarının genellikle 7 mm. dolaylarında olduğu ve bu yüksekliğin tedavi gören bireyler tarafından tolere edilebileceği bilinmektedir. 9 mm.lik kanca boyunun da tedavinin sadece birkaç aylık dönemi olan kanin distalizasyonu döneminde kullanılabileceği düşünülebilir. Ancak yine de bu araştırmanın sonuçları doğrultusunda klinikte yapılacak uygulamaların sonuçlarının da değerlendirilmesi gerekmektedir.

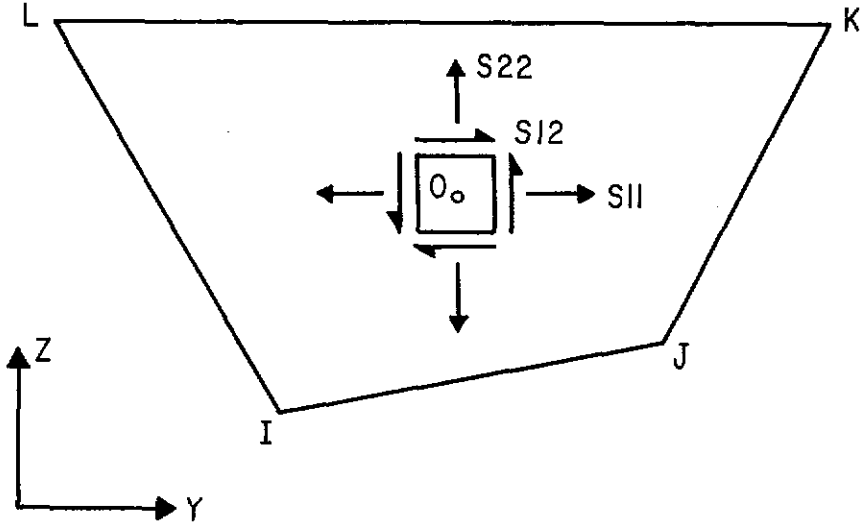
Bu çalışmada iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yapılmıştır. Daha önce 3 ncü bölümde anlatıldığı gibi ilgili anatomik yapının iki boyutlu bir matematiksel modeli oluşturulmuş ve özellikle hareket mekanizmalarının matematiksel modele aktarımı işleminde bazı yaklaşımlar yapılmıştır. Burada elde edilen gerilmelerin klinikte elde edilecek gerilmelerden kantitatif olarak farklı olabileceği akıldan çıkarılmamalıdır. Ancak burada yapılan analizlerle farklı hareket mekanizmalarının uyguladıkları kuvvetler sonucunda dişlerdeki yer değiştirmeler ve bunlara bağlı gerilmelerin kantitatif özellikleri ve dağılımları hakkında genel bir bilgi elde edilmiştir. Daha önce 2 nci bölümde belirtildiği gibi literatürde kanin distalizasyonu sırasında kullanılan farklı hareket mekanizmalarının sonlu elemanlar yöntemi ile hem kanin hem de ankraj alınan dişlerdeki etkilerini inceleyen bir araştırmaya rastlanılmamıştır.

Klinikte uygulanacak yeni aparey dizaynlarının dişler ve çevre dokularda oluşturacağı hareketler ve gerilmeler hakkında önceden bilgi edinmek için sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile bilgisayarda yapılan analizlerin gerçeğe oldukça yakın ve ayrıntılı sonuç vermesi ve kısa sürede bu bilgilerin elde edilebilmesi açısından bu araştırmada seçilen yöntem olmuştur.

Bu yöntem ile üç boyutlu olarak da stres analizleri yapılabilmektedir. Ancak programın iki boyutlu stres analizlerinde de üç boyutlu yapılan analizlerde de etkin olduğu belirtilmektedir⁽⁷³⁾.

İlerde üç boyutlu olarak ve dental arktaki diğer dişleri de içine alacak şekilde gerçekleştirilecek matematiksel modellerle yapılacak analizlerin daha hassas sonuçlar elde edilmesinde katkısı olacağı düşünülmektedir.

Ayrıca ortodontistlerin bu yöntemi kullanmaları klinikte uygulayacakları apareylerin ve hareket mekanizmalarının etkisini önceden tahmin edebilmelerine ve yapılan analiz sonuçları rehberliğinde aparey dizaynı yapmalarına yardımcı olacaktır.



Şekil 5 : Düzlem Gerilme Elemanındaki Gerilmeler.

TABLO 5 : 5 nci durumda kaninin kökünün distalindeki gerilmeler.

Burada S_{jj} her elemanda y eksenini yönündeki gerilmeleri, S_{max} , S_{min} asal gerilmeleri, S_{j2} kesme gerilmesini, S_{33} eleman düzleminin üzerindeki asal gerilmeleri göstermektedir. Açığı ise S_{max} 'ın elemanın lokal y eksenini ile yaptığı açıdır.

Eleman No.	S_{11}	S_{22}	S_{33}	S_{12}	S_{max}	S_{min}	Açı
517	-.29231 E-02	.12792 E-100	.38751 E-01	.24969 E-01	.13253 E-00	-.75260 E-02	79.56
518	-.46070 E-03	.94662 E-01	.29202 E-01	.18064 E-01	.97976 E-01	-.37755 E-02	79.60
519	-.34188 E-02	.77439 E-01	.22946 E-01	.16081 E-01	.80520 E-01	-.64994 E-02	79.16
520	-.21462 E-02	.62413 E-01	.18683 E-01	.15554 E-01	.65965 E-01	-.56979 E-02	77.14
521	-.56251 E-03	.51018 E-01	.15641 E-01	.13945 E-01	.54547 E-01	-.40913 E-02	75.80
522	-.22520 E-02	.37726 E-01	.10997 E-01	.11650 E-01	.40873 E-01	-.53994 E-02	74.88
523	-.17842 E-02	.27149 E-01	.78631 E-02	.10462 E-01	.30536 E-01	-.51708 E-02	72.06
549	-.10284 E-02	.20971 E-01	.61823 E-02	.74642 E-02	.23265 E-01	-.33219 E-02	72.92
550	-.17653 E-02	.17130 E-01	.47630 E-02	.43759 E-02	.18094 E-01	-.27295 E-02	77.57
551	-.18261 E-02	.10020 E-01	.25401 E-02	.20790 E-02	.10374 E-01	-.21804 E-02	80.33
573	-.25250 E-02	.50914 E-02	.79560 E-03	.16889 E-02	.54991 E-02	-.28827 E-02	78.04
574	-.20337 E-02	.13389 E-03	-.58893 E-03	.24134 E-02	.16957 E-02	-.35954 E-02	57.09
575	-.47211 E-03	.51348 E-03	.12824 E-04	.16050 E-02	.16996 E-02	-.16582 E-02	53.53

BÖLÜM 6

S O N U Ç L A R

1. Kaninin braket seviyesinden bağlanması kaninde ve ankraj olarak alınan premolar ve molarda istenilmeyen yönde eğilme hareketine sebep olmaktadır.
2. "Ricketts upper segmental arch" uygulanması ile kaninde ve ankraj olarak alınan premolar ve molarda istenilmeyen yönde eğilme hareketini çok az azaltsa bile paralel hareket elde edilememektedir.
3. Kanca boyunun 3.7 mm. olduğu durumda istenilmeyen yönde kanindeki eğilme hareketi braketten bağlamaya göre yarı yarıya azalmaktadır.
4. Kanindeki kanca boyunun 7.4 mm. olması ile hareket paralele yaklaşmaktadır.
5. Kanca boyunun hem kanin hem de molarda yaklaşık 9 mm. olması ile paralel hareket elde edilmektedir.
6. Kanca boyunun daha da arttırılması ile kanindeki hareket kron meziale kök distale olacak şekilde yön değiştirmektedir.
7. "Headgear" uygulanması ile molar ve premolardaki istenilmeyen şekilde meziale eğilme hareketi engellenmektedir.
8. "Headgear" uygulanan durumlarda kaninin kronundaki distale doğru eğilme miktarı az da olsa artmaktadır.
9. Hareketin paralel olması ile, özellikle periodonsiyumdaki gerilmeler eğilme hareketinde olduğu gibi belirli bölgelerde yoğunlaşmayıp çok daha homojen dağılım göstermektedir.

BÖLÜM 7

Ö Z E T

Bu araştırmada kanin distalizasyonunda kullanılan üç farklı mekanik uygulama için sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile bilgisayarda SAP IV programı kullanılarak iki boyutlu stres analizi yapılmıştır. Ele alınan üç farklı mekanik uygulama; kaninin braket seviyesinden bağlanarak ark teli boyunca distalizasyonu, kaninin braketteki kancadan kuvvet uygulanarak distalizasyonu ve bir segmental ark olan "Ricketts upper segmental arch" ile distalizasyonu olarak özetlenebilir. Ancak kancadan kuvvet uygulanarak distalizasyonu için dört farklı kanca boyu kullanılarak en uygun kanca uzunluğunun belirlenmesine çalışılmıştır. Analizler bir kez de yukarda sayılan mekanik uygulamalara ilave olarak "headgear" uygulandığı düşünülerek "headgear" li durumlar için tekrarlanmıştır.

Bilgisayarda yapılan hesaplamalar sonucunda ele alınan 12 durum için yer değiştirmeler ve dişlerin kökleri, periodonsiyum ve alveol kemiği gibi seçilmiş bölgelerdeki gerilmelerin dağılımını karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

BÖLÜM 8
K A Y N A K L A R

1. Angle, E.H. : The latest and best in orthodontic mechanism. Dental Cosmos. 70: 1143-1158, 1928; 71: 164-174, 260-270, 409-421, 1929.
2. Sandstedt, L. : Einige Beiträge zur Theorie der Zahnregulierung. Nord. tandl. Tidskr. 5: 236, 1904; 6:1, 1905.
3. Schwartz, A.M. : Tissue Changes Incidental to Orthodontic Tooth Movement. Int. J. Orthod. 18: 331-352, 1932.
4. Oppenheim, A. : A Possibility for Physiologic Tooth Movement. Am. J. Orthod. and Oral Surg. 30: 277-328, 345-368, 1944.
5. Storey, E., and Smith, R. : Force in Orthodontics and Its Relation to Tooth Movement. Aust. J. Dent. 56: 11-18, 1952.
6. Reitan, K. : Tissue Behavior During Orthodontic Tooth Movement. Am. J. Orthod. 46: 881-889, 1960.
7. Sleichter, C.G. : A Clinical Assessment of Light and Heavy Forces in the Closure of Extraction Spaces. Angle Orthod. 41: 66-75, 1971.
8. Furstman, L., Bernick, S., and Aldrich, D. : Differential Response Incident to Tooth Movement. Am. J. Orthod. 59: 600-608, 1971.
9. Fastlich, J. : Efficient Canine Retraction with Universal Appliance. Am. J. Orthod. 64: 270-277, 1973.
10. Paulson, R.C., Speidel, T.M., Isaacson, R.J. : A Laminographic Study of Cuspid Retraction Versus Molar Anchorage Loss. Angle Orthod. 40: 20-27, 1970.

11. Boester, C.H., Johnston, L.E. : A Clinical Investigation of the Concepts of Differential and Optimum Force in Canine Retraction. Angle Orthod. 44: 113-119, 1974.
12. Strang, R.H.W. : Treatment Problems : Their Origine and Elimination. Am. J. Orthod. 40: 768, 1954.
13. Begg, P.R. : Differential Force in Orthodontic Treatment. Am. J. Orthod. 42: 481-512, 1956.
14. Higley, L.B. : Anchorage in Orthodontics. Am. J. Orthod. 55: 791-794, 1969.
15. Hixon, E.H., Atikian, H., Callow, G.E., Mc Donald, H.W., Tracy, R.I. : Optimal Force, Differential Force and Anchorage. Am. J. Orthod. 55: 437-457, 1969.
16. Fortin, J.M. : Translation of Premolars in the Dog by Controlling the Moment to Force Ratio on the Crown. Am. J. Orthod. 59: 541-551, 1971.
17. Burstone, C.J. : Rationale of Segmented Arch. Am. J. Orthod. 48: 805-822, 1962.
18. Burstone, C.J. : The Biomechanics of Tooth Movement. In Kraus, B.S. and Riedel, R.A., Vistas in Orthodontics. Philadelphia, 1962. Lea and Febiger, pp. 197-213.(Kaynak 17'den alınmıştır)
19. Christiansen, R.L. and Burstone, C.J. : Centers of Rotation within the Periodontal Space. Am. J. Orthod. 55: 353-369, 1969.
20. Hixon, E.H., Aasen, T.O., Aranzo, J., Clark, R.A., Klosterman, R., Miller, S.S., and Odom, W.M. : On Force and Tooth Movement. Am. J. Orthod. 57: 476-489, 1970.
21. Caputo, A.A., Chaconas, S.J., and Hayashi, R.K. : Photoelastic Visualisation of Orthodontic Forces During Canine Retraction. Am. J. Orthod. 65: 250-258, 1974.

22. Baeten, L.R. : Canine Retraction : A Photoelastic Study. Am. J. Orthod. 67: 11-22, 1975.
23. Burstone, C.J. and Koenig, H.A. : Optimizing Anterior and Canine Retraction. Am. J. Orthod. 70: 1-19, 1976.
24. Arbuckle, G.R., and Sandhi, A. : Canine Root Movement : An Evaluation of Root Springs. Am. J. Orthod. 77: 626-635, 1980.
25. Burstone, C.J., and Pryputniewicz, R.J. : Holographic Determination of Centers of Rotation Produced by Orthodontic Forces. Am. J. Orthod. 77: 397-409, 1980.
26. Case, O.S. : Facial and Oral Deformities in Dental Orthopedia, Chicago. 1921. C.S. Case Company.
27. Burstone, C.J. : The Segmented Arch to Space Closure. Am. J. Orthod. 82: 361-378, 1982.
28. Tanne, K., and Sakudo, M. : Initial Stress Induced in the Periodontal Tissue at the Time of the Application of Various Types of Orthodontic Force : Three-Dimensional Analysis by Means of the Finite Element Method. J. Osaka Univ. Dent. Sch. 23: 143-171, 1983.
29. Smith, R.J., and Burstone, C.J. : Mechanics of Tooth Movement. Am. J. Orthod. 85: 294-307, 1984.
30. Matsuura, T. : Mechanical Study on Initial Changes During Canine Retraction, Nippon Kyosei Shikka Gakkai Zasshi 43: 32-52, 1984.
31. Gjessing, P. : Biomechanical Design and Clinical Evaluation of a New Canine Retraction Spring. Am. J. Orthod. 87: 353-362, 1985.
32. Quinn, R.S., Yoshikawa, D.K. : A Reassessment of Force Magnitude in Orthodontics. Am. J. Orthod. 88: 252-259, 1985.

33. Belytschko, T., Kulak, R.F., Schultz, A.B., and Galante, J.O. :
A Finite Element Stress Analysis of an Intervertebral Disk.
J. Biomechanics 7: 277-285, 1974.
34. Çataloğlu, A. : The Finite Element Stress Analysis of the Human Aortic Valve Toward the Development of a Prosthetic Trileaflet aortic valve. D.Sc. Dissertation, Dept. of Civil Engineering, Washington University. St. Louis, M.O., 1974.
35. Çataloğlu, A., Clark, E.R., and Goulds, P.L. : Stress Analysis of Aortic Valve Leaflets With Smoothed Geometrical Data. J. Biomechanics 10: 153-158, 1977.
36. Rybicki, E.F., and Simonen, F.A. : Mechanics of Oblique Fracture Fixation Using a Finite Element Model. J. Biomechanics 10: 141-148, 1977.
37. Sundram, S.H. and Feng, C.C. : Finite Element Analysis of Human Thorax. J. Biomechanics 10: 505-516, 1977.
38. Hakim, N.S., and King, A.I. : A Three-Dimensional Finite Element Dynamic Response Analysis of A Vertebra With Experimental Verification. J. Biomechanics 12: 277-292, 1979.
39. Mc Pherson, G.K., and Kriewall, T.T. : Fetal Head Molding : An Investigation Utilizing A Finite Element Model of the Fetal Parietal Bone. J. Biomechanics 13: 17-26, 1980.
40. Ledley, R.S., and Huang, H.K. : Linear Model of Tooth Displacement by Applied Forces. J. Dent. Res. 47: 427-432, 1968.
41. Farah, J.W., and Craig, R.G. : Finite Element Stress Analysis of A Restored Axisymmetric First Molar. J. Dent. Res. 53: 859-866, 1974.
42. Farah, J.W., and Craig, R.G. : Distribution of Stresses in Porcelain Fused to Jacket Crowns. J. Dent. Res. 54: 255-261, 1975.

43. Takahashi, N., Kitagami, T., and Komori, T. : Evaluation of Thermal Change in Pulp Chamber. J. Dent. Res. 56: 1480, 1977.
44. Knoel, A.C. : A Mathematical Model of an In Vitro Human Mandible. J. Biomechanics 10: 159-166, 1977.
45. Aydınlık, E. : Bölümlü Protezlerde Silikon Ara Tabakanın Destek Dokularda Neden Olduğu Boyutsal Değişikliklerin ve Streslerin İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Doçentlik Tezi, 1977.
46. Dayangaç, B. : Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile MOD Amalgam Dolgu Kırılma Olasılığını Azaltabilecek Kavite Şeklinin İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Doçentlik Tezi.
47. Wright, K.W.J. and Yettram, A.L. : Finite Element Stress Analysis of a Class I Amalgam Restoration Subjected to Setting and Thermal Expansion. J. Dent. Res. 57: 715-723, 1978.
48. Takahashi, N., Kitagami, T. and Komori, T. : Effects of Pin Hole Position on Stress Distributions and Interpulpal Temperatures in Horizontal Nonparallel Pin Restorations. J. Dent. Res. 58: 2085-2090, 1979.
49. Cook, S.D., Klawitter, J.J., and Weinstein, A.M. : A Model For Implant-bone Interface Characteristics of Porous Dental Implants. J. Dent. Res. 61: 1006-1009, 1982.
50. Borchers, L. and Reichart, P. : Three Dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages. J. Dent. Res. 62: 155-159, 1983.
51. Peters, M.C.R.B., and Poort, H.W. : Biomechanical Stress Analysis of the Amalgam Tooth Interface. J. Dent. Res. 62: 358-362, 1983.
52. Reinhardt, R.A., Krejci, R.F., Pao, Y.C., and Stannard, J.G. : Dentin Stresses in Post, Reconstructed Teeth with Diminishing Bone Support. J. Dent. Res. 52: 1002-1008, 1983.

53. Çelik, E. : Kök Boyut ve Biçimlerinin Sabit Bölümlü Protez Statiğine Etkileri, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 1983.
54. Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E. and Yi, H. : Stress Analysis of Human Tooth Using a Three Dimensional Finite Element Model. J. Dent. Res. 62: 82-86, 1983.
55. Reinhardt, R.A., Pao, Y.C. and Krejci, R.F. : Mathematical Analysis of Periodontal Ligament Stresses in Occlusal Traumatism. J. Dent. Res. 63: 308, 1984.
56. Maeda, Y., Tsutsumi, S., Nokubi, T., Kawahata, N., Okada, M., Aoki, T. and Okuno, Y. : Finite Element Analysis on Stress Distribution in Removable Partial Dentures. J. Dent. Res. 63: 290, 1980.
57. Mohammed, H., and Tsutmi, S. : Stress Analysis of an Implant Supported Dental Bridge. J. Dent. Res. 63: 194, 1984.
58. Vree, J.H.P., Peters, M.C.R.B., and Plasschaert, A.J.M. : The Influence of Modification of Cavity Design on Distribution of Stresses in a Restored Molar. J. Dent. Res. 63: 1217-1220, 1984.
59. Davidian, E.J. : Use of A Computer Model to Study the Force Distribution on the Root of the Maxillary Central Incisor. Am. J. Orthod. 59: 581-588, 1971.
60. Yang, T.Y., and Baldwin, J.J. : Analysis of Space Closing Springs in Orthodontics. J. Biomechanics 7: 21-28, 1974.
61. Koenig, H.A. and Burstone, C.J. : Analysis of Generalized Curved Beams for Orthodontic Applications. J. Biomechanics 7: 429-435, 1974.
62. Kragt, G., Duterloo, H.S. : Initial Effects of Orthopedic Forces. Am. J. Orthod. 81: 57-63, 1982.

63. Irie, M., Iguchi, S., Suzuki, H., Nishijima, K., and Myakawa, O. :
Stress Analysis of Maxilla and Mandibule While Occluding. Am. J. Orthod. 83: 523, 1983.
64. Moss, M.L. : Beyond Roentgenographic Cephalometry What? Am. J. Orthod. 84: 77-78, 1983.
65. Feridun, F. : Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile R.P.E. Uygulamaları Sırasında Farklı Apareylerin Maksilla Üzerindeki Etkilerinin İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 1984.
66. Joe, B.J., Shon, B.H., and Ryu, Y.K. : A Finite Element Analysis of the Stress Distribution and Displacement in Human Maxilla to R.P.E. J. Dent. Res. 64: 752, 1985.
67. Moss, M.L., Skalak, R., Patel, H., Sen, K., Moss-Salentijn, L., Shinozuka, M. and Vilmann, H. : Finite Element Method of Modeling Cranio-facial Growth. Am. J. Orthod. 87: 453-470, 1985.
68. Moss, M.L. : Nouvelles Conceptions Analytiques de la Croissance Cranio-Faciale. L'Information Dentaire 4: 193-200, 1986.
69. Huebner, K.L. : The Finite Element Method for Engineers, Wiley, 1975.
70. Gallagher, R.H. : Finite Element Analysis, Prentice Hall, 1975.
71. Clough, R.W. : The Finite Element Method in Plane Stress Analysis. Proc. 2nd ASCE Conf. on Electronic Computation, Pittsburg, 1960.
72. Zienkiewicz, O.C. : The Finite Element Method, 3rd Ed., Mc Graw-Hill, London, 1977.
73. Bathe, K.J., Wilson, E.L., Peterson, F.E. : SAP IV A Structural Analysis Program for Static and Dynamic Response of Linear Systems, College of Engineering, University of California, June, 1975.

74. Wheeler, R.L. : A Text Book of Dental Anatomy and Physiology, Fifth Edition, W.B. Saunders Company, 1974.
75. Ricketts, R.M., Bench, R.W., Gugino, C.F., Hilgers, J.J., and Schulhof, J.R. : Bioprogressive Therapy, 2nd Edition, Rocky Mountain Orthodontics Co., 1979.
76. Thurow, R.C. : Edgewise Orthodontics, Fourth Edition, C.V. Mosby Company, 1982.

EK A : MEKANİKTEKİ BAZI TEMEL KAVRAMLAR

Bu çalışmada sık sık tarifi yapılan veya kullanılan bazı temel kavramlar, konuyu daha kolay anlaşılır hale getirmek için tanımlanacaktır. Ekin amacı mekanik biliminin bütün kavramlarını açıklamak değildir, ancak metinde geçen değişkenleri konu ile doğrudan ilgisi olmayanlara daha kolay anlaşılır hale getirmektir. Bazı tanımların İngilizce eşdeğerleri de tartışmaya açıklık getirmek amacıyla parantez içinde verilmektedir.

TANIMLAR :

BİRİM DEFORMASYON (Strain) : Gerçekte var olan bütün cisimler üzerlerine etki eden kuvvetler altında şekil değiştirmeye (deformation) uğrar. Şekil değiştirme, cismi meydana getiren maddesel noktaların yer değiştirme (displacement) vektörlerinin bir fonksiyonudur ve bu haliyle uzay koordinatlarına bağlıdır. Yer değiştirme iki ana grupta meydana gelir.

1. Sürekli cismin bir bütün olarak ötelenmesi (translation) veya dönmesi (rotation). Bu bileşene rijit cisim hareketi adı verilir (rigd-body motion).

2. Maddesel noktaların birbirlerine göre yaptığı hareket ise şekil değiştirmeyi meydana getirir.

Şekil değiştirmeyi ifade ederken iki grup tanım yapılır. Birinci grupta cismin içindeki maddesel noktaları birleştiren çizgilerin boy değişmesi bulunur; bunlar dik birim deformasyon (normal strain) diye anılır. İkinci grup ise maddesel noktaları birleştiren çizgilerin arasındaki açılarının değişmesidir, bunun adı kayma birim deformasyonu (shear strain) adını taşır. Düzlemde, yani iki boyutlu uzayda, birim deformasyonların bileşenleri (component) şöyle yazılabilir :

$$\begin{pmatrix} \epsilon_x & \gamma_{xy} \\ \gamma_{yx} & \epsilon_y \end{pmatrix} \quad (A_1)$$

Burada ϵ_x ve ϵ_y , x ve y yönlerinde birim uzunlukta meydana gelen değişimler, $\gamma_{xy} = \gamma_{yx}$ ise ilk başta birbirlerine dik olan x ve y doğrultularının, şekil değiştirme meydana geldikten sonra dik açıdan olan sapmasıdır.

GERİLME (Stress) :

Herhangi bir cisme dışardan uygulanan kuvvetler, cismin iç yapısında da moleküler yapıdan daha büyük bir ölçekte kuvvetlerin doğmasına yol açar. Bu kuvvetlerin gittikçe küçüldüğü farzedilen birim alana düşen kısımları gerilme olarak adlandırılır. Kuvvetlerin bileşenleri ise gerilmenin türünü belirler. Alana dik yönde olanlar dik (normal) gerilme bileşenlerini yaratır. Alana teğet yönde olanlar ise kayma (shear) bileşenlerini yaratır. Klasik rotasyonda dik gerilmeler δ , kayma gerilmeleri ise τ , işareti ile gösterilir. Bir noktadaki gerilmelerin bileşenleri toplu olarak aşağıdaki gibi gösterilir.

$$\begin{pmatrix} \delta_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \delta_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zk} & \tau_{zy} & \delta_z \end{pmatrix} \quad (A_2)$$

Dik gerilmeler çekme (tension) veya sıkışma (compression) niteliğine sahiptirler. Kayma gerilmeleri ise sonuç itibariyle aynı tesiri gösterdikleri için bunlarda nitelik ayırımı yapılmaz. Şekil A-1 stres tiplerini göstermektedir.

ELASTİSİTE :

Gerilmelerin etkisi altındaki cisim, bu gerilmeler ortadan kalktığı zaman başlangıçtaki şekline dönerse elastik olarak adlandırılır.

HOOKE KANUNU :

En genel anlamda birim şekil değiştirmeler ile gerilmeler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur. Robert Hooke adlı İngiliz bilim adamı tarafından 17.yüzyılda teklif edilmiştir. Belirli

gerilme sınırlarını aşmamak şartıyla gerçekte var olan cisimlerin davranışını doğru olarak ifade eder, deneylerle doğruluğu ispatlanmamıştır. Şekil A-2 de okla gösterilen yere kadar şekil değiştirmeler ve gerilmeler arası ilişki doğrusaldır.

ELASTİSİTE MODÜLÜ :

Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda birim şekil değiştirme ile gerilme arasında doğrusal ilişkinin sabitidir, cisimlerin şekil değiştirmeye direncinin bir ölçüsü olup her cins malzeme için ayırıcı özelliştir. Young modülü diye de tanımlanır.

POISSON ORANI :

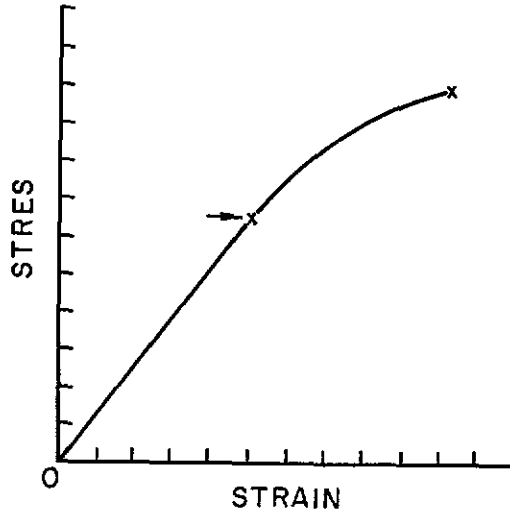
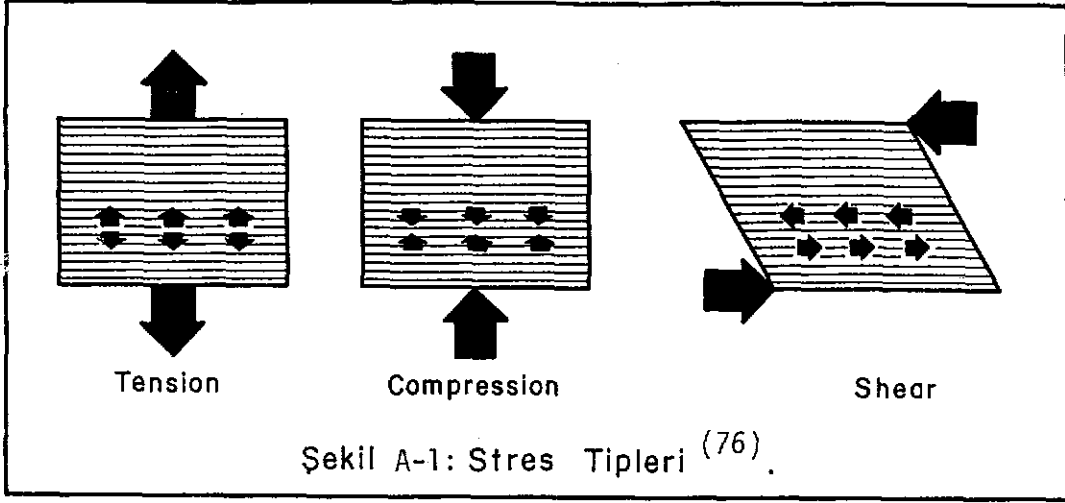
Bir yönde dik birim şekil değiştirmeye maruz her cisim, diğer yönde de aynı tür bir şekil değiştirme gösterir. Pratikte hemen tarif edilebilecek bir durum gerdirilen bir lastik şeritin alanının daralması olayıdır. Yan yöndeki birim deformasyonun boyuna yöndeki birim deformasyona olan oranıdır; gerçekte var olan bütün malzemeler için 0 ile 0.5 arasında değişen malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliştir. Fransız matematikçisi Poisson teorik olarak bunun 0.25 olması gerektiğini iddia etmiştir.

KAYMA MODÜLÜ (Shear Modulus) :

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

$$\text{Kayma modülü} = \frac{1/2 \text{ Elastisite modülü}}{1 + \text{Poisson oranı}}$$

ifadesi geçerlidir.



Şekil A-2: Stres - strain eğrisi (76).

EK B : KANCADAN KUVVET UYGULANAN DURUMLARDA KUVVETLERİN MATEMATİKSEL MODELE AKTARILIŞI

Bu bölümde molardaki ve kanindeki kancalar arasında kuvvet uygulanan 2 nci, 3 ncü, 4 ncü, 5 nci, 8 nci, 9 ncu, 10 ncu ve 11 nci durumlarda kuvvetin matematiksel modelde kaninde braket, molarda tüp seviyesindeki düğüm noktalarına ne şekilde aktarıldığı hakkında kısaca bilgi verilecektir. Bu bölümdeki bilgiler Şekil B-1, Şekil B-2 ve Şekil B-3 ün ışığı altında okunmalıdır.

Şekil B-1 deki dik üçgende Pisagor bağlantısı $c^2 = a^2 + b^2$ dir. a ve b bilindiğinden $c = \sqrt{a^2 + b^2}$ den c değeri bulunur. Benzer üçgenlerden $\frac{a}{c} = \frac{F_z}{F}$ ve $\frac{b}{c} = \frac{F_y}{F}$ yazılabilir.

Böylece verilen F kuvveti için F_z (dikey bileşen) ve F_y (yatay bileşen) değerleri bulunur.

F kuvvetinin molarda ve kaninde döndürücü etkisi vardır. Bu etki kaninde saat yönünün tersi yönde molarda ise aynı yönündedir.

Bu döndürücü etki molarda ve kaninde önce y sonra z eksenini yönünde tüp ve braket seviyesine aktarılarak analizler yapıldığında y ve z eksenini yönünde aktarmanın dişlerdeki yer değiştirmelerde meydana getirdiği fark önemsiz bulunmuş ve bütün kancadan kuvvet uygulanan durumlarda braket ve tüpün y eksenini boyunca döndürücü etkisi hesaplanmıştır.

F_y kuvvetinin molardaki momenti ;

$$M_{F_y} = F_y \cdot d_z \text{ dir ve}$$

$$M_{P_y} = P_y \cdot 2d \quad P_y \text{ nin yaratacağı momente eşittir.}$$

$$F_y, d_z, d \text{ bilindiğinden } P_y = \frac{F_y \cdot d_z}{2d} \text{ eşitliğinden hesaplanmıştır.}$$

F_y kuvveti moları saat yönünde döndüreceğinden P_y molar tüpünün disto-insizal ve mezio-insizalinde eksi, distogingival ve meziogingivalinde ise artı işaretlerle gösterilmiştir.

Aynı şekilde kaninde F_y nin meydana getireceği moment;

$$M'_{F_y} = F_y \times d'_z \text{ olup, bu da}$$

$$M'_{P'_y} = P'_y \times 2d' \text{ ne eşittir.}$$

$$P'_y = \frac{F_y \times d'_z}{2d'} \text{ eşitliğinden } P'_y \text{ bulunmuştur.}$$

F_y kanini saat yönünün tersi yönde döndüreceğinden kanin braketinin meziöinsizal ve distöinsizalinde P'_y artı, distögingival ve meziögingivalinde ise eksi işaretli olacaktır. F kuvvetinin döndürücü etkisi yanında F_y ve F_z bileşenlerinin y ve z ekseninde molar ve kaninde ötelenme yaptırıcı etkisi de vardır. Bu etki matematiksel modelde molar tüpünü temsil eden 15 düğüm noktasına eşit olarak dağıtılmıştır.

$$f_y = -\frac{F_y}{15}, \quad f_z = -\frac{F_z}{15} \text{ dir.}$$

kaninde de aynı şekilde;

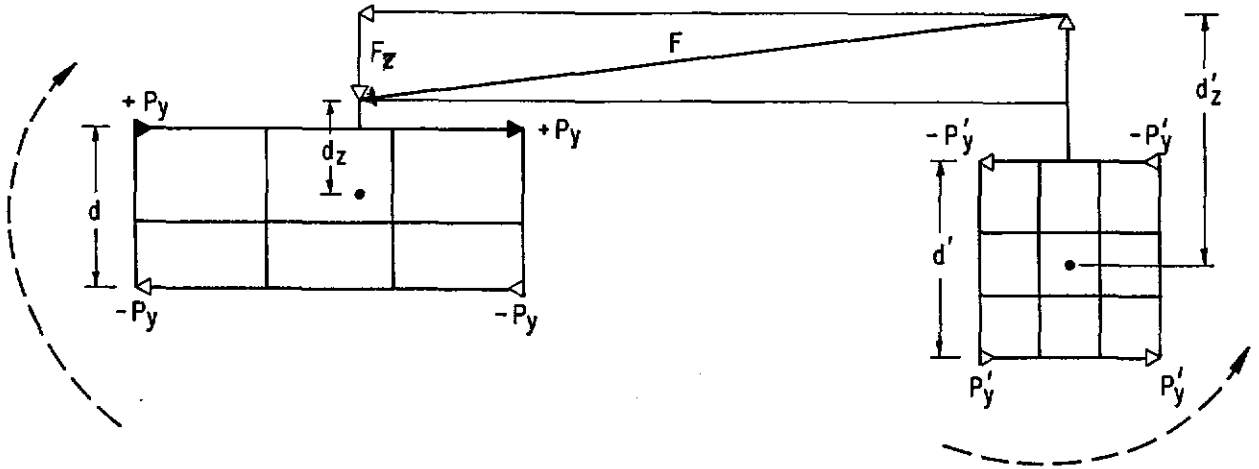
$$f'_y = -\frac{F_y}{16}, \quad f'_z = -\frac{F_z}{16} \text{ şeklinde hesaplanmıştır.}$$

f'_y ve f'_z eksi işaretli, f_y ve f_z ise artı işaretlidir (Şekil B-3).

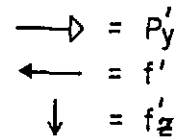
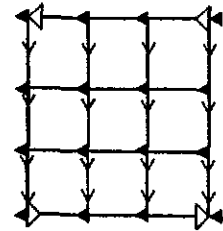
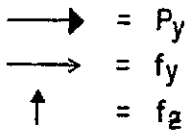
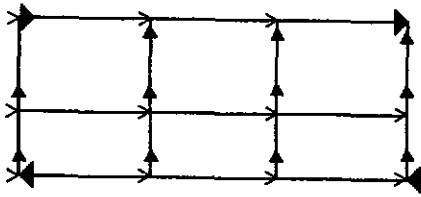
Kısaca şematik olarak gösterilecek olursa, kanca seviyesinden uygulanan kuvvetin molar tüp ve kanin braketine aktarılışı Şekil B-3 deki gibi özetlenebilir.



Şekil B-1 : Dik Üçgende Pisagor Bağlantısı ve F kuvvetinin F_y ve F_z Bileşenleri.



Şekil B-2 : F Kuvvetinin Molar Tüpü ve Kanin Braketindeki Döndürücü Etkileri.



Şekil B-3 : Kancadan Uygulanan F Kuvvetinin Molar Tüpü ve Kanin Braketine Aktarılışı.

EK C : DÖNME MERKEZİNİN TAYİNİ VE YER DEĞİŞTİRMELERİN AÇI OLARAK HESAPLANMASI

Şekil C de A dişin apikalinde, İ ise dişin insizalinde rehber olarak seçilen düğüm noktasının hareket mekanizması uygulanmadan önceki konumunu, A' ve İ' ise aynı noktaların hareket mekanizması uygulandıktan sonraki konumunu göstermektedir. DM dönme merkezidir.

Şekil C de şu ifade yazılabilir.

$$\theta_1 = \theta_2 = \theta_3$$

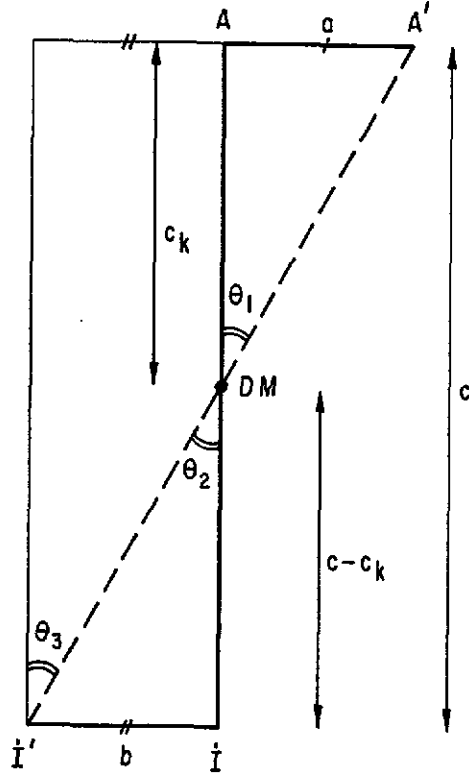
$$\tan \theta_1 = \frac{a}{c_k}$$

$$\tan \theta_2 = \frac{b}{c(1-k)}$$

$$\tan \theta_3 = \frac{a + b}{c} \text{ dir.}$$

a ve b bilgisayarda yapılan hesaplamalar sonucunda bulunduğundan, c de her diş için seçilen AI mesafesine eşit olduğundan $\tan \theta_3$ hesaplanabilir.

Küçük açılarının tangantı açının kendisine çok yakındır, dolayısıyla $\tan \theta_3 = \theta_3$ alınabilir.



Sekil C : Dönme Merkezine Göre Dişlerin Yer Değiştirmelerinin Hesaplanmasında Kullanılan Açılar.