

283844

T. C.  
HACETTEPE UNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KÖK BOYUT VE BİÇİMLERİNİN  
SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZ STATİĞİNE  
ETKİLERİ**

**PROTEZ (DİŞ) PROGRAMI**

**(DOKTORA TEZİ)**

**Dr. EMİNE ÇELİK**

**ANKARA - 1983**

21

T.C.

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KÖK BOYUT VE BİÇİMLERİNİN  
SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZ STATİĞİNE  
ETKİLERİ

PROTEZ (DIŞ) PROGRAMI  
(DOKTORA TEZİ)

Dr. EMİNE ÇELİK

REHBER ÖĞRETİM ÜYESİ: Doç. Dr. ERGUN AYDINLIK

ANKARA-1983

## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No.</u>
GİRİŞ .....	1 - 16
GEREÇ ve YÖNTEM .....	17 - 27
BULGULAR .....	28 - 43
TARTIŞMA .....	44 - 63
SONUÇ .....	64 - 65
ÖZET .....	66 - 67
KAYNAKLAR .....	68 - 72

## G İ R İ Ş

Çiğneme sistemi; dişler, dişleri destekleyen dokular, çene kemikleri, kaslar ve tüm bu yapıların damar ve sinirlerinden oluşan fonksiyonel bir bütündür. Bu sistemin görevlerini yerine getirebilmesi ancak, sürekli denge içinde iken söz konusudur. Çeşitli etkenlere bağlı olarak bu dengenin bozulması halinde doğa, sistemin geneli içinde belirli çözümlere gider ve yeni dengeler oluşur. Ancak hiçbir zaman ilk verime ulaşamaz. Sistemin dengesi; diş kaybı, periodontal hastalıklar gibi yerel, emosyonel stresler gibi psikolojik nedenlerle ve çeşitli sistemik rahatsızlıklarla bozulabilir. Hekimin görevi: Sistemde çeşitli biçim ve derecelerde ortaya çıkan eksiklikleri gidermek ve ilk fonksiyonel bütünü, yapay aygıtlardan yararlanarak tekrar oluşturmaktır. Bu yapay aygıtlar ise en basit sınıflandırma ile, sabit ve hareketli protezler olmak üzere ikiye ayrılırlar.

Hareketli protezler: çiğneme kuvvetlerinin iletimi, duyu iletimi ve stabilite yönünden, ayrıca zamanla konum değiştirmeleri nedeniyle, sabit protezlere göre daha dezavantajlı durumdadırlar<sup>1</sup>.

Sabit protezler ise, yükleri iletim mekanizmaları ve biçimleri nedeniyle ilk fonksiyonel bütüne en çok yaklaşan protez tipleridir. Bu aygıtların yapımı ile ilk bütüne tam olarak ulaşılamasa da şu belirgin yararlar sağlanır:

- 1- Çiğnemeyi etkin duruma getirmek,
- 2- Konuşmayı düzeltmek,
- 3- Estetiği restore etmek,

4- Sistemi ve karşılıklı etkileşimde bulunduğu organizmayı korumak (proflaksi)

Çiğneme sisteminin komponentlerinden olan dişlerden bir veya birkaçının kaybı durumunda, tüm sistemin bundan etkilenmediği görülür. Bölümlü dişsizliğin söz konusu olduğu bu durumlarda, endikasyona göre hem sabit hem de hareketli protez yapımı söz konusu ise, diğerine göre üstünlükleri nedeniyle, sabit bölümlü protezin seçilmesi daha uygundur<sup>2</sup>.

Bir sabit bölümlü protezin daha önce sayılan yararları yerine getirebilmesi için;

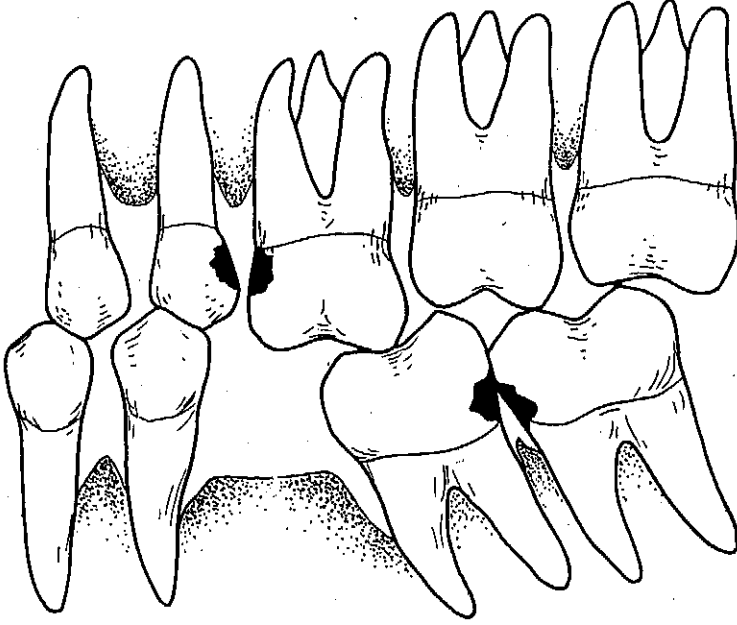
- 1- Onu destekleyen ve ilişkide olduğu yapıların durumlarının,
- 2- Sabit bir protezde olması gereken özelliklerin ve
- 3- Sabit protezin yararları ile, yol açabileceği zararların iyi bilinmesi gerekir.

Sabit bölümlü protezi destekleyen yapılar, dişler ve çene kemikleridir. Dişler, üzerlerine gelen çeşitli yükleri periodonsiyumları aracılığı ile çene kemiklerine iletirler. Öncelikle koruyuculuk görevi beklenen sabit protezlere dayanak olacak dişlerin durumunun ayrıntılı bir biçimde incelenmesi ve bilinmesi başarı için zorunludur. Protez yapımına başlamadan önce, mine, dentin, sement, alveol kemiği gibi kalsifiye yapıların ve pulpa, periodontal membran ve gingiva gibi kalsifiye olmamış yumuşak dokuların, özellikleri ve içinde buldukları koşullar değerlendirilmelidir.

Protez, üzerine yerleştirildiği destek yapılarla ve karşıt dişlerle fiziksel, fizyolojik, hijyenik ve estetik yön-

lerden uyumlu ilişkiler içinde olmalıdır. Protezde ve destek dokularda, çiğneme kuvvetlerinin oluşturabileceği sıkışma, gerilme, kesme streslerine, eğilme ve burulma deformasyonlarına karşı koyabilecek nitelikler sağlanmalıdır. Yapılmamaları halinde, kalan dişlerde ve çevre dokularında çeşitli biyolojik ve fiziksel değişimlerin meydana gelmesine ve daha ileri aşamalarda okluzyon bozukluklarına neden olabilecek protezler, hatalı yapılmaları halinde de benzer bozuklukların nedeni olabilirler.

Diş kaybı ile dental arklardaki fizyolojik denge bozulabilir ve patolojik olaylar meydana gelebilir (Şekil:1).



Şekil : 1. Bir dişin kaybı ile komşu ve karşı dişlerle, dental arklarda meydana gelen fizyolojik denge bozukluğunun görünüşü.

Bir alt 1. moların kaybindan şu durumları gözleyebiliriz:

1- İkinci molar meziale ve linguale, ikinci premolar distale ve linguale, üçüncü molar da ikinci moların gingival marginini üzerinden meziale doğru eğilir. Bu durumda, dişler arasındaki aproksimal değişimlerin kaybolması ile fizyolojik temizliğin bozulmasına bağlı olarak periodontal hastalıkların başlaması söz konusu olur<sup>3</sup>. Meziale veya distale eğilme boşluğun uzunluğunu azaltacaktır. Bu dişlere yönelen tüm kuvvetler, örneğin; bir alt molar da düz mezial kök yüzeyi tarafından karşılanacaktır<sup>4</sup>. Dişler meziale veya distale eğimli olduklarında, okluzal yükler dişin dönme merkezinden uzakta bir kuvvet hattı oluştururlar. Bu ise, torca veya lateral kuvvetlere neden olur<sup>5</sup>. Dişin meziale eğimi, ileri dönemde periodontal sorunun artmasına neden olabilecektir.

Dayanak dişler bukkale veya linguale eğildiğinde ise, boşluğun uzunluğu görünüşte etkilenmemiş gibidir. Ancak bu durumdaki dişlerle desteklenen köprülere gelecek olan yüklere direnç, normal konumlu dişlerle desteklenenlere göre daha yetersiz olacaktır. Bu durumda, taşıyıcı dokuların anormal kuvvetlere dayanabilme yetenekleri önceden gözden geçirilmelidir<sup>4</sup>.

Dişler labiale veya linguale eğildiklerinde giriş yolunun oluşturulması güçleşecektir.

2- Kaybolan dişin altındaki kemik dokusu artık çiğneme kuvvetleri tarafından uyarılamadığından, atrofik reaksiyonlar görülür. Bu durum, o kret bölgesindeki kemik düzeyinin düşmesi ile sonuçlanır ve ileride yapılacak restorasyonlar için estetik sorun oluşturabilir.

3- Diş kaybı sonucunda, karşıt diş veya dişler, bazan herhangi bir restorasyonla düzeltilemeyecek kadar aşırı sürebilirler. O zaman, uzayan bu dişin çekimi kaçınılmaz olur. Bu dişlerle ilgili düzeltmeler, alt restorasyonun yapımından önce gerçekleştirilmelidir. Ayrıca karşıt dişlerde fonksiyonsuzluğa bağlı olarak alveol kemiği yapısı zayıflar ve periodonsiyum daralır ve dişlerde devamlı bir sürme başlar. Bu sürme ile birlikte alttaki alveol kemiğinde zayıf bir kalsifikasyonla oluşan bir boyutsal yükselme görülebilir<sup>3</sup>.

4- Diş kaybına bağlı olarak, bir mandibular molar mezialize oldukça, boşluğun uzunluğu azalacak ve ileri aşamada diş mandibulaya çarpacaktır. Bunun sonucunda kökün mezialindeki alveol kemiği bölgesinde de büyük basınçlar oluşacaktır. Kemik rezorpsiyonu, mobilite ve sonuçta dişin kaybı söz konusu olacaktır<sup>5</sup>.

5- Diş kaybı sonucunda, fonksiyonu paylaşan komşu dişlere ilâve yükler biner.

6- Alt ve üst dental arklar arasındaki normal interokluzal ilişki değişir ve travmatik bir okluzyon oluşabilir.

7- Hastanın çiğneme alışkanlıkları değişebilir ve tüm dental mekanizmayı etkin kullanım ve dengenin dışına çıkaran anomaliler oluşabilir<sup>6</sup>.

8- Orijinal ısırma basıncı hiçbir zaman tam olarak geri dönmez<sup>6</sup>.

Mandibular birinci moların eksikliğinde yapılan sabit ve hareketli bölümlü protezlerin, çiğneme etkinliği açısından karşılaştırıldığı bir incelemede;



- çiğneme zamanı
- çarpma sayısı ve
- çiğneme etkinliği yönlerinden,

bu iki protezin benzerlik gösterdiği, ancak, hareketli bölümlü protez yapımını zorunlu kılacak nedenler olmadıkça, sabit protezlerin tercih edilmesi gerektiği belirtilmiştir<sup>7</sup>.

Sabit protezler; rijid olduklarından ve kalan periyodonsiyumda ve kemikte uygun kuvvet dağılımı sağladıklarından dolayı daha avantajlıdır<sup>8</sup>.

Bazı araştırmalar sonucunda ise, ısırma kuvvetinin zamanla artarak, doğal dişli kişilerdekine yaklaştığı gösterilmiştir<sup>9,10</sup>.

Sayılan tüm bu patolojik gelişmeler, tek bir dişin bile kaybında, gecikmeksizin bir protez yapımının gerekliliğini ve bu protezin koruyuculuk fonksiyonunu, belirgin bir biçimde ortaya koymaktadır. Köprü sisteminde dayanak olarak kullanılacak dişlerde ve destekleyici dokularında, restorasyon öncesinde ve sonrasında oluşan streslerin incelendiği birçok araştırma sonuçları yukarıdaki görüşü desteklemektedir<sup>5,6,11,12,13</sup>.

Donald A. Behrend<sup>14</sup> bir mandibular birinci moların kaybını majör dental defektlerin en sık rastlanana olarak bildiriyor. Estetik etkisi pek belirgin olmayan bu dişin kaybı ile çiğneme etkinliğinin azalması "kabullenilmiş" ve sonuçta bunun unutulmuş olması, bu bölgedeki restorasyon gereksiniminin önemini azaltmıştır. Bu nedenle, bu bölgedeki sabit bölümlü protez yapımında, diğer sabit protezlerde olduğundan daha fazla teknik zorluklar ortaya çıkmıştır.

Diş kaybı ve gecikmiş restorasyonların ortaya çıkarıldığı karşıt ve dayanak dişler sorunu birkaç yolla düzeltilebilir.

- 1- Eğilmiş diş dik olarak prepare edilir.
- 2- Eğilmiş dişe teleskop kron yapılır.
- 3- Protez yapımından önce ortodontik tedavi yapılır.
- 4- Biri hassas tutuculu, iki parçalı sabit restorasyon yapılır.
- 5- Karşıt diş için, uzama miktarına göre:
  - a- Dentin hassasiyeti göz önüne alınarak, okluzal indirme yapılır.
  - b- Pulpanın ekspoz olmasi söz konusu ise, endodontik tedaviden sonra kron veya onley tipi restorasyon yapilir.
  - c- Karşıt diş çekilir.
- 6- Restorasyona daha stabil bir yapı kazandırmak için dayanak diş sayısı artırılır<sup>15</sup>.

Çiğneme basıncı altında dişin ve destek dokularının durumu :

Dişler :

Tek başına duran bir dişe lateral (mezio-distal veya bukkolingual) bir kuvvet uygulandığında diş, apikal ve orta üçlüleri arasında beliren bir nokta etrafında rotasyonel bir hareket yapar. Kuvvetin uygulandığı tarafta periodontal membranda gerilme, karşı tarafta ise sıkışma stresleri oluşur. Bu bölgeler gingival ve apikal üçlü bölgeleridir.

Çok köklü dişlerde ise dönme merkezi kökler arasında bir yerdedir. Böyle bir dişe transvers bir yük uygulanırsa, yüke uzak olan kök deprese olur ve aşağı doğru hareket eder. Kuvvetin uygulandığı yere yakın olan kök ise yuvası içinde yükselir. Periodontal membran yükün uygulandığı yere yakın kökte sıkışır, uzak kökte ise gerilir<sup>6</sup>.

Eğer çok köklü bir diş, bir küp olarak düşünülür ve bu dişin kemik ve periodonsiyum içinde olduğu da göz önüne alınır, bu durumda dönme merkezi tek köklü bir dişdeki gibi vertikal düzeyde oluşacaktır ve bu dönme merkezi de kübün merkezinden geçecektir. Bu yaklaşımla, kübü genişletirsek stabilite artacaktır. Çünkü dönmeye karşı koyan dirençler artacaktır<sup>16</sup>

Bir kiriş veya köprü aracılığı ile birleştirilmiş iki dişe aynı anda ve eşit olarak dik bir yük uygulandığında, sıkışmaya uğrayan, apeksler dışında tüm periodontal liflerde gerilme olacaktır. Ancak işlev esnasında dayanaklara gelen yükler farklı yönlerde ve şiddetlerde olurlar. Bu durumda, dayanak olarak iş gören dişlerin, her biri, tek başlarına oldukları durumlardan farklı reaksiyonlar vereceklerdir. Dönme merkezi iki dayanak arasında bir noktaya düşecek ve köklerin orta üçlülere düzeyinde bir yerde olacaktır<sup>6</sup>. Sonuçta dişlerden biri deprese olurken, diğeri okluzale doğru yükselecektir. Bir dayanak dişin bir köprü ile sabitleştirilmesi, periodontal lifleri gerilimde tutacak, sadece apikal bölge sıkışacaktır. Kemik, gerilme şeklindeki kuvvetlere daha uygun cevap verdiği için, lamina dura gerekirse yeni kemiği depolayarak, yeni çevresini oluşturmak üzere uyarılır<sup>12</sup>.

Bitişik trabeküler kemik de yeniden şekillenen yapısal formu ile artarak, gerilime cevap verir.

Restoratif problemlerin çözümü için dişleri kaplayan yapıların maksimum gerilme stresi ve minimum sıkışma stresi almaları sağlanmalıdır<sup>16</sup>.

Periodontal membran :

Bir ucu ile semente, diğer ucu ile alveol kemiğinin lamina durasına bağlanan membran, öncelikle kollagen lifleri ile kuvvete karşı direnç gösterir. Bu liflerin yük taşıma kapasitesi, fiziksel ve kimyasal niteliklerine, sayı ve düzenlenişlerine bağlıdır. Membrandaki ekstra selüler sıvı basınç altında hidrolik bir direnç gösterir. Periodontal membran aksiyel yükler altında gerilme gösterir. Bu durumda membrandaki stres dağılımı, lateral yüklerde ortaya çıktandan daha az şiddetli olup, tüm membran uniform olarak yüklenir. Periodontal membranda en büyük reaktif kuvvetler, oblik yüklerde alveol kret sırtları ve kök uçlarında görülür<sup>12</sup>. Eksenleri doğrultusunda yüklenen dişlerde, kemik dokusunun % 80'i kaybolmadıkça periodontal membran üzerinde hızlı basınç artışı olmamıştır<sup>17</sup>.

Alveol kemiği :

Biyolojik yapıların formları dış yüklerle yakından ilgilidir<sup>18</sup>. Kemiklerin dış formunun ve iç yapı düzeninin, kemiklerin yapım kurallarına uygun olarak, en az materyalle en çok verim sağlamak üzere şekillendiği belirtilmiştir<sup>19</sup>. Dış ve iç uyaranlara karşı çok duyarlı olan bu doku, devamlı olarak yeniden ya-

pının ve yıkımın süregeldiği bir denge durumundadır. Kemik, fizyolojik koşullarda trabeküler bir yapı ve yeterli kalınlıkta lamina dura ile kuvvetlere karşı koyar. Çiğneme kuvvetleri fizyolojik limitleri aşınca, kemikte osteolizis olayı başlar, trabeküller düzensizleşir, kalsifikasyon derecesi azalır, lamina dura incelir. Kemik fizyolojisinde en etkin faktör basınçtır. Kemikte ve periodontal membrandaki değişimler, yüklerin miktarından çok yönlerine bağlıdır<sup>3</sup>.

Glickman, makroskobik bir araştırmasında alveol kemiğini, destek dokuların en az stabili olarak tanımlamıştır<sup>1</sup>. Kemik, sıkışma, gerilme ve torsiyona (burulma) karşı direnebilir. Ancak kesme kuvvetleri kemik için en zararlı kuvvetlerdir. Kemik dayanabileceği kesme kuvvetlerinin 4, gerilme kuvvetlerinin ise 2 katı sıkışma kuvvetlerine dayanır<sup>1</sup>.

Protezlerin, doğal dişlerle uygun bir biçimde desteklenebilmesi, dişlerin sayı ve konumuna, periodontal membranın sağlıklı bir şekilde direnç görevini yapabilmesine ve protez desteğinde değişmez bir öge olan kemiğin düzeyine, niteliklerine ve mekanik basınçlara vereceği cevaba bağlıdır.

Dayanak diş seçimine etki eden faktörler :

Dişler dayanak olarak seçilirken şu kriterler göz önünde bulundurulur:

1- Uygun klinik kron-kök oranı :

İdeal kron-kök oranı 1/2 dir. 1/1.5 kabul edilebilir orandır. 1/1 ise minimal ve kuşku orandır. 1/1 oranına sahip bir diş ancak tüm diğer koşullar uygun ise, dayanak olarak

alınabilir<sup>17</sup>.

2- Yeterli alveol kemiği desteği :

Alveolar destek, kuvvetlere dayanmak için boyutsal ve niteliksel açıdan uygun olmadığında, dişde mobilite oluşur<sup>17,20</sup>.

3- Yeterli periodonsiyum alanı :

Dayanak dişlerin periodontal alanları toplamı, kaybedilen diş veya dişlerin periodontal alanları toplamına eşit veya ondan büyük olmalıdır (Ante kuralı). Periodontal alanın net olarak ölçülebilmesi için bir araç yoktur. Ancak, radyografik değerlendirme, klinik kron-kök oranı, klinik muayene ve mobilite ölçümünün yardımı ve tecrübe ile, okluzal yükü destekleyecek uygun periodontal alan hesaplanabilir.

Periodontal membran her yerde uygun kalınlıkta olmalıdır. Dayanak dişler üzerine uygulanacak yük, uygun periodontal membran alanının taşıyabileceği yükün iki katından fazla olmamalıdır<sup>21</sup>.

4- Dayanak olarak alınacak dişler :

- Uzun aksları ile uyumlu bir ilişki içinde olmalı,
- Karşıtları ile uygun okluzal ilişki içinde olmalı,
- Birbirleriyle paralele yakın eksen ilişkisi içinde olmalıdırlar<sup>4</sup>.

5- Çürüğü olmamalıdır.

6- Vital olmalı veya çok iyi bir endodontik tedavi görmüş olmalıdır. Apikal rezorbsiyonu olmamalıdır.

7- Dayanak olarak alınacak diş okluzyonda olmalıdır<sup>4</sup>.

8- Furkasyon bölgesinde sorunu olmamalıdır.

9- Meziale, distale, bukkale veya linguale aşırı eğimli olmamalıdır.

10- Bukko-lingual veya okluzo-servikal olarak yeterli boyuta sahip olmalıdır.

11- Boşluğun uzunluğu : Dayanak diş seçimini etkileyen faktörlerden biridir. Uygun kök yapısı ve desteği varsa, sabit bölümlü protezler yaklaşık 22 mm'ye kadarki dişsiz alanların restorasyonunda kullanılabilir<sup>14</sup>.

12- Kökleri uygun boyut ve biçimde olmalıdır. Kök konjenital olarak veya rezorbsiyon sonucu aşırı derecede kısa olursa, kron için yeterli desteği sağlayamayacak ve mandibulanın çeşitli hareketlerinde ortaya çıkan çiğneme kuvvetlerine direnç gösteremeyecektir. Dişler, aynı biçimde kronlara sahip olmadıkları için ve kuvvetleri aynı yönde, aynı büyüklükte almadıklarından, herbir diş kişisel gereksinimlerini karşılamak üzere gelişmiş periodontal membranı ile bir kök sistemine sahiptir<sup>6</sup>.

Bir üst santral diş üzerine gelen kuvvet, lingual ve distal yönde olduğu için, kökünün piramidal biçimde olduğu ve mezial, distal ve lingual yüzeylerde maksimum periodontal alana sahip olduğu görülmüştür. Alt kesicilere gelen ilk kuvvet lateral yönde olduğundan, mezial ve distal yüzeylerinin düz olduğu görülmüştür.

Hem alt, hem üst premolarlarda ise genellikle distal ve mezial yönde gelen kuvvetlere karşı direnildiğinden, buna bağlı olarak en büyük kök alanı, mezial ve distaldedir.

Sonuç olarak : Dişlerin periodontal alanları, gelen yüklerin yönüne göre şekillenmiştir<sup>6</sup>.

Dayanak dişlerin kökleri yuvarlak veya konik olduğunda, dişin stabilitesinin azalacağı belirtilmektedir. Bu özelliklere bir de kök boyunun kısalığı eklenirse, sabit protezlerin daha fazla sayıda dişle desteklenmesi gereği ortaya çıkmaktadır<sup>4,15</sup>.

Kökün apikal kısmı çiğneme kuvvetleri altında, periodontal membranı zedeleyecek bir alan oluşturacak şekilde eğik ise, gelecek yük ve kuvvetlerin yönü ve tipi değerlendirilmelidir. Tepkinin sağlıklı olması, dişin dayanak olarak kullanılabilirliğini kuvvetlendirir<sup>4</sup>.

Destek dişin uzun eksenle ilişkisinin paralele göre  $25^{\circ}$  -  $30^{\circ}$  den fazla olmaması gerektiği, çünkü periodontal membranın en çok uzun eksen doğrultusunda gelen yüklere, daha iyi karşı koyabileceği belirtilmiştir<sup>22</sup>.

Stres Analizleri :

Dişhekimliğinde kullanılan materyallerin ve destek dokuların, çiğneme kuvvetleri altında oluşan stresler nedeniyle kalıcı deformasyona ve kırılmaya uğramayacak nitelikte olmaları gerekmektedir. Bu nitelikleri belirlemek amacıyla stres analizlerinden yararlanır.

Canlılardaki stres çalışmaları bir biyomekanik konusudur ve analizler için mühendislikte kullanılan yöntemler uygu-



lanır. Bu tip çalışmalar ise, biyomühendislik denen bir bilim dalının ortaya çıkış nedenidir.

Dişhekimliğinde, dental materyaller, dişler ve çiğneme kuvvetlerinin fiziksel olarak etkilediği diğer destek dokularındaki streslerin analizinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Stres analizi, bir protez türü veya materyali için en uygun ve ağız içindeki dokularda en zararsız formun elde edilmesinde kullanılan yöntemlerden biridir. Stres analizlerini kapsamına alan biyomekanik, canlı varlıkların davranışlarının incelenmesinde mekaniğin kullanılmasıdır<sup>23</sup>.

Dişhekimliğinde modeller üzerinde uygulanıp, gerek biyolojik malzemede gerekse tedavi malzemelerinde, fonksiyonel streslerin analizini sağlayan başlıca yöntemler şunlardır:

1. Fotoelastik yöntem,
2. Gevrek vernikle kaplama yöntemi,
3. "Electronic strain gauge" ile yapılan ölçümler,
4. Bilgisayar analizleri.

Devamlı yük altında kalan yapılarda oluşan her türlü stresin incelenmesinde kullanılabilen fotoelastik analiz yöntemi, optik bir yöntem olup, ışığın ve stres altındaki yapıların niteliklerine bağlıdır<sup>2</sup>. Noonan<sup>24</sup> ile başlayan bu yöntem, El-Ebrashi, Craig, Peyton ve Hood<sup>25,26</sup> gibi araştırmacılar tarafından birçok araştırmada kullanılmıştır.

Gevrek vernikle kaplama yöntemi, özellikle yapının yüzeylerindeki gerilimlerin kontrolü ve ölçülmesinde ve aynı zamanda yön ve sıralarının gösterilmesinde yarar sağlamaktadır. Bu

yöntem kullanılarak çeşitli incelemeler yapılmıştır<sup>24</sup>.

Deformasyonun elektriksel olarak ölçüm ve kaydını sağlayan, rezistanslı gerilim ölçer (electronic strain gauge) yöntemi de dişhekimliğinde araştırmalarda uygulanmaktadır<sup>24</sup>.

Bilgisayarda gerçekleştirilen sonlu elemanlar (finite element) yöntemi dişhekimliği alanında giderek daha sıklıkla uygulanmaktadır. Karmaşık yapıların gerilim hesaplarının daha çabuk ve doğru yapılma zorunluluğu ve elektronik hesaplayıcıların çeşitli mühendislik dallarında geniş uygulama alanı bulması, oldukça yeni olan bu yöntemin hızla gelişmesine yol açmıştır.

Sonlu elemanlar yöntemi 1956-1960 yılları arasında, uçak yapılarının statik ve dinamik analizleri üzerinde çalışmalar yapan yapı mekanikçileri tarafından ortaya konmuştur<sup>23</sup>. Yöntem, başlangıçta bir yapı analizi yöntemi iken, zamanla çok çeşitli problemlerin çözümünde ve birçok mühendislik dalında kullanılmaya başlanmıştır. Yöntemin başlıca uygulama alanları; inşaat, uçak, otomobil, gemi endüstrileri, zemin, kaya ve akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektrik ve nükleer mühendislik dalları ile çalışmamızın da kapsamına girdiği biyomekanik bilimidir.

Sonlu elemanlar yöntemi bir yaklaşık sayısal, lineer, elastik analiz metodudur<sup>24</sup>.

Karmaşık yapıların matematiksel model haline getirilebilmesi sonucu, biyolojik yapıların analizlerinde geniş uygulama alanı bulan bu stres analizi, diğer yöntemlerden çok daha kesin ve duyarlı sonuçlar vermektedir. Literatürde dişhekimliğinde son-

lu elemanlar yöntemi ile stres analizi çalışmalarına 1970'lerden sonraki tarihlerde rastlanmaktadır. Birçok araştırmacı tarafından, canlı ve cansız malzemelerde ve yapılarda başarıyla uygulanmıştır<sup>3,11,12,18,27-39</sup>.

Araştırmamızda sabit bölümlü protez dayanağı olarak kullanılan bir molar dişin kök biçim ve boyutlarındaki değişikliklerin, yapıdaki statik etkileri incelenmiştir. Bu amaçla, sonlu elemanlar yöntemiyle bir stres analizi yapılmış, değişik kök biçim ve boyutlarıyla oluşan stres dağılımları ve deplasmanlar bulunmuştur. Bulguların karşılaştırılmasıyla, klinik uygulamaya katkıda bulunabilecek sonuçlar ve öneriler sağlanmasına çalışılmıştır.

## GEREÇ ve YÖNTEM

Dayanaklarından birinde farklı biçim ve boyutta kök yapısına sahip, üç üniteli bir köprü sisteminde, dikey yükleme altında, sistemde ve çevreleyen yapılarda oluşan streslerin sonlu elemanlar yöntemi ile analizini içeren bu çalışmada S.A.P. programının ODTÜ uyarlaması kullanılmıştır.

S.A.P. Genel Stres Analizi Programı :

S.A.P. Kaliforniya Üniversitesi inşaat mühendisliği bölümünde "CDC 6600" sistemi için, Wilson, Peterson ve Bæthe tarafından geliştirilmiş bir genel sonlu elemanlar stres analizi programıdır<sup>3</sup>. Araştırmamızda, Akay ve Gülkan tarafından ODTÜ de IBM 370/145'e uyarlanan bu programla, iki boyutlu koordinat sisteminde düzlem stres analizi yapılmıştır.

Bu yöntemde önce, analizi yapılacak yapısal sistemin, eleman deneni belirli sayıda küçük parçalardan oluşan bir matematiksel modeli hazırlanır. Üçgen ve dörtgen biçimindeki elemanlar birbirleriyle düğüm noktası (nodal point) denilen noktalarda bağlanmaktadır. Modelin gerçeğe yakın olması, eleman sayısının artmasına ve eleman davranışları hakkında bilgisayara verilen bilgilerin doğruluğuna bağlıdır. Eleman sayısı, dolayısıyla düğüm noktaları sayısı arttıkça, denklem sisteminin boyutları da artmakta, sonuçlar da gerçeğe daha yaklaşmaktadır.

Matematiksel modeller :

Modellerin hazırlanmasında Wheeler'in<sup>40</sup> diş anatomisi ve fizyolojisi kitabından yararlanılmıştır. Alt 1. molar dişin eksikliğine bağlı olarak, 2. premolar ve 2. molar dişlerin dayanak olarak alındığı bir hijyenik köprü sisteminin, orijinal boyutları 20 defa büyütülerek şematize edilen modeli milimetrik kağıda çizilmiştir.

Dayanaklardan biri olan 2. molar dişin kök boyut ve biçimlerinin değişken olarak kullanıldığı bu çalışmada, 2. molar dişin köklerine kadar olan kısımlar sabit bırakılarak değişkenler dışındaki tüm yapının standardizasyonu sağlanmıştır.

Sistemin antero-posterior yönde sagittal bir kesitinin şematize edildiği modellerin, olasılıklara göre, düğüm noktalarının ve elemanlarının sayıları Tablo : 1 de belirtilmiştir.

OLASILIKLAR	I.	II.	III.	IV.
Düğüm noktası sayısı	390	389	405	393
Eleman Sayısı	640	641	665	645

Tablo : 1

- I. Olasılık : Kökler normal kabul edilen biçim ve boyutta,
- II. Olasılık : Kökler normal boyutunun 1/4'ü oranında kısa,
- III. Olasılık : Normal boyuttaki kökler arası mesafe apekslerde iki katına çıkarılmış durumda,

IV. Olasılık : Normal boyuttaki kökler uzun eksene göre  $15^{\circ}$  mezialize konumda.

183 no.lu düğüm noktası, yük uygulama noktası olarak kabul edilmiştir.

Bilgisayara verilen bilgiler<sup>(\*)</sup>:

1- Araştırmanın, araştıracının adı ve araştırmanın yapıldığı tarih (Örnek 1-I)

2- İncelenecek olasılığa ait (örneğin I. olasılık) düğüm noktalarının toplam sayısı (390), eleman tipinin numarası (1), yük olgularının sayısı (1). (Örnek : 1-II)

3- Düğüm noktalarının; Sırayla numaraları, x,y,z eksenlerindeki hareketlilik sınır koşulu,  $Q_x$ ,  $Q_y$ ,  $Q_z$  eksenlerindeki rotasyonel sınır koşulu ve x,y,z eksenlerindeki koordinatları (Örnek 1-III).

Analiz iki boyutlu olup, düzlem stres tipindedir. Bu nedenle sadece y ve z eksenlerindeki değerler verilmiştir. Kemiğin dış sınırı sabit kabul edilmiştir. Her iki yandaki ve tabandaki bir dizi düğüm noktasının y ve z eksenlerindeki sınır koşulu 1 olarak gösterilmiştir. Hareketlilik sınır koşulu için 1 sabit, 0 hareketli anlamındadır.

---

(\*) Sap IV. A general stress analysis program. Department of Civil Engineering Middle East Technical University. Ankara, Turkey.

x Eksenindeki hareketlilik ve  $Q_x, Q_y, Q_z$  eksenlerindeki rotasyonel sınır koşullarının -ilk düğüm noktasının karşısında, kendilerine ait kolonlarda -1 ve son düğüm noktasının karşısındaki ilgili kolonlarda + 1'le gösterilerek- tüm düğüm noktaları için 0 olduğu kabul edilmiştir. Düğüm noktalarının y ve z eksenlerindeki ordinatları da ilgili kolonlara yazılmıştır (Örnek 1-III).

4- Elemanların toplam sayısı (640), kullanılan farklı materyallerin sayısı (4), herhangi bir materyal için temperatur kartlarının maximum sayısı (1), analizin tipi (2) (plain stres). (Örnek 2-I).

5- Herbir materyale ait materyal numarası (1,2,3,4 diye gösterildi), Young modülleri, Poisson oranları ve kayma modülleri. Bu materyallere ait yukarıda belirtilen özellikler Tablo :2'de ve bilgisayara verilecek bilgiler Örnek 2-II'de gösterilmiştir.

Materyal No., adı	Young modülü	Poisson oranı	Kayma modülü (nu)
1. Altın	0,914E6	0,33	0,343E6
2. Dentin	0,183E6	0,31	0,689E5
3. Periodonsiyum	0,148E2	0,49	0,496E4
4. Kemik	0,197E6	0,34	0,735E5

Tablo : 2

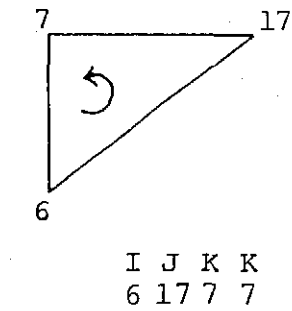
Young modülünün birimi  $\text{kg/cm}^2$  dir. Kayma modülü (nu) değeri ise aşağıdaki eşitlikten çıkarılmıştır.

$$\nu = \frac{E}{2(1+\mu)} \rightarrow \frac{\text{Elastisite (Young) modülü}}{2(1 + \text{Poisson oranı})}$$

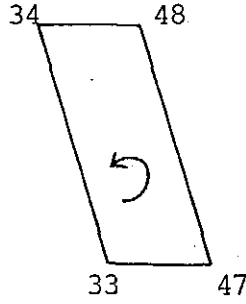
6- Eleman numaralarının karşılıklarına, elemanların IJKL formülüne göre saptanan düğüm noktalarının numaraları, elemanın temsil ettiği materyalin numarası, tüm elemanlar için aynı ve 1 mm olarak kabul edilen kalınlık değeri (Örnek 3-I).

Elemanların IJKL formülüne göre numaralandırılması aşağıda gösterilmiştir.

Örn: 12. ve 60 no.lu elemanlar



12.Eleman



60.Eleman

I	J	K	L
33	47	48	34

7- Yüklemenin yapıldığı düğüm noktasının numarası (185), yüklemenin yönü (-) ve yüklemenin miktarı (45 kg/cm<sup>2</sup>) (Örnek : 3-II).

Sistem uyarınca, veri kodlama kağıtlarında uygun kolonlara yazılan bu değerlerin herbir satırı için bir kart delinmiştir. Delinen kartlar yukarıda izlenen sıraya göre (1 → 7) dizilmişler ve programcının ilâve ettiği kartlarla birlikte bilgisayara verilmiştir.









Bilgisayardan çıkan bilgiler her bir olasılık için ayrı ayrı, sırasıyla şunlardır.

- 1- Yükleme sonrası, herbir düğüm noktasının y ve z ordinatlarındaki cm cinsinden yer değişikliği (deplasmanlar),
- 2- Her bir elemanda, yükleme sonucu oluşan  $\text{kg/cm}^2$  cinsinden iç gerilimlerin (streslerin) şiddet, tip ve açı değerleri,

1- Düğüm noktalarının konum değişiklikleri şematik olarak gösterildi. Düğüm noktalarının yeni konumları, bilgisayardan çıkan ve cm ile ifade edilen değerlerin 1000 defa büyütülmesi ile elde edilmiştir.

Bu noktaların y ve z ordinatlarındaki yer değişikliği değerlerinin bazıları (+), bazıları (-) işaretlidir. (+) işareti eksenle aynı yöndeki, (-) işareti eksenin tersi yönündeki yer değişikliğini belirler.

2- Yükleme sonucu ortaya çıkan stresler "S-Max", "S-Min" ve açı değerleri ile belirlenmiştir.

"S-Max" değeri elemanın y ordinatı,

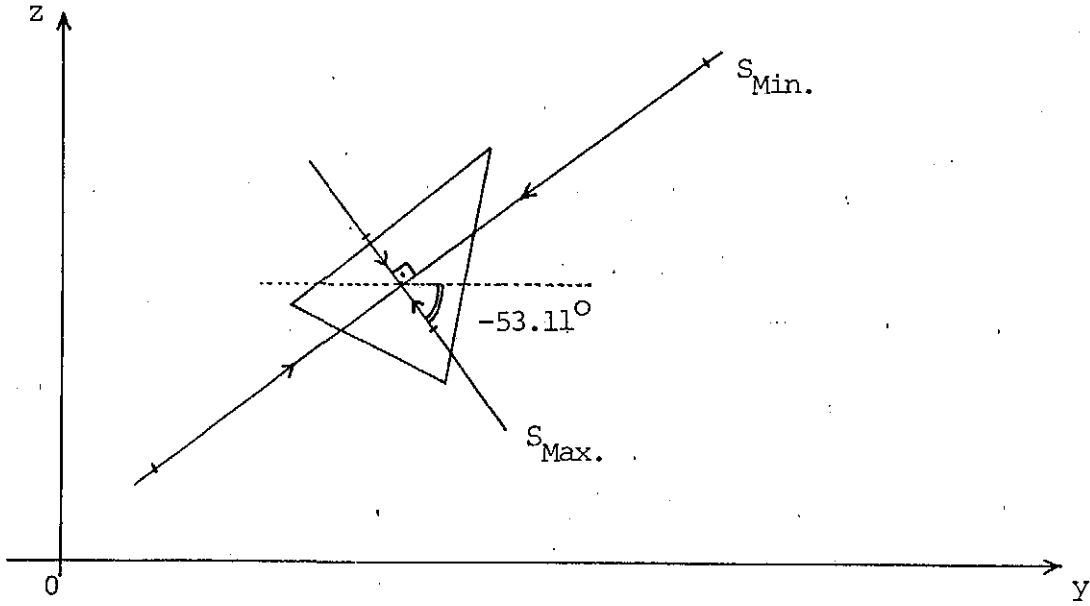
"S-Min" değeri ise elemanın z ordinatı merkezsel stres değerleridir ve  $\text{kg/cm}^2$  cinsinden elde edilmiştir. (+) işareti gerilme tipi (tension), (-) işareti ise sıkışma (compression) tipi stresleri belirtmektedir. Alınan açı değerleri ise "S-Max" değerinin y eksenine ile yaptığı açıyı belirtmektedir.

(+) işaretli açılar eksenin üstünde, (-) işaretli açılar ise eksenin altındadır. "S-Min" değeri, "S-Max" değerine diktir. Stres değerleri, orijinal boyutun 11 defa büyütülmüş model-

leri üzerinde 2 mm'lik uzunluk  $4 \text{ kg/cm}^2$  yi belirtmek üzere gösterilmiştir. Bu değer altındaki stresler pratik açıdan ihmal edilmişlerdir.

Elemanlardaki stres değerlerinin vektörlerle açısal olarak şematize edilmiş örneği Şekil: 2 de görülmektedir.

Örn; 290 no.lu elemandaki stres değerleri.



Şekil : 2. 290 no.lu elemandaki stres değerleri ve açılanmaları.

$$S\text{-Max} : -0.62780F + 02 \quad \text{kg/cm}^2$$

$$S\text{-Min} : -0.48380F + 03 \quad \text{kg/cm}^2$$

$$\text{Açı} : -53.11^\circ$$

Önce elemanın merkezi bulunur, bu noktadan geçen ve y eksenine paralel olan bir doğru çizilir, S-Max değerinin bu doğru ile yaptığı açı saptanır. Açıyı belirleyen ikinci doğru üzerinde S-Max değeri vektöryel olarak işaretlenir.  $4 \text{ kg/cm}^2$  2 mm ile ifade edildiğinden "S-Max" değerinin vektöryel olarak karşılığı 3,1 cm, "S-Min" değerinin vektöryel karşılığı ise 24,2 cm. dir.

"S-Max" doğrusuna dik olan "S-Min" doğrusu çizildi ve üzerinde "S-Min" değeri işaretlendi. Her iki stres değeri de (-) olup, sıkışma tipi stresdir. Stres tipleri aşağıda olduğu gibi, oklarla gösterildi.

(+)  $\longleftrightarrow$  : Gerilme tipi stresi, (Tension)

(-)  $\rightarrow\leftarrow$  : Sıkışma tipi stresi (compression) ifade etmektedir.

45 kg'lık yükleme altında sistemde, her bir olasılık için ayrı ayrı deplasmanlar ve stres değerleri elde edilmiş ve karşılaştırılarak klinik uygulamaya katkıda bulunacak yorumlar yapılmaya çalışılmıştır.

## B U L G U L A R

Çalışmamızda elde edilen bulgular iki grupta toplandı.

### I- Yer değişiklikleri (deplasmanlar):

Sistemin dış sınırlarını oluşturan tüm düğüm noktaları tek tek incelenerek yer değişiklikleri saptanmıştır, Tablo : 3 de dört olasılığa ait düğüm noktalarının y ve z ordinatlarındaki deplasman değerleri, Şekil: 3,4,5,6'da ise her bir yapının, yük uygulamasından önceki ve sonraki - deplase olmuş-durumu görülüyor.

### II- Stres değerleri :

Streslerin daha önceki bilgilere göre saptanan, biçim, yön ve değerleri, her bir eleman için ayrı ayrı belirlenmiş ve Şekil: 7,8,9,10'da stres yoğunluklarını gösteren şekiller elde edilmiştir. Tablo : 4,5,6,7,8'de ise daha sonra karşılaştırması yapılacak olan seçilmiş bölgelerdeki streslerin maksimum ve minimum değerleri görülmektedir.

TABLO 3

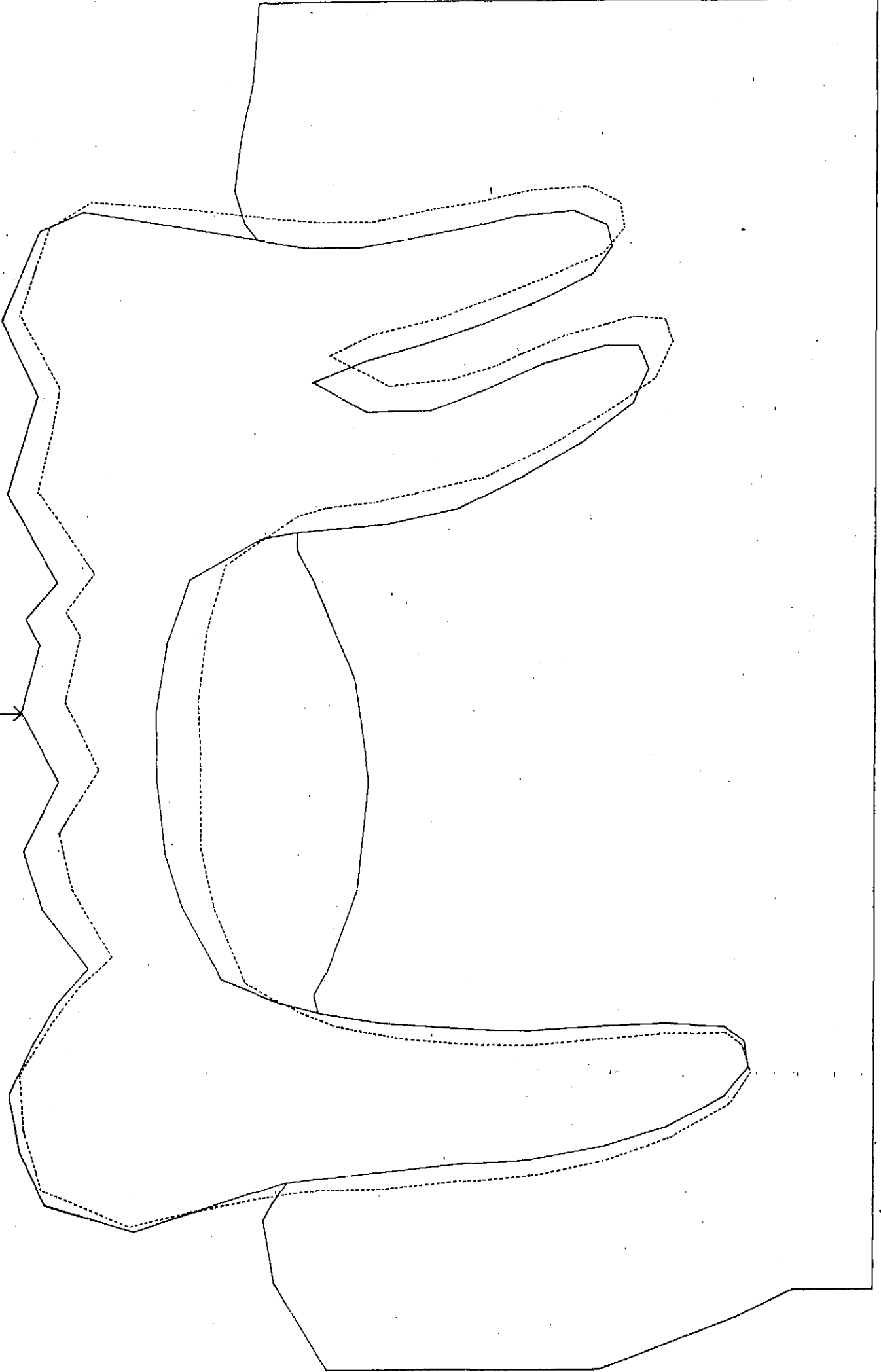
SİSTEMİN DIŞ SINIRLARINDAKİ DÜĞÜM NOKTALARININ DEPLASMANLARI  
(Deplasman x 1000)

I DEPLASMAN (mm)			II DEPLASMAN (mm)			III DEPLASMAN (mm)			IV DEPLASMAN (mm)		
D.N No.	y ord.	z ord.	D.N No.	y ord.	z ord.	D.N No.	y ord.	z ord.	D.N No.	y ord.	z ord.
183	2	-12	183	1	-12	183	0	-10	183	15	-21
170	3	-11	170	2	-11	170	1	-10	170	16	-19
158	5	-10	158	4	-10	158	2	-9	158	18	-16
145	4	-9	145	3	-8	145	2	-7	145	17	-13
132	3	-7	132	2	-6	132	1	-6	132	15	-10
119	4	-6	119	3	-5	119	2	-5	119	17	-9
104	5	-4	104	4	-4	104	3	-4	104	18	-6
89	6	-3	89	5	-3	89	3	-2	89	19	-3
74	5	-1	74	4	-1	74	3	-1	74	19	0
59	4	-1	59	3	-1	59	2	-1	59	18	2
43	2	1	43	1	1	43	0	1	43	13	4
42	0	1	42	-1	1	42	-2	-1	42	10	3
41	2	0	41	-3	0	41	-3	0	41	6	2
54	-3	0	54	-3	0	54	-4	0	54	5	1
53	-3	0	53	-4	0	53	-4	0	53	3	1
52	-4	-1	52	-5	-1	52	-5	-1	52	1	0
51	-5	-1	51	-5	-1	51	-5	-1	51	0	-1
50	-4	-1	50	-4	-1	50	-4	-1	50	-1	-1
49	-3	-1	49	-4	-1	49	-4	-1	49	-1	-1
48	-3	-1	48	-3	-1	48	-3	-1	48	-1	-1
47	-2	-1	47	-2	-1	47	-2	-1	47	-1	-1
63	-1	-1	63	-1	-1	63	-1	0	63	-1	-1
78	-1	0	78	-1	0	78	-1	0	78	-1	-1
93	-1	0	93	-1	0	93	-1	0	93	-1	-1
108	-2	0	108	-2	0	108	-2	0	108	-1	-1
109	-2	0	109	-3	0	109	-3	0	109	-1	-1
110	-3	0	110	-4	0	110	-4	0	110	-1	-2
111	-4	-1	111	-4	-1	111	-4	0	111	-1	-2
112	-4	-1	112	-5	-1	112	-5	-1	112	0	-3
113	-4	-3	113	-5	-2	113	-5	-2	113	1	-5
114	-3	-4	114	-4	-4	114	-4	-4	114	4	-7
129	-3	-5	129	-3	-5	129	-4	-4	129	5	-8
130	-1	-6	130	-2	-6	130	-2	-5	130	9	-10
142	-1	-9	142	0	-8	142	0	-7	142	11	-13
155	1	-10	155	0	-10	155	1	-9	155	12	-16
168	2	-12	168	1	-11	168	0	-10	168	13	-19
180	3	-12	180	2	-11	180	1	-10	180	14	-21
193	4	-11	193	3	-11	193	2	-9	193	15	-21
209	4	-10	216	3	-10	209	2	-8	216	16	-20
208	6	-9	215	5	-9	208	4	-7	215	17	-19
222	7	-9	230	6	-8	223	4	-6	230	18	-19
221	7	-7	229	6	-7	222	4	-6	229	19	-18
220	8	-7	228	6	-6	221	4	-5	228	19	-17
219	8	-6	227	5	-6	220	4	-4	227	19	-17
218	8	-6				219	5	-4	226	19	-16
235	8	-6	226	5	-6	218	5	-4	225	17	-17
									224	17	-17
234	7	-6	225	5	-6	217	5	-4	240	17	-17
250	7	-6	224	5	-6	216	5	-4	256	17	-18
251	7	-7	242	4	-6	233	5	-4	257	17	-18
252	7	-7	258	5	-6	248	5	-4	258	17	-18
253	8	-6	259	5	-6	249	5	-4	259	18	-17

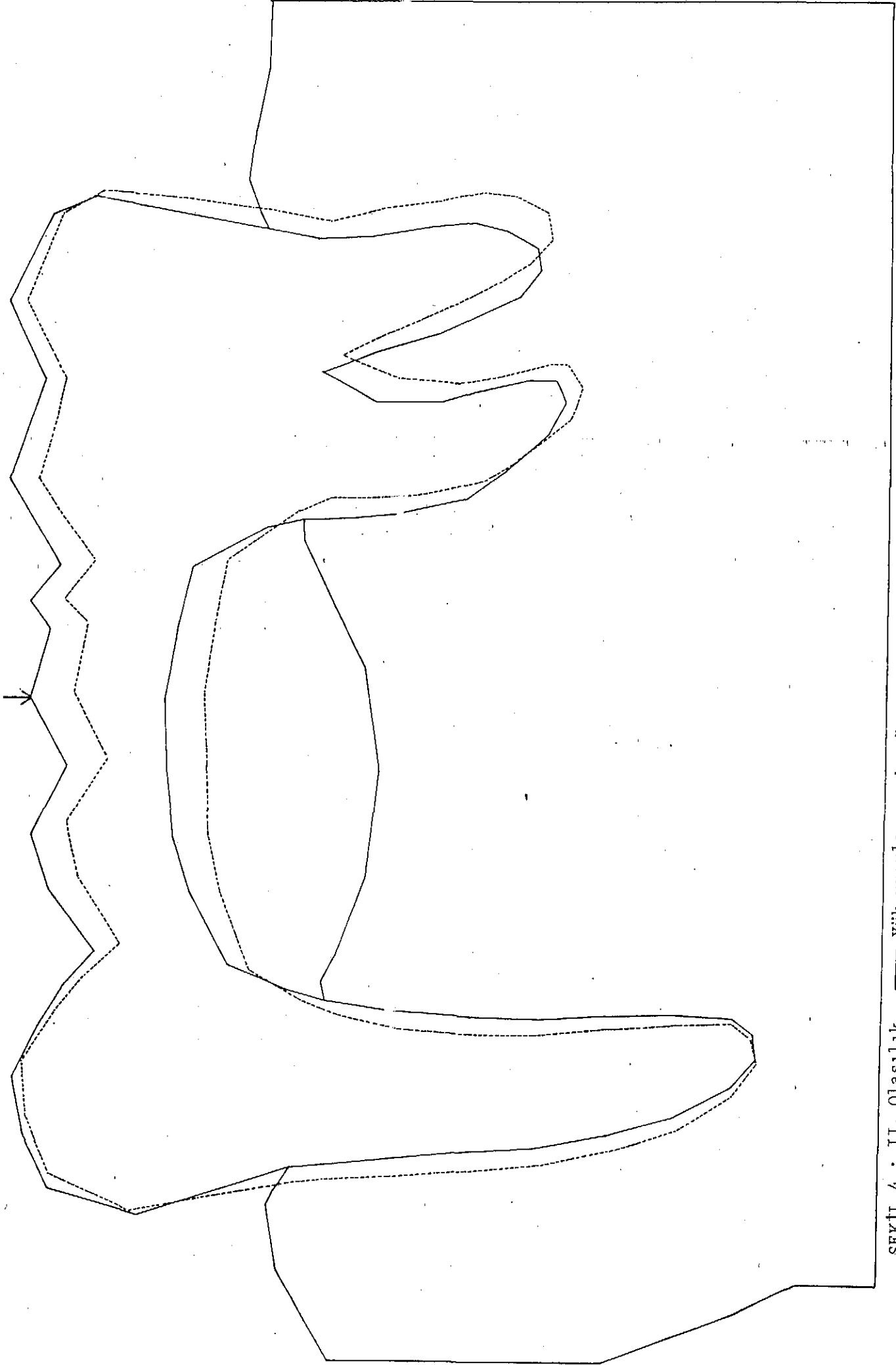


TABLO 3'ün devamı

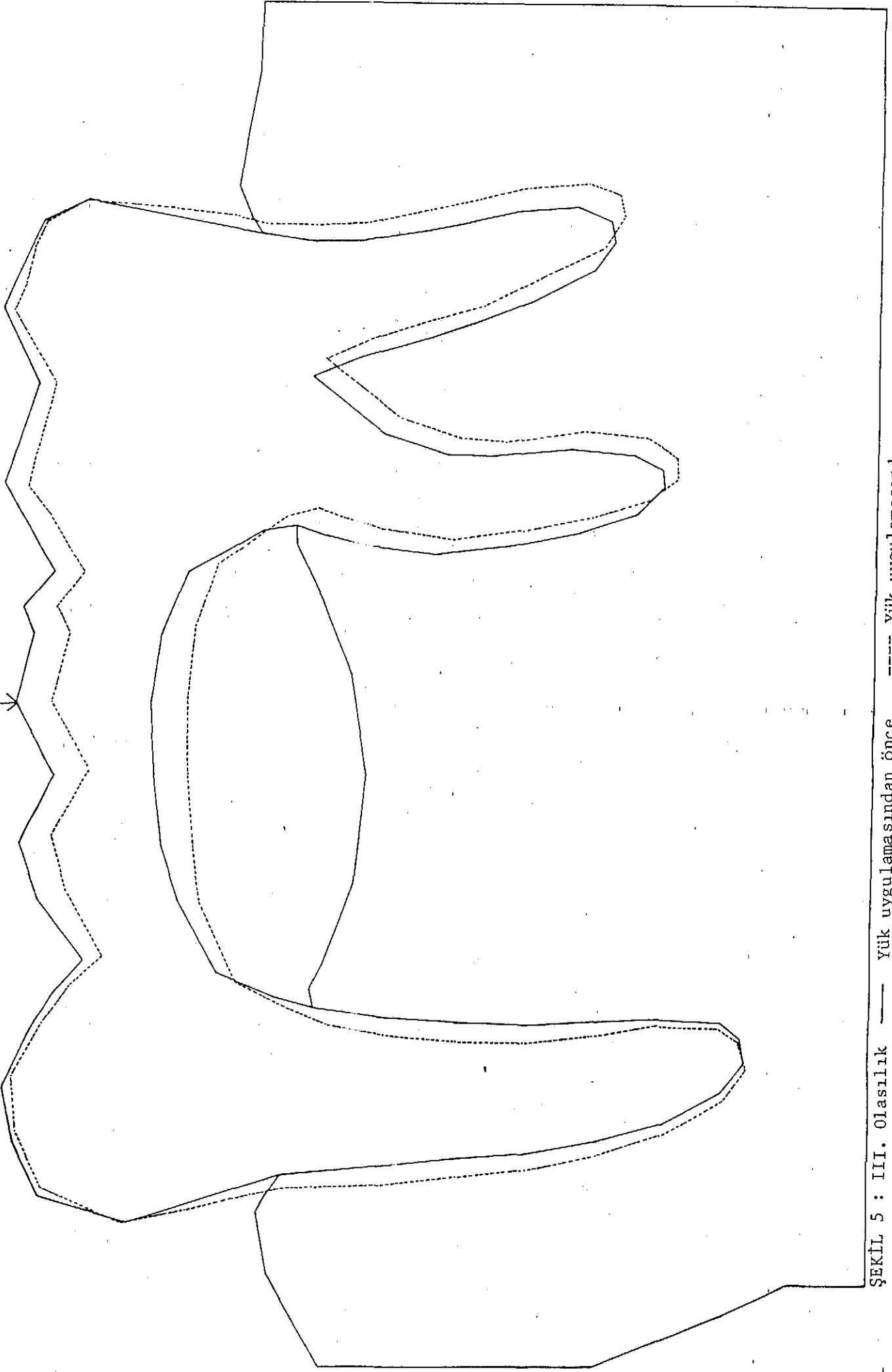
I			II			III			IV		
DEPLASMAN (mm)			DEPLASMAN (mm)			DEPLASMAN (mm)			DEPLASMAN (mm)		
D.N No.	y ord.	z ord.	D.N No.	y ord.	z ord.	D.N No.	y ord.	z ord.	D.N No.	y ord.	z ord.
254	8	-6				250	5	-4	260	19	-17
255	8	-6	260	6	-6	251	5	-4	261	19	-17
256	8	-6	261	6	-6	267	5	-5	278	19	-16
282	7	-5	286	6	-6	282	5	-4	295	18	-16
297	7	-4	301	7	-5	296	5	-3	311	19	-15
296	7	-4				310	6	-3	310	19	-14
295	7	-3	300	8	-5	309	6	-3	309	20	-14
294	7	-3	299	9	-4	308	7	-2	308	20	-13
293	5	-3	298	9	-4	307	7	-2	307	19	-13
308	5	-3	297	10	-3	322	7	-2	306	19	-13
323	5	-4	313	10	-3	337	7	-2	323	19	-13
324	6	-4	329	9	-2	338	7	-2	340	19	-13
325	7	-4	330	9	-2	339	7	-2	341	20	-13
326	7	-3				340	6	-2			
327	7	-3	331	8	-2	341	6	-2	342	19	-13
328	7	-3	332	7	-3	342	5	-2	343	19	-13
329	7	-3	333	6	-3	343	5	-2	344	18	-13
330	6	-2	334	5	-3	344	4	-1	345	17	-14
345	5	-2	348	4	-3	360	3	-1	362	17	-14
346	4	-2	349	3	-2	361	2	-1	363	16	-13
338	2	-2	337	1	-2	347	1	-1	364	14	-13
318	1	-2	322	1	-2	348	-0	-1	350	13	-14
						332	-0	-2			
						317	-1	-2	333	13	-14
303	1	-4	307	0	-4	302	-1	-3	317	13	-15
									300	13	-16
287	1	-6	291	0	-6	287	-0	-4	284	13	-17
						273	-0	-5			
262	1	-7	267	0	-7	258	-1	-6	268	13	-17
245	1	-8	251	0	-8	243	-1	-6	251	13	-19
228	1	-9	236	1	-9	228	-0	-7	235	14	-19
211	2	-10	218	1	-10	211	0	-8	218	14	-20
197	2	-11	197	1	-10	197	-0	-9	197	14	-21
196	2	-11	196	1	-11	196	0	-10	196	15	-21

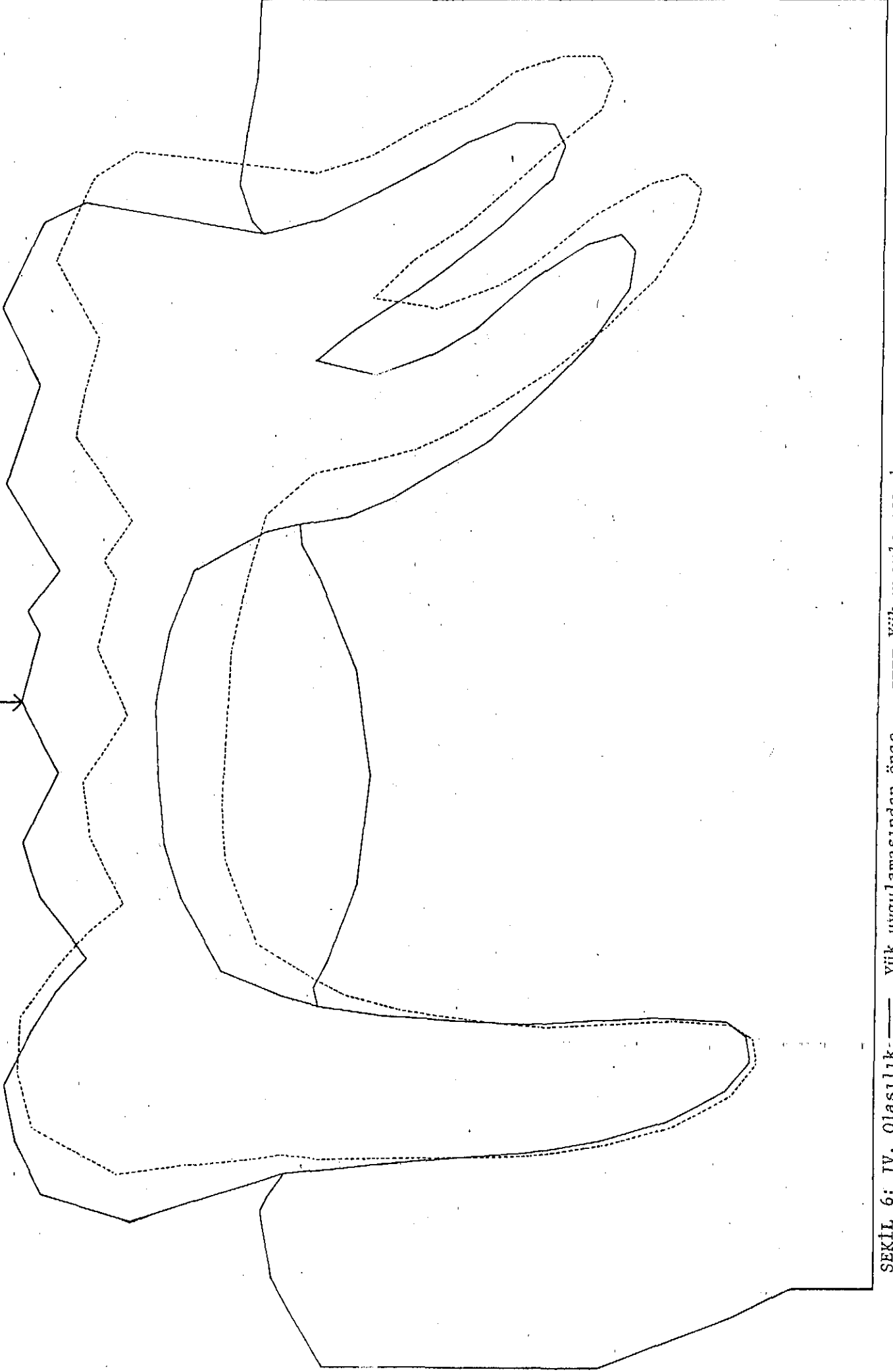


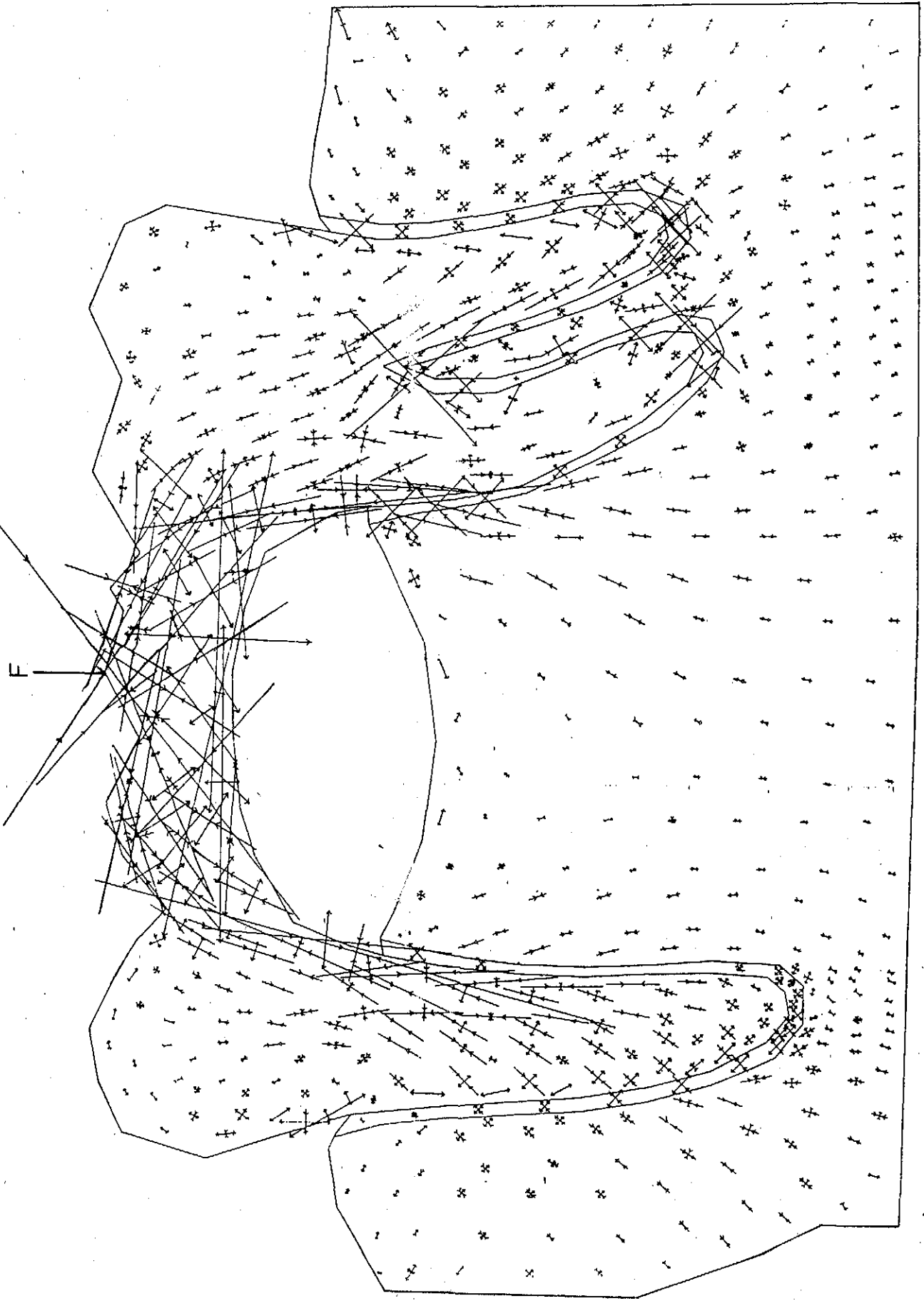
ŞEKİL 3: I. Olasılık — Yük uygulanmasından önce, ---- Yük uygulanmasından sonra



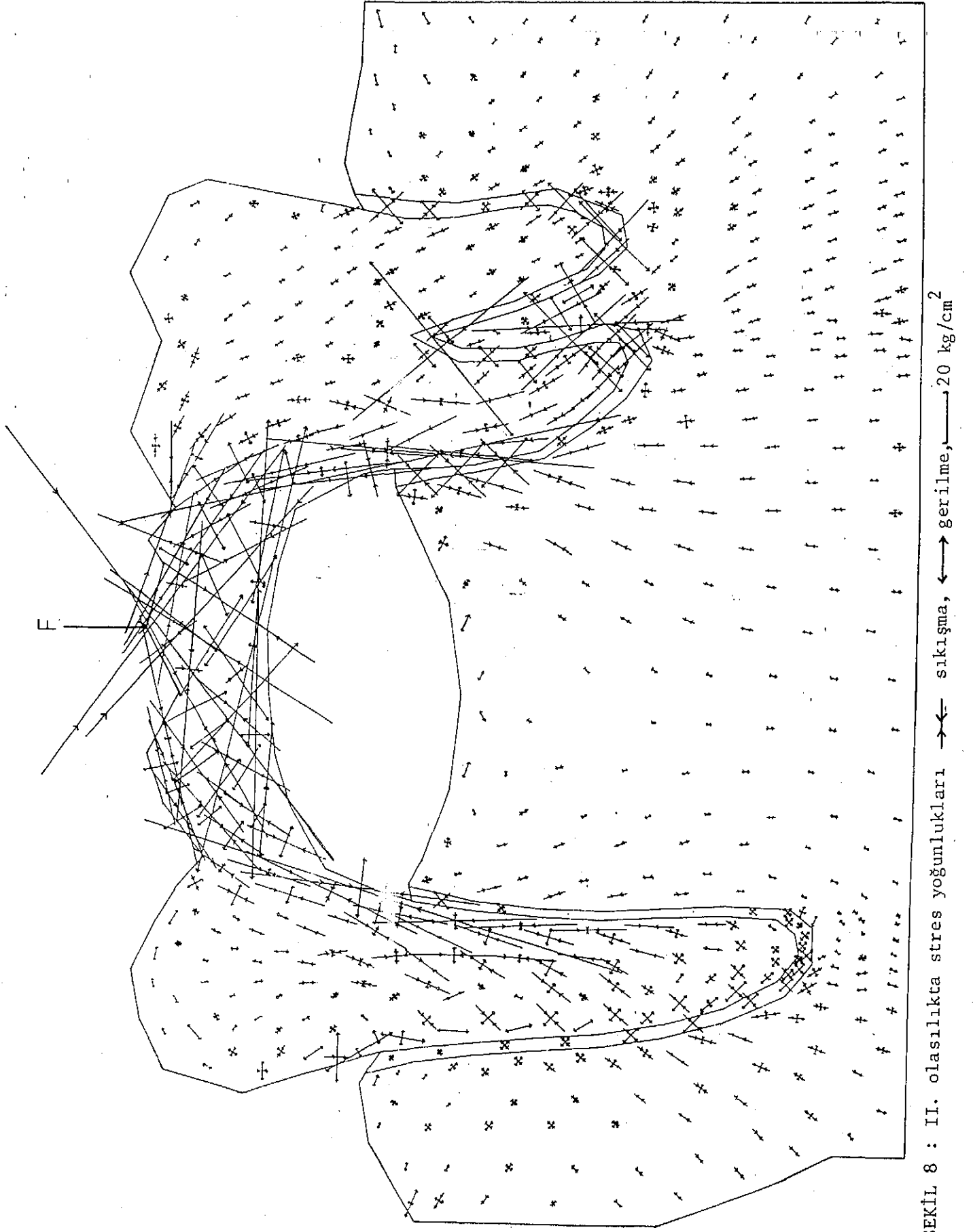
ŞEKİL 4 : II. Olasılık — Yük uygulamasından önce, ---- Yük uygulamasından sonra.



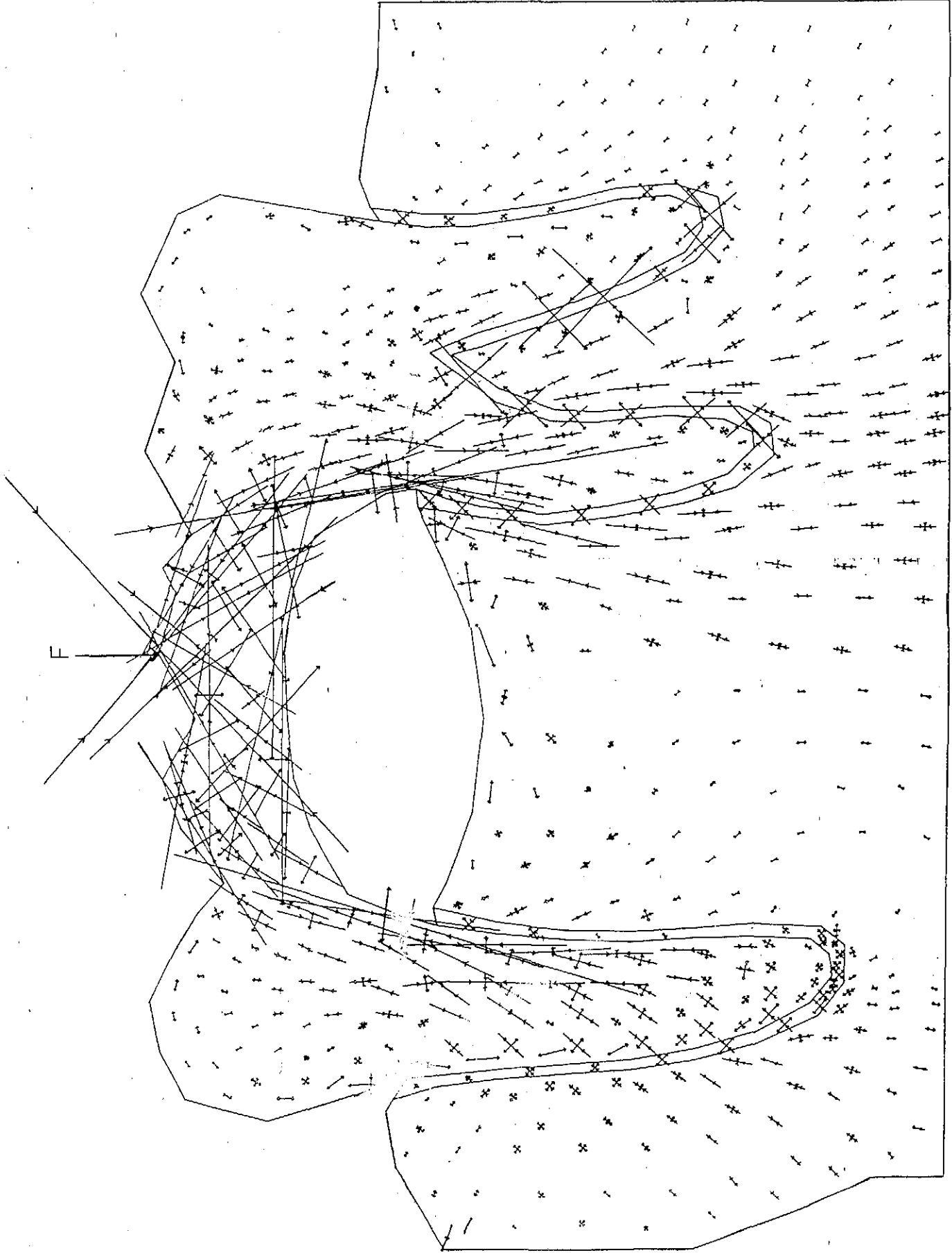




ŞEKİL 7 : I. olasılıkta stres yoğunlukları. →← sıkışma, ←→ gerilme, — 20 Kg/cm<sup>2</sup>.

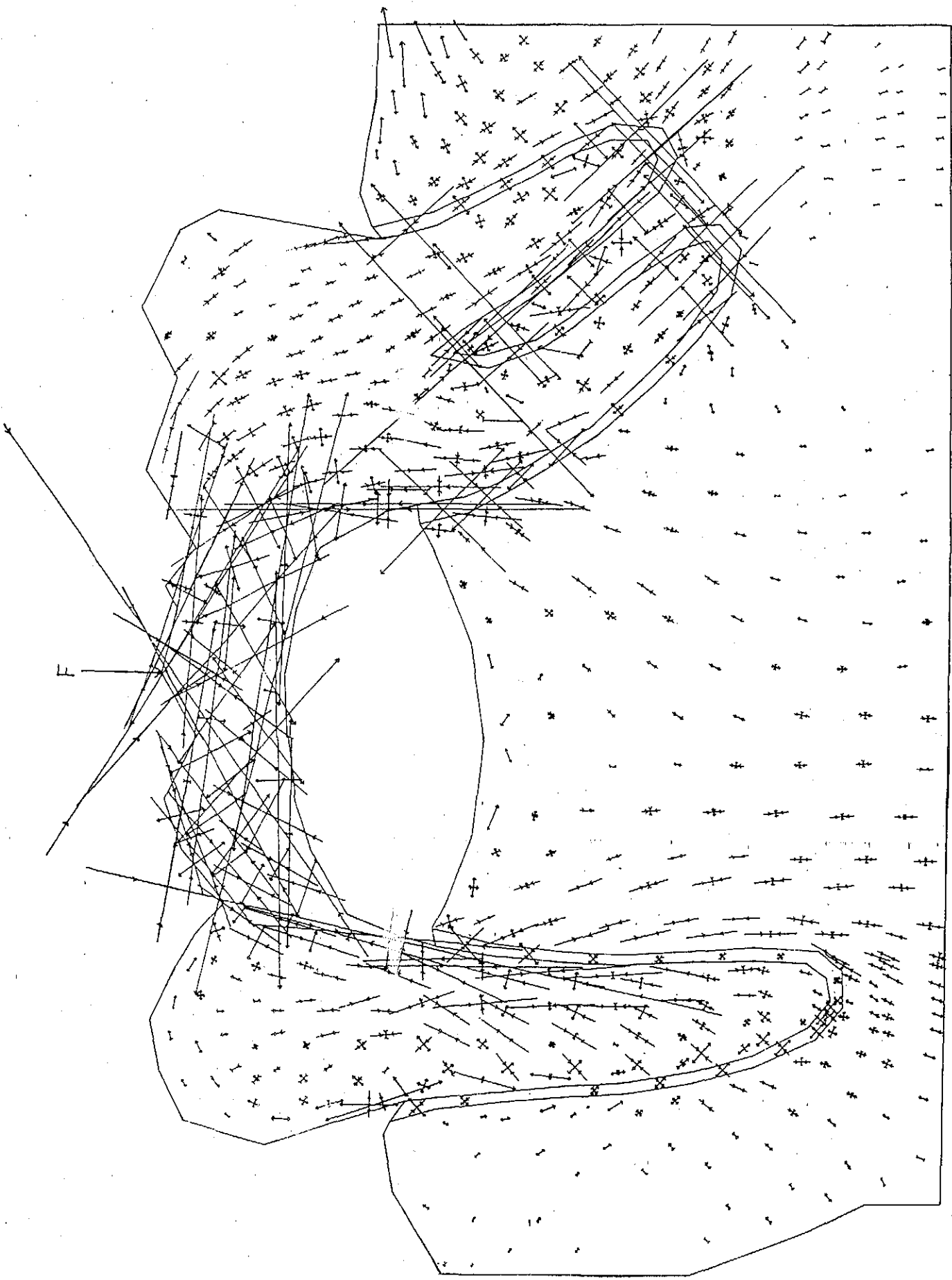


ŞEKİL 8 : II. olasılıkta stres yoğunlukları  $\rightarrow \leftarrow$  sıkışma,  $\leftarrow \rightarrow$  gerilme,  $\rightarrow$   $20 \text{ kg/cm}^2$



ŞEKİL 9: III. olasılıkta stres yoğunlukları → ← sıkışma, ↔ gerilme, --- 20 kg/cm<sup>2</sup>





ŞEKİL 10 : IV.olasılıkta stres yoğunlukları → sıkışma, ← gerilme, — 20 kg/cm<sup>2</sup>

TABLO : 4. GÖVDE-DAYANAK BİRLEŞİM ÖLGESİ

I	STRES DEĞERİ (mm)		II	STRES DEĞERİ (mm)		III	STRES DEĞERİ (mm)		IV	STRES DEĞERİ (mm)	
	Elm. No.	S <sub>max</sub>		S <sub>min</sub>	Elm. No.		S <sub>max</sub>	S <sub>min</sub>		Elm. No.	S <sub>max</sub>
★177	-12	-43	177	-12	-42	177	-11	-40	177	-16	-52
178	-5	-28	178	-5	-28	178	-5	-26	178	-6	-30
179	0	-15	179	0	-14	179	0	-14	179	0	-17
180	0	-14	180	0	-14	180	0	-13	180	0	-15
181	0	-8	181	0	-7	181	0	-7	181	4	-8
182	0	-8	182	0	-8	182	0	-8	182	0	-9
183	2	-5	183	0	-4	183	0	-4	183	4	-5
184	0	-5	184	0	-5	184	0	-5	184	0	-6
185	3	-23	185	2	-2	185	0	-2	185	4	-3
198	-24	-227	198	-25	-225	198	-22	-210	198	-28	-280
199	-26	-105	199	26	-106	199	24	-100	199	28	-117
200	-9	-82	200	-10	-82	200	-9	-76	200	-2	-95
201	8	-33	201	8	-32	201	7	-30	201	8	-42
202	4	-37	202	3	-37	202	35	-35	202	6	-42
203	10	-19	203	10	-18	203	10	-17	203	16	-26
204	6	-32	204	5	-31	204	5	-32	204	9	-45
205	6	-8	205	7	-7	205	6	-7	205	7	-10
222	16	-36	222	14	-38	222	14	-35	222	27	-35
223	13	-35	223	13	-35	223	12	-33	223	17	-38
224	15	-33	224	15	-32	224	14	-30	224	20	-37
225	15	-66	225	15	-63	225	14	-61	225	19	-83
226	19	-59	226	19	-55	226	18	-54	226	25	-75
★330	75	-12	330	70	-17	330	60	-24	330	122	3
331	33	-60	331	32	-60	331	30	-62	331	45	-63
332	22	-37	332	23	-38	332	22	-40	332	20	-34
333	3	-115	333	4	-111	333	8	-110	333	-8	-143
334	17	-95	334	16	-90	334	16	-80	334	17	-130
335	-50	-95	335	-60	-90	335	-10	-80	335	-14	-133
365	-26	-173	353	-27	-223	349	-29	-236	363	-22	-140
362	12	-57	354	17	-75	350	18	-90	364	14	-180
363	3	-63	355	4	-76	351	2	-80	365	26	-43
364	19	-54	356	17	-58	352	12	-57	366	41	-55
365	16	-45	357	14	-46	353	11	-46	367	29	-45
366	20	-39	358	19	-39	354	16	-38	368	40	-40
367	27	-51	359	22	-50	355	22	-41	369	42	-60
368	11	-46	360	6	-45	356	0	-40	370	-10	-88
369	0	-47	361	0	-44	376	-12	-42	390	-8	-51
390	-13	-33	381	-14	-40	377	0	-30	391	0	-18
391	0	-19	382	0	-22	378	0	-20	392	0	-27
392	-3	-16	383	0	-17	379	0	-20	393	8	-11
393	0	-16	384	0	-16	380	2	-13	394	11	-13
394	2	-14	385	3	-13	381	0	-13	395	10	-14
395	3	-14	386	3	-12	382	5	-8	396	10	-12
396	7	-11	387	6	-10	383	0	-10	397	6	-19
397	2	-12	388	0	-10				398	3	-12
398	29	-20	389	3	-16						

★ Premolar

★★ Molar

TABLO 5: PERİODONSİYUM

I	STRES DEĞERİ (mm)		II	STRES DEĞERİ (mm)		III	STRES DEĞERİ (mm)		IV	STRES DEĞERİ (mm)	
	S <sub>max</sub>	S <sub>min</sub>		Elm. No.	S <sub>max</sub>		S <sub>min</sub>	Elm. No.		S <sub>max</sub>	S <sub>min</sub>
★66	0	0	66	2	-2	66	2	-2	66	11	-11
65	2	-2	65	2	-3	65	2	-2	65	5	-5
64	5	-6	64	6	-6	64	5	-5	64	0	0
63	6	-6	63	6	-6	63	5	-5	63	4	-4
62	9	-9	62	9	-9	62	8	-8	62	6	-6
61	11	-11	61	11	-11	61	10	-10	61	9	-9
60	10	-10	60	10	-10	60	9	-9	60	9	-9
59	9	-9	59	9	-9	59	8	-8	59	8	-8
79	7	-7	79	7	-7	79	6	-6	79	7	-7
78	7	-7	78	7	-7	78	5	-5	78	7	-7
108	6	-6	108	6	-6	108	5	-5	108	7	-7
107	8	-8	107	8	-8	107	7	-7	107	5	-5
136	5	-5	136	5	-5	136	5	-5	136	0	0
135	5	-5	135	6	-6	135	5	-5	135	4	-4
163	3	-3	163	3	-3	163	4	-4	163	0	0
164	4	-4	164	4	-4	164	5	-5	164	0	0
191	5	-5	191	5	-5	191	5	-5	191	0	0
192	3	-3	192	3	-3	192	3	-3	192	3	-3
193	0	0	193	0	0	193	0	0	193	3	-3
194	0	0	194	0	0	194	0	0	194	3	-3
195	2	-2	195	0	0	195	2	0	195	6	-5
196	6	-6	196	6	-5	196	6	-6	196	12	-12
197	10	-10	197	10	-10	197	8	-8	197	22	-22
360	30	-30	352	27	-26	348	12	-12	362	76	-76
359	36	-36	351	35	-34	347	14	-14	361	44	-43
358	25	-25	350	30	-30	346	16	-16	360	16	-16
357	9	-9	349	6	-6	345	12	-12	359	22	-22
356	7	-7	347	0	0	344	12	-12	358	7	-7
355	0	0				343	8	-8	357	6	-6
378	20	-20	371	0	0	342	3	-3	378	-34	-34
406	40	-40	400	20	-20	363	21	-21	407	54	-55
									437	95	-96
435	36	-36	429	23	-23	392	23	-23	438	70	-70
436	20	-20	430	27	-27	420	20	-20	439	26	-26
437	6	-6	431	61	-61	421	14	-14	440	5	-5
438	0	0	432	7	-7	422	15	-15	441	5	-5
439	18	-18	433	13	-14	423	26	-27	442	41	-41
440	76	-76	434	100	-100	451	44	-44	473	162	-165
482	11	-11	474	17	-17	477	4	-4	498	30	-29
481	7	-7	473	0	0	499	0	0	497	80	-80
480	4	-4	472	5	-5	498	40	-40	496	12	-12
479	4	-4	471	0	0	497	60	-60	495	16	-16
478	2	-2				496	9	-9	494	27	-27
477	14	-14									
502	12	-12				519	22	-22	493	60	-60
600	0	-7	495	29	-29						
501	22	-22	522	44	-44	546	30	-30	518	102	-103
530	19	-19									
531	25	-25	550	30	-30	575	20	-20	549	86	-87
560	18	-18				576	10	-10			
561	7	-7	551	21	-21	577	0	0	581	21	-21
562	5	-5	552	6	-6	578	2	-3	582	8	-8
563	5	-5	553	4	-4	579	2	-3	583	7	-7
564	8	-8	554	12	-12	580	6	-6	584	10	-10
565	20	-20	555	20	-20	581	11	-11	585	50	-50

Premolar

★★ Molar

TABLO :6. MEZİAL VE DİSTAL SERVİKAL KEMİK BÖLGESİ

I	STRES DEĞERİ (mm)		II	STRES DEĞERİ (mm)		III	STRES DEĞERİ (mm)		IV	STRES DEĞERİ (mm)	
	Elm. No.	S <sub>max</sub>		S <sub>min</sub>	Elm. No.		S <sub>max</sub>	S <sub>min</sub>		Elm. No.	S <sub>max</sub>
★ 49	6	-4	49	6	-5	49	5	-5	49	7	0
50	4	-4	50	4	-5	50	4	-4	50	4	0
51	5	-2	51	5	-2	51	5	-2	51	3	0
52	3	0	52	3	0	52	2	0	52	2	0
53	0	0	53	0	0	53	0	0	53	0	0
54	0	0	54	0	0	54	0	0	54	0	0
★★325	-2	-15	325	-3	-10	325	4	-13	325	-3	-21
326	0	-40	326	0	-31	326	5	-36	326	-3	-13
327	0	-37	327	3	-20	327	3	-5	327	-8	-29
328	6	-8	328	2	-3	328	12	-21	328	0	-7
329	9	-8	329	7	-12	329	17	-8	329	6	-13
★★★218	0	-6	218	0	-5	218	0	-5	218	3	-13
219	0	-12	219	0	-11	219	2	-10	219	3	-25
220	0	-5	220	0	-4	220	0	-4	220	0	-10
221	3	-6	221	3	-5	221	3	-5	221	7	-13
★★★★584	4	-7				600	0	-4			
585	5	-7				601	0	-3			
586	4	-4	584	3	-3	602	0	-2	609	6	-10
587	4	-4	585	3	-3	603	0	-2	610	5	-7
588	5	0	586	3	0	604	0	0	611	5	-3
589	2	0	587	0	0	605	0	0	612	4	-3

★ Premolar : mezio-servikal kemik bölgesi

★★ Molar : mezio-servikal kemik bölgesi

★★★ Premolar : disto-servikal kemik bölgesi

★★★★ Molar : disto-servikal kemik bölgesi.

TABLO : 7. MEZIAL VE DİSTAL SERVİKAL DIŞ BÖLGESİ

I	STRES DEĞERİ (mm)		II	STRES DEĞERİ (mm)		III	STRES DEĞERİ (mm)		IV	STRES DEĞERİ (mm)	
	S <sub>max</sub>	S <sub>min</sub>		Elm. No.	S <sub>max</sub>		S <sub>min</sub>	Elm. No.		S <sub>max</sub>	S <sub>min</sub>
*173	-4	-51	173	-4	-50	173	-4	-50	173	-4	-65
174	8	-33	174	8	-33	174	8	-31	174	9	-38
175	-9	-73	175	-8	-72	175	-8	-68	175	-12	-93
176	0	-44	176	0	-44	176	0	-42	176	0	-52
177	-12	-43	177	-12	-42	177	-11	-40	177	-16	-52
178	-5	-28	178	-5	-28	178	-5	-26	178	-6	-30
198	-24	-227	198	-25	-225	198	-22	-210	198	-28	-280
199	-26	-105	199	-26	-106	199	24	-100	199	28	-117
*538	11	2				554	7	0			
539	5	-14				555	3	-5			
540	10	3	530	0	-10	556	6	0	556	6	-3
541	2	-12	531	0	-5	557	0	-3	557	4	-9
542	8	0	532	0	-8	558	4	0	558	3	-9
543	0	-4	533	0	-5	559	0	0	559	0	-9
544	2	0	534	0	-2	560	0	0	560	0	-6
545	0	-3	535	0	-3	561	0	0	561	0	-6
546	0	-2	536	0	0	562	0	0	562	0	-2
568	6	0	558	-5	-9	584	5	0	588	0	-15
567	12	-16	557	-2	-5	583	7	-4	587	0	-10
566	23	-2	556	-2	-5	582	11	2	586	0	-33
88	12	0	88	12	0	88	12	0	88	18	2
89	7	-17	89	8	-17	89	7	-16	89	7	-16
90	16	2	90	16	2	90	15	0	90	30	2
91	5	-11	91	5	-12	91	5	-11	91	6	-9
92	21	4	92	21	3	92	19	3	92	6	6
93	6	0	93	6	2	93	6	0	93	10	0
67	35	5	67	35	4	67	32	4	67	52	-8
390	-13	-33	381	-14	-40	376	-12	-42	392	0	-27
389	-4	-21	380	0	-35	375	-3	-54	391	0	-18
388	-3	-63	379	0	-73	374	6	-80	390	-8	-51
387	0	-48	378	-4	-65	373	0	-63	389	-6	-20
386	5	-12				372	10	-25	388	-6	-35
385	0	-18				371	2	-21	387	-4	-16
									386	-4	-27

\* Premolar : disto-servikal diş bölgesi

\*\* Molar : disto-servikal diş bölgesi

\*\*\* Premolar : mezio-servikal kök bölgesi

\*\*\*\* Molar : mezio-servikal kök bölgesi

TABLO : 8. APEKSLER ÇEVRESİ KEMİK BÖLGESİ

I	STRES DEĞERİ (mm)		II	STRES DEĞERİ (mm)		III	STRES DEĞERİ (mm)		IV	STRES DEĞERİ (mm)	
	S <sub>max</sub>	S <sub>min</sub>		S <sub>max</sub>	S <sub>min</sub>		S <sub>max</sub>	S <sub>min</sub>		S <sub>max</sub>	S <sub>min</sub>
Elm. No.			Elm. No.			Elm. No.			Elm. No.		
*44	0	-12	44	0	-12	44	0	-11	44	0	-8
43	-2	-13	43	-5	-13	43	-2	-13	43	0	-8
42	0	-11	42	0	-12	42	0	-10	42	0	-8
41	-4	-13	41	-5	-14	41	-4	-12	41	-3	-8
40	-3	-8	40	-3	-8	40	-3	-7	40	-2	-5
39	-2	-7	39	-2	-7	39	-2	-6	39	-2	-5
58	-7	-9	58	-7	-10	58	-5	-8	58	-5	-6
57	0	-5	57	0	-5	57	0	-5	57	-2	-5
77	-5	-8	77	-5	-8	77	0	-3	77	-3	-5
76	0	-4	76	0	-4	76	0	-4	76	0	-5
106	0	-4	106	0	-4	106	0	-4	106	0	-4
105	0	-2	105	0	0	105	0	0	105	0	-5
134	3	0	134	3	0	134	5	-2	134	3	-9
133	0	-3	133	0	-3	133	-3	0	133	0	-5
162	5	-2	162	5	0	162	7	3	162	3	-17
161	0	-3	161	0	-3	161	0	0	161	0	-8
189	0	-3	189	0	-3	189	0	0	189	0	-12
190	5	-4	190	5	-2	190	6	3	190	0	-19
209	0	-4	209	0	-3	209	4	0	209	-3	-15
210	0	-5	210	0	-4	210	0	0	210	-3	-15
211	0	-6	211	0	-5	211	0	-3	211	-2	-23
212	0	-6	212	0	-5	212	0	-3	212	0	-15
213	0	-8	213	0	-7	213	0	-3	213	0	-22
343	0	-6	346	3	-8	320	-4	-23	356	5	0
353	2	-5	345	3	-7	319	-3	-13	355	7	2
354	6	-3	370	6	-4	318	-2	-12	377	8	2
352	7	-3	369	0	-7	341	0	-15	376	5	2
375	0	-3	368	0	-5	340	0	-7	405	0	0
376	6	0	398	0	-5	362	-5	-9	406	3	0
377	6	0	399	3	-10	361	-2	-10	435	0	-2
404	0	-3	426	0	-9	390	0	-10	436	0	-3
405	2	-3	427	-6	-17	391	-3	-18	461	0	-6
432	0	-5	428	-6	-14	417	0	-14	460	0	-3
433	4	-4	452	0	-12	418	-2	-18	490	-3	-5
434	-2	-18	453	0	-20	419	-2	-25	462	-3	-15
459	8	-10	454	8	-95	443	-5	-20	463	10	-8
460	3	-17	455	17	-40	469	4	0	464	3	-16
461	7	-8	470	16	-30	495	0	-3	465	9	-13
476	10	-3	469	2	-9	494	0	-5	492	4	-3
458	9	2	494	6	-2	493	0	-4	491	0	-5
474	0	-3	493	0	-7	518	0	-2	517	-5	-17
475	5	0	492	0	-5	517	0	-3	516	-7	-8
473	-4	-5	520	0	-4	544	0	-3	546	-5	-10
498	0	-5	521	-5	-6	545	0	-2	547	-5	-12
499	0	-7	547	-2	-5	572	0	-3	576	-3	-9
528	0	-5	548	-4	-5	573	0	-2	548	-7	-9
529	-8	-14	549	-5	-10	574	-2	-2	577	0	-10
555	0	-7	566	-2	-5	590	0	-3	578	-7	-9
556	-5	-9	567	-2	-6	591	0	-2	579	0	-7
557	-9	-16	568	-5	-9	592	-2	-2	580	0	-14
558	0	-7	569	-5	-8	593	0	0	601	-5	-10
559	-2	-12	578	-4	-7	594	0	-2	602	2	-8
579	2	-11	579	0	-5	595	0	-2	603	0	-12

\* Premolar

\* Molar

## T A R T I Ő M A

Sabit bölümlü protezler, yükleri iletim biçimleri nedeniyle her ne kadar doğal yapıya en yakın protez tipleri iseler de, bunların yerleştirildikleri dişler ve destek dokularda yol açabilecekleri sorunların araştırılması da o denli gereksinim duyulan bir konudur.

Araştırmamızın konusu, köprü dayanağı olarak kullanılan bir molar dişin köklerindeki biçim ve boyut farklılıklarının, köprü statüğünü nasıl etkileyeceğini incelemektir. Bu amaçla bir stres analizi yapılmış ve daha önce verilen bulgular elde edilmiştir. Yer değiştirme ve stres değerleri farklılıkları bu tablo ve şekiller üzerinde karşılaştırılabilir. Ancak tüm nokta ve elemanların dört olasılıkta da karşılaştırmasını yazmak pratik olmayacağından, biz yalnızca önemli olduklarını düşündüğümüz bazı değerlendirmeler yapmayı uygun bulduk.

Şekil: 11,12 ve 13'de normal köklü olasılıkta oluşan yeni konum, kısa, açık, eğik köklü olasılıkların yeni konumları ile karşılaştırılmıştır.

Karşılaştırmak üzere seçtiğimiz düğüm noktalarının y ve z ordinatlarına göre deplasmanların miktarları, yönleri Tablo 9'da görülmektedir. Her bir olasılık için seçtiğimiz düğüm noktaları ve eleman bölgeleri Şekil : 14,15,16 ve 17'de gösterilmiştir.

Deplasman ve stres değerlerinin karşılaştırıldığı seçilmiş düğüm noktaları ve eleman bölgeleri aşağıdaki gibi belirlenmiştir.

A- Deplasmanlar (Yer değişikliği)

I- "Cusp" uçları

1. Premolar "cusp" ucu
2. 1. Moların mezio-bukkal "cusp" ucu
3. 1. Moların disto-bukkal "cusp" ucu
4. 1. Moların distal "cusp" ucu
5. 2. Moların mezial "cusp" ucu
6. 2. Moların distal "cusp" ucu

II- Kök uçları

1. Premoların kök ucu
2. Moların mezial kök ucu
3. Moların distal kök ucu

III. Gövdenin diş etine bakan kenarı

1. Premolara yakın bir nokta
2. Gövdenin ortasında bir nokta
3. Molara yakın bir nokta

IV. Molar dişin bifurkasyon bölgesinde bir nokta.

B- Stres değerleri

I- Gövde-tutucu (retiner) birleşim bölgesinde

1. Gövde-premolar birleşim yeri
2. Gövde-molar birleşim yeri

II- Periodonsiyumlarda

1. Premolar periodonsiyumunda
2. Molar periodonsiyumunda



### III- Servikaldeki kemik bölgelerinde

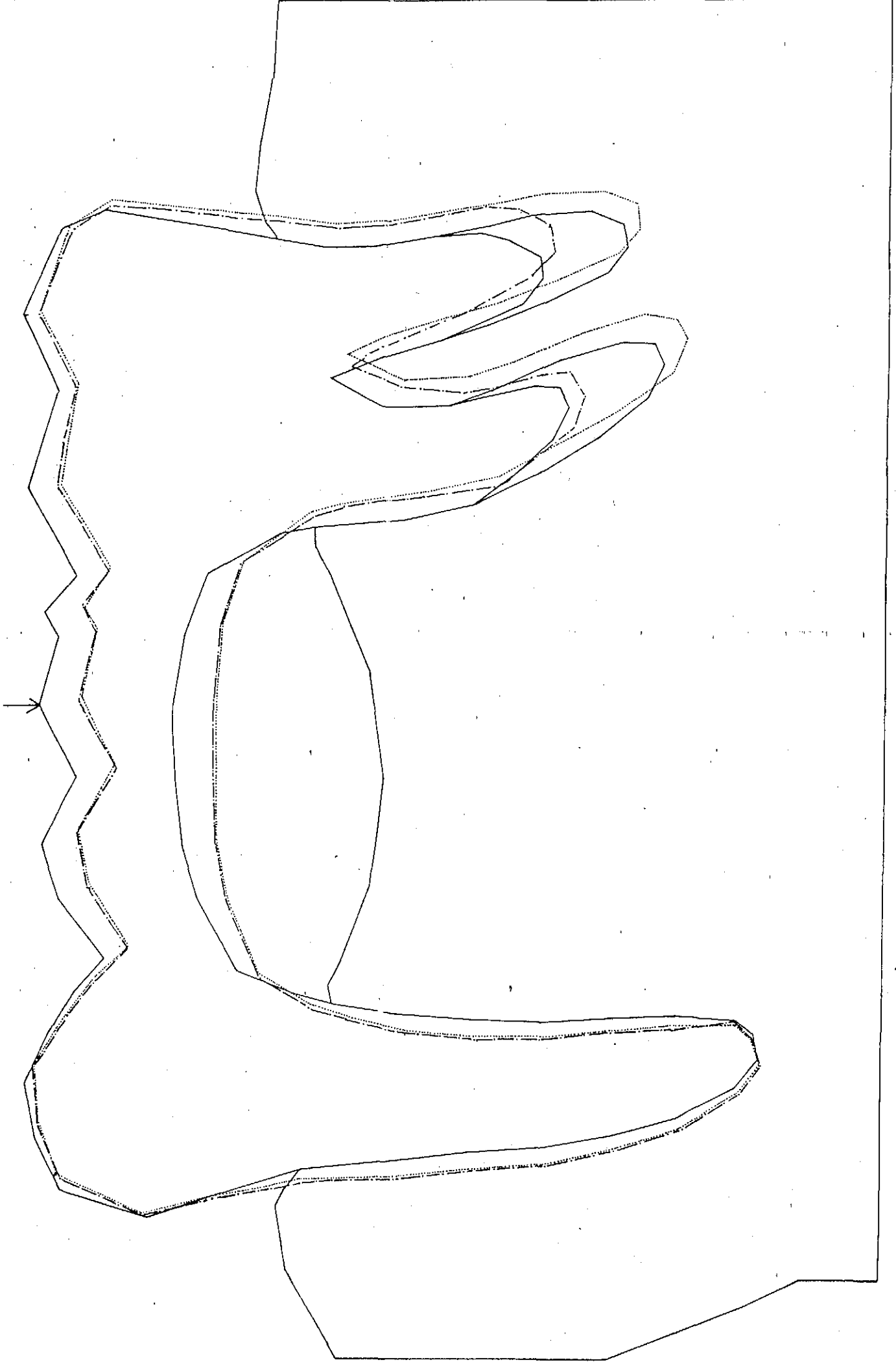
1. Premolar ve molar köklerinin mezio-servikalindeki kemik bölgesi,
2. Premolar ve molar köklerinin disto-servikalindeki kemik bölgesi.

### IV- Dişlerin servikal bölgelerinde

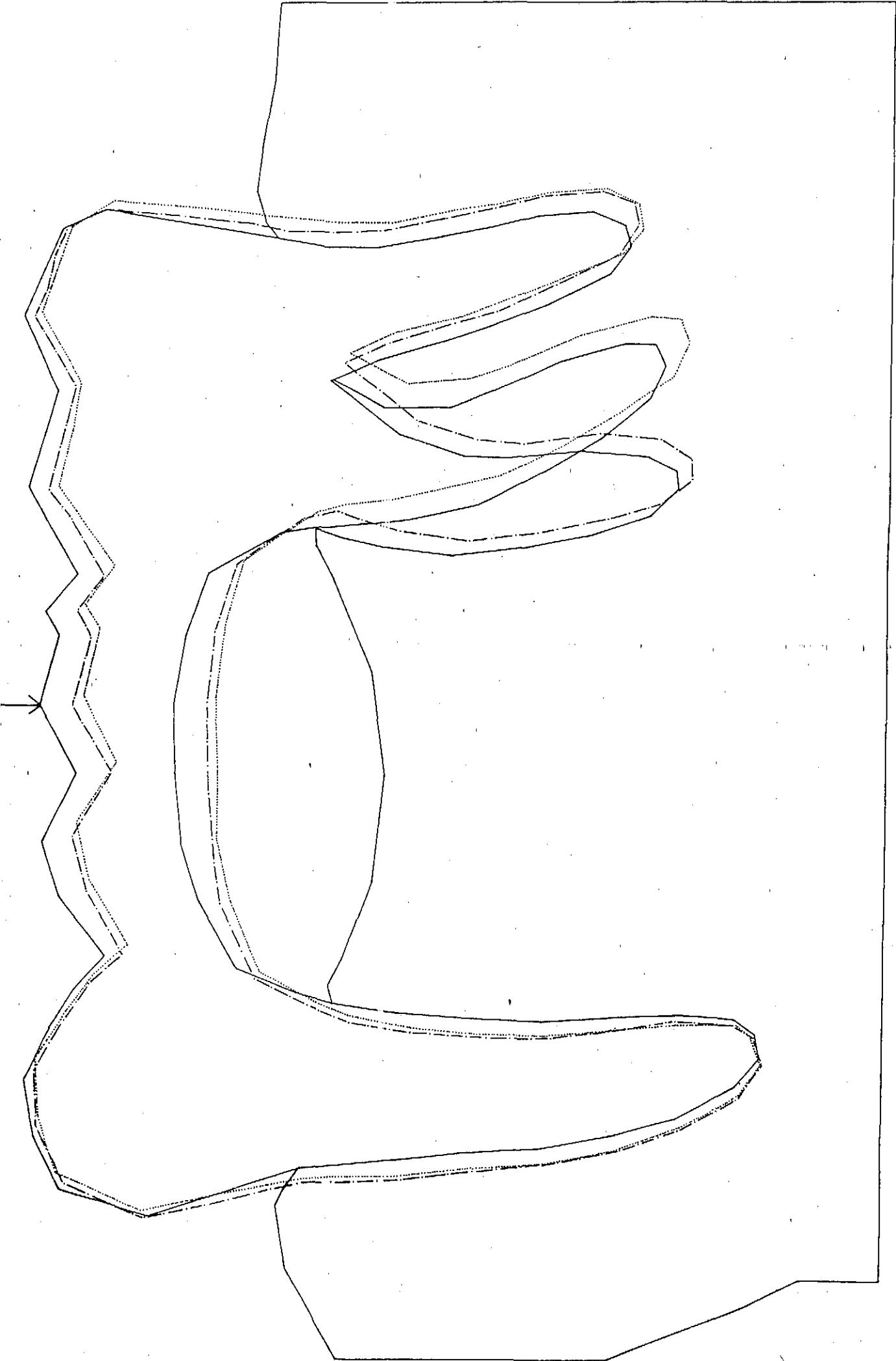
1. Premolar ve moların mezio-servikal bölgesi
2. Premolar ve moların disto-servikal bölgesi

### V- Kök uçları çevresindeki kemik bölgesinde

1. Premolar kök ucu çevresi kemik bölgesi,
2. Molar kök ucu çevresi kemik bölgesi.



ŞEKİL 11 : I. ve II. Olasılıkların deplasman karşılaştırması.



ŞEKİL 12: I. ve III. Olasılıkların deplasman karşılaştırması.

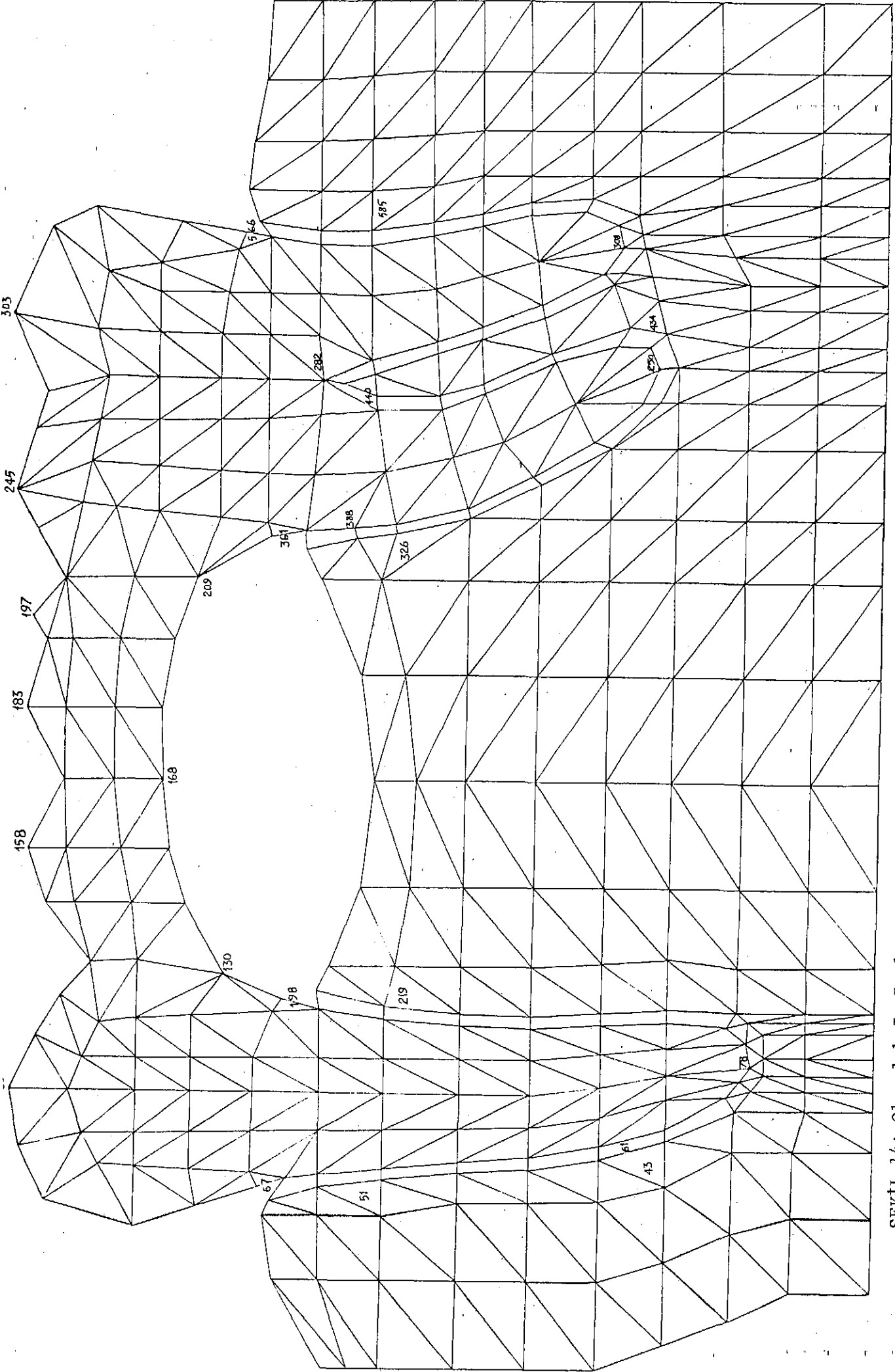


ŞEKİL 13 : I. ve IV. Olasılıkların deplasman karşılaştırması.

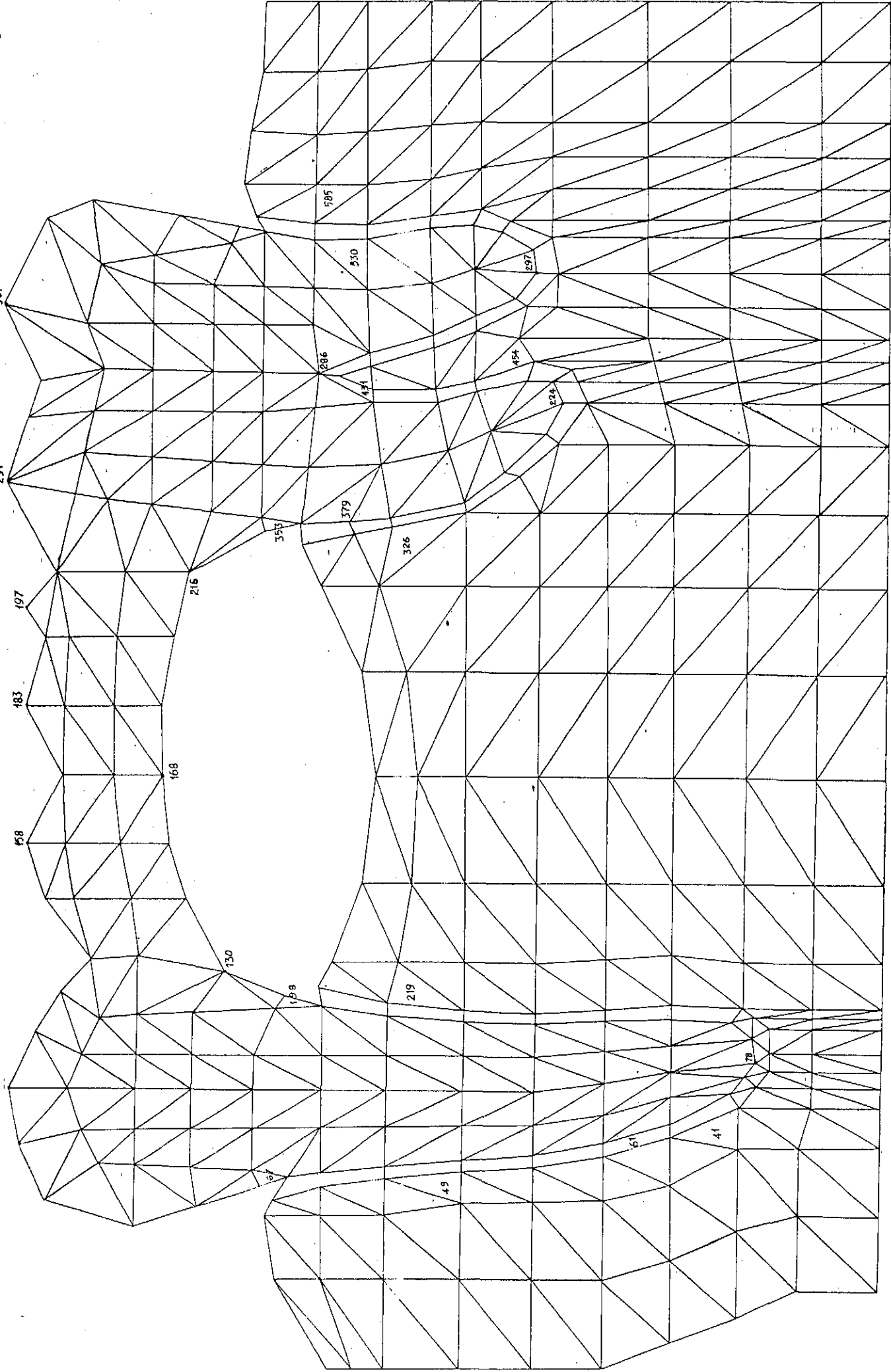
TABLO 9 : SEÇİLMİŞ NOKTALARIN DEPLASMANLARI VE YÖNLERİ

I			II			III			IV			EĞİK		
D.N No.	Depls.	Yön	D.N No.	Depls.	Yön	D.N No.	Depls.	Yön	D.N No.	Depls.	Yön	D.N No.	Depls.	Yön
* 183	12.2	distal kemik	183	12.08	distal kemik	183	10	distal kemik	183	25,8	distal kemik			
158	11	"	158	10.3	"	158	8.9	"	158	24	"			
89	6	"	89	5.14	"	89	3.96	"	89	19.2	"			
197	11.1	"	197	10.03	"	197	9	mezial kemik	197	25.2	"			
245	8.2	"	251	8	mezial kemik	243	6.4	"	251	23	"			
303	4.1	"	307	4.2	"	302	3.03	"	317	19.8	"			
** 78	1.17	mezial kemik	78	1.14	"	78	1	"	78	1.38	mezial kemik			
***250	9.4	distal kemik	224	7.1	distal kemik	216	5.9	distal kemik	256	21.4	distal kemik			
308	5.9	"	297	10.27	"	322	7.2	"	306	23	"			
****130	60.1	mezial kemik	130	6	mezial kemik	130	5.6	mezial kemik	130	13.4	"			
168	12.1	distal kemik	168	11.04	distal kemik	168	10	distal kemik	168	23	"			
180	12.3	"	180	11.14	"	180	10	"	180	25.2	"			
209	10.8	"	216	10.34	"	209	8.4	"	216	25.6	"			
282	8.4	"	286	7.9	"	282	6	"	295	24	"			

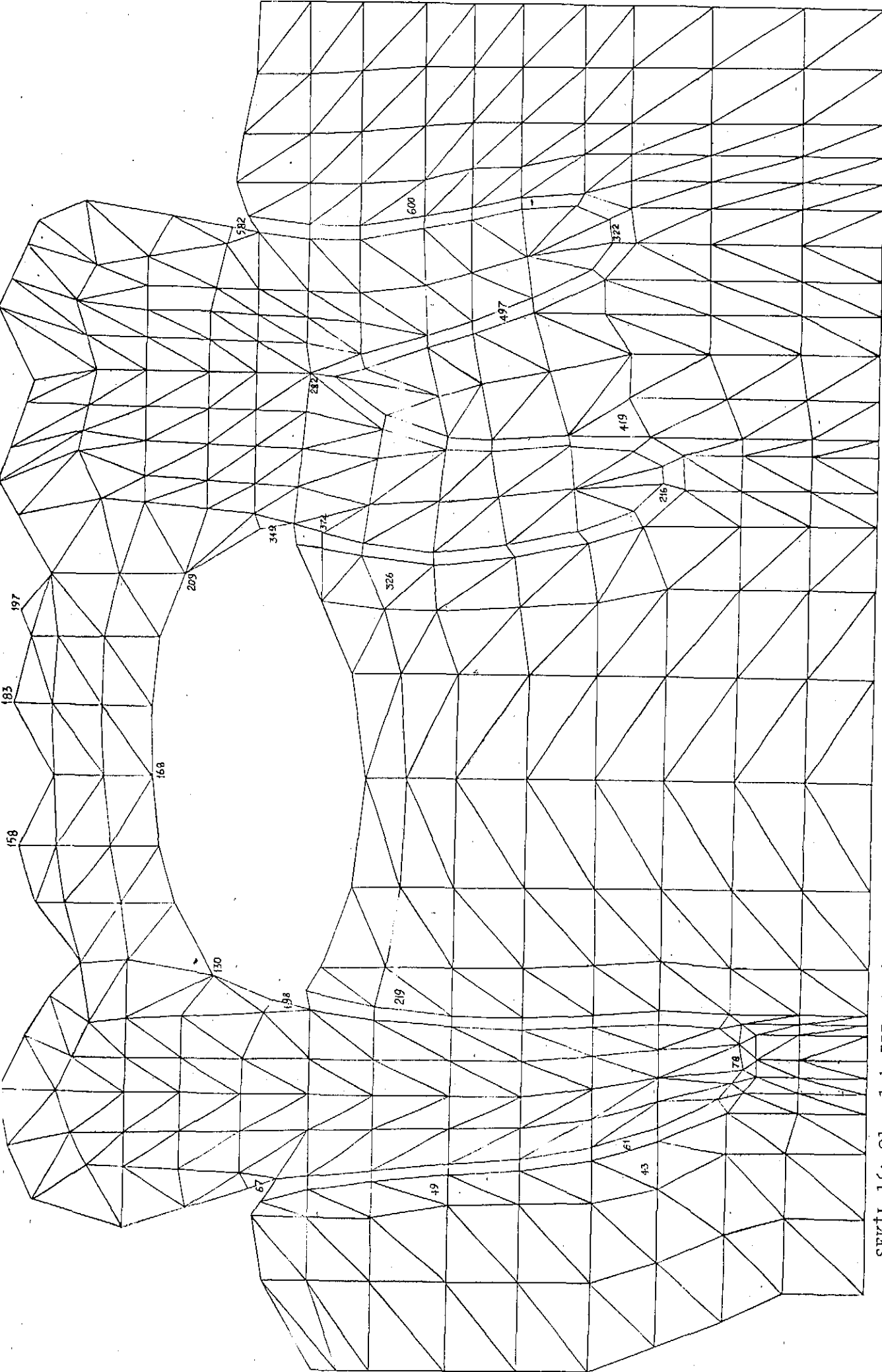
- \* "Cusp" uçları  
 \*\* Premolar kök ucu  
 \*\*\* Molar kök ucu  
 \*\*\*\* Gövde alt kenarı  
 \*\*\*\*\* Bifurkasyon.



ŞEKİL 14: Olasılık I. Deplasmanlar için seçilmiş düğüm noktaları (89, 158, 183, 197, 245, 303, 282, 308, 250, 78) ve Seçilmiş bölgelerde en büyük stres değerlerinin görüldüğü elemanlar.

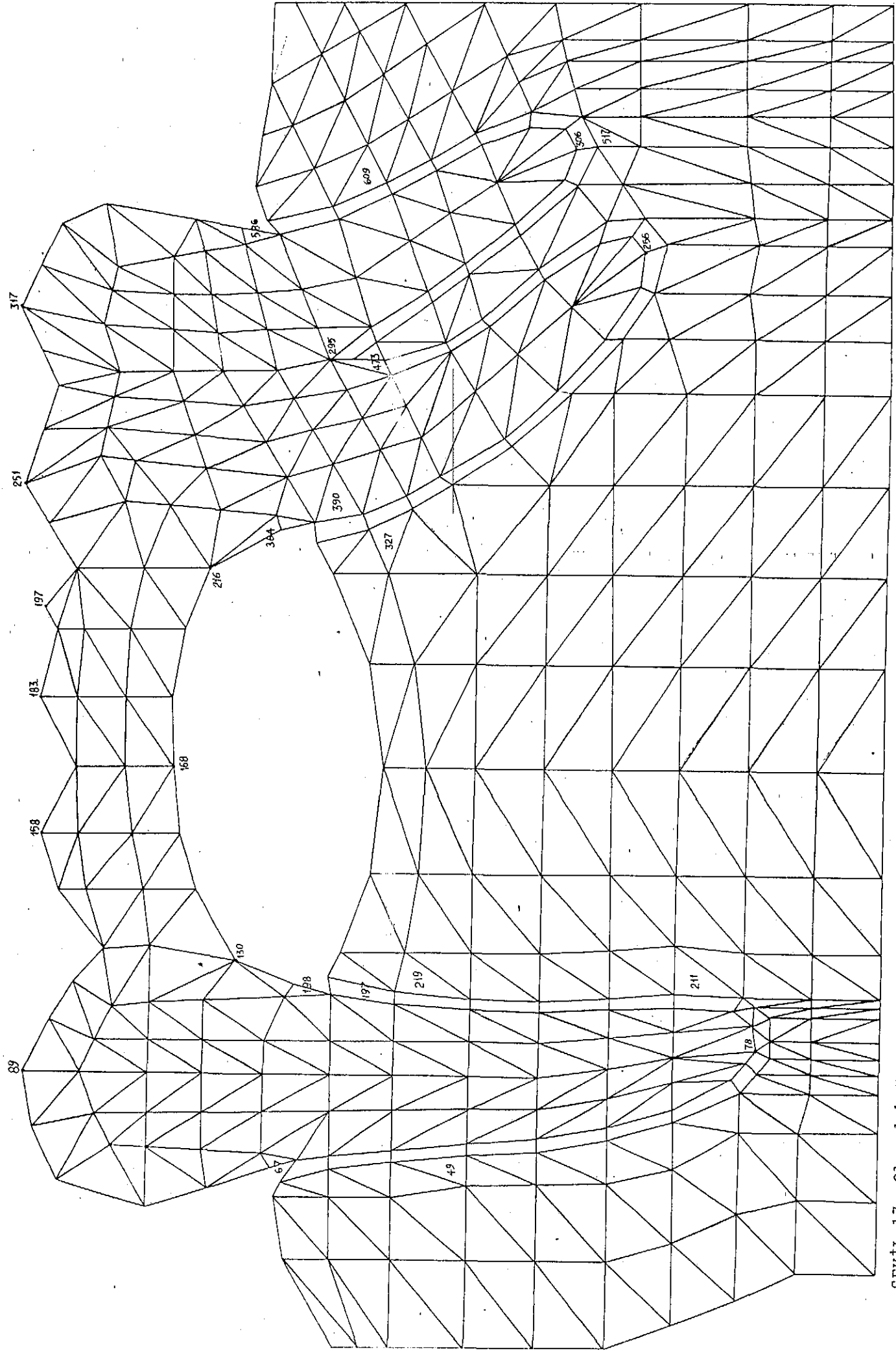


ŞEKİL 15: Olasılık II. Deplasmanlar için seçilmiş düğüm noktaları (89, 158, 183, 197, 251, 307, 286, 297, 224, 78) ve Seçilmiş bölgelerde en büyük stres değerlerinin görüldüğü elemanlar.



ŞEKİL 16: Olasılık III. Deplasmanlar için seçilmiş düğüm noktaları (89,158,183,197,243,302,282,322,216,78) ve Seçilmiş bölgelerde en büyük stres değerlerinin görüldüğü elemanlar.





ŞEKİL 17: Olasılık IV. Deplasmanlar için seçilmiş düğüm noktaları (89,158,183,197,251,317,295,306,265,78) ve Seçilmiş bölgelerde en büyük stres değerlerinin görüldüğü elemanlar.

Seçilmiş düğüm noktalarının deplasmanlarının karşılaştırılarak değerlendirilmesinden şu sonuçlar çıkartılmıştır.

1- "Cusp" uçlarındaki düğüm noktaları en az açık, en fazla eğik köklüde yer değiştirmiştir.

2- 2. Moların distal "cusp" ucu dışındaki diğer "cusp" uçları, kısa köklüde normal köklüye göre % 1 - 15 daha az deplase olmuşlardır.

3- "Cusp" uçlarındaki deplasman miktarları yükün uygulandığı düğüm noktasından öne ve arkaya doğru gidildikçe azalmıştır ve kısa köklüde deplasman miktarı normal köklüye göre, yük uygulama noktasından uzaklaştıkça daha da azalmıştır.

4- Tüm olasılıklarda yük uygulanan noktanın molar tarafında kalan "cusp" uçları, premolar tarafında kalanlardan daha fazla deplase olmuşlardır.

5- Yük uygulama noktasının önünde kalan "cusp" uçları, distale ve kemiğe doğru yer değiştirmişlerdir.

6- Gövdenin distal "cusp" ucu, normal, kısa ve eğik köklerde distale-kemiğe, açık kökte ise meziale-kemiğe doğru yer değiştirmiştir.

7- 2. Moların mezial ve distal "cusp" uçları açık ve kısa köklerde meziale-kemiğe, normal ve eğik köklerde distale-kemiğe doğru yer değiştirmişlerdir.

8- Premolar kök ucu meziale-kemiğe, molar kök uçları ise distale-kemiğe doğru yer değiştirmişlerdir.

9- Genelde en düşük deplasman miktarı premolar kök ucunda görülmüştür.

10- Moların distal kök ucu kısa köklüde normale göre % 74 daha fazla yer değiştirmiştir. Bu değer normal-kısa köklü karşılaştırmasında bulunan en yüksek farktır.

11- Tüm düğüm noktaları, 2. moların distal "cusp" ucu ve distal kök ucu dışında, normal köklüye göre kısa kökte % 1-15 daha az yer değiştirmiştir.

12- Gövde alt kenarında premolara yakın seçilmiş düğüm noktası (130.), eğik kökte distale-kemiğe, diğer olasılıklarda meziale-kemiğe doğru yer değiştirmiştir.

13- Tüm olasılıklarda gövde alt kenarının ortasındaki (168 no.lu düğüm noktası) ve molara yakın bölgesindeki (209-216 no.lu) düğüm noktaları distale ve kemiğe doğru yer değiştirmişlerdir.

14- Bifurkasyon bölgesindeki düğüm noktası tüm olasılıklarda distale kemiğe doğru yer değiştirmiştir.

Seçilmiş bölgelerdeki stres değerlerinin karşılaştırılmasından şu sonuçlara varılmıştır:

1- En büyük stresler gövde-dayanak birleşim bölgelerinde ve sıkışma tipinde bulunmuştur.

2- Yükün uygulandığı bölgeden sonra en büyük stres değeri, gövde-premolar dayanak birleşim yerinde ve sıkışma tipinde görülmüştür.

3- Premolar dayanak-gövde birleşim yerinde en büyük strek eğik kökte, molar dayanak-gövde birleşim yerinde ise açık

kökde bulunmuştur.

4- Premolar periodonsiyumunda en büyük stres değeri, disto-servikal düzeyde, kret tepesine bitişik periodonsiyum elemanında ve eğik kökde bulunmuştur. Diğer olasılıklarda en yüksek stres değerleri bulunan periodonsiyum elemanları mezio-apikal düzeydedir.

5- Molar periodonsiyumunda en yüksek stresler açık kökde, distal kökün mezialinde, diğer olasılıklarda bifurkasyona bitişik olarak bulunmuştur. En büyük değerler eğik kökde ( $-165 \text{ kg/cm}^2$ ) sonra kısa kökde ( $100 \text{ kg/cm}^2$  ve  $-100 \text{ kg/cm}^2$ ) bulunmuştur.

6- Molar periodonsiyumundaki stres değerleri premolarının 5-9 katı daha fazladır.

7- Premoların mezio-servikalindeki kemik bölgesinde stresler, moların mezio-servikal kemik bölgesindeki streslere göre 4-8 kat daha düşük değerde bulunmuştur.

8- Premoların disto-servikalindeki kemik bölgesinde stresler sıkışma tipinde olup, moların disto-servikal kemik bölgesindeki sıkışma tipi streslerden % 40-73 oranında daha fazla bulunmuştur.

9- Premoların ve moların disto-servikal kemik bölgesinde en büyük stresler eğik kökde bulunmuştur.

10- En büyük stres değerleri hem premoların disto-servikal bölgesinde, hem de gövde-premolar birleşim bölgesinde bulunan, aynı konumdaki bir elemanda (198.) ortaya çıkmıştır. Bu elemandaki en büyük stres değeri ise ( $-280 \text{ kg/cm}^2$ ) eğik kökdedir.

11- Moların disto-servikalindeki en büyük stres değerleri sıkışma tipinde olup açık köklü olasılık dışında, premolara göre % 89-96 oranında daha az bulunmuştur.

12- Premoların mezio-servikalindeki elemanlar gerilme tipi, moların mezio-servikalindeki elemanlar ise sıkışma tipi stresler göstermişlerdir.

13- Moların mezio-servikalindeki elemanlar premolara göre % 180-250 oranında daha fazla stres değerleri göstermişlerdir.

14- Premoların mezio-servikalindeki en büyük stresler eğik kökde, molarlarda ise açık kökde bulunmuştur.

15- Premolar kök ucu çevresindeki kemik bölgesinde ortaya çıkan sıkışma tipi stresler, en büyük değeri eğik kökde ve diğer olasılıklara göre farklı olarak disto-apikal kemik bölgesinde göstermişlerdir.

16- Molar kök uçları çevresindeki kemikte en yüksek stresler farklı konumlardaki elemanlarda ve en fazla kısa kökde (mezial kök ucunun distalinde) bulunmuştur.

17- Kısa kökde moların mezial kök ucu çevresindeki en büyük stres değeri, premolar kök ucu çevresindekinden 6,78 kat daha fazla bulunmuştur.

Deplasman ve stres değerlerinin değerlendirilmesinden elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında birbirleri ile benzerlik göstermektedirler.

Araştırmamızda açık köklü olasılıkta, deplasmanlar diğer olasılıklardakinden daha düşük bulunmuştur. Bu, Takahashi ve arkadaşlarının<sup>33</sup> yaptıkları bir araştırmanın sonucuna uymaktadır.

Şöyle ki; araştırmacılar köprü dayanağı olarak, doğal diş ve blade-vent tipi implant kullanmışlar ve yaptıkları sonlu elemanlar analizi sonucunda, implant dayanağın doğal dişe göre daha az deplase olduğunu öne sürmüşlerdir. Ayrıca, destek kemik dokusundaki stres değerlerinin, implant çevresinde artarken, premolar çevresinde azaldığını belirtmişlerdir. Bizim sonuçlarımıza göre, implantla benzerliği düşünülebilecek açık kök durumunda yalnızca mezial kök çevresindeki kemikte diğer olasılıklara göre bir artış bulunmuştur. Her iki araştırmada da, premolar dayanak çevresinde stres yoğunluğunun azaldığı bulunmuştur (implant dayanak-açık kök).

Yükleme noktasının anteriorunda kalan kısımlarda stres yoğunluğu ve deplasmanlar seçilen bölgelerin hemen hepsinde, bu noktanın posteriorunda kalan kısımlara göre daha düşük bulunmuştur. Takahashi ve arkadaşları da benzer bir sonuç elde etmişler ve molar bölgedeki yüklerin azaltılması için her iki premoların dayanak olarak kullanılmasını veya bu bölgedeki okluzal değişimlerin azaltılmasını önermişlerdir. Yine bu amaçla kanin koruyuculu okluzyon tipi de önerilmektedir<sup>41</sup>.

Tüm periodonsiyum elemanlarında ortak bir özellik olarak; aynı eleman içindeki stresler birbirlerine eşit denebilecek değerlerde ve hem sıkışma, hem gerilme tipi stresler olarak bulunmuştur. Bu durumun, periodontal membranın kapalı kaptaki bir sıvıya benzetilmesiyle açıklanması düşünülebilir.

Uygulanan kuvvetlerin restorasyonda oluşturduğu iç gerilimler, restorasyon bünyesi tarafından dengelenemeyecek kadar büyükse restorasyon bözülür<sup>2</sup>.

Yapının bütünlüğünün korunabilmesi için, kullanılan materyallerin kuvvet özellikleri, gerilmelerin tipi ve büyüklüğü değerlendirilmelidir.

Sabit bir protezin hiç bir komponenti proprioseptörleri aktive etmeden önce kalıcı deformasyon göstermemelidir. Ancak, proprioseptiv fonksiyon başlangıcı kesin belirgin bir değer olmadığından ve adaptasyon ile değişebileceğinden, materyallerin fiziksel özellikleri, periodontal dokuların çekebileceği yükten fazlasına dayanabilmelidir<sup>8</sup>.

Genel olarak var olan bir kanıya göre; diş sağlığı için en uygun yükler, dişin uzun eksenine paralel yüklerdir. Lateral veya oblik yükler aşırı streslere, diş mobilitesine ve dolayısıyla kemik ve diş kayıplarına neden olabilir.

Araştırmamız sonucunda, eğik köklü dayanak en olumsuz statik duruma neden olmuştur. Eğik kök, dikey doğrultudaki çiğneme kuvvetlerinin, dişin uzun eksenine eğik gelmesi ile eşanlamlıdır. Aksiyal yükle aynı büyüklükteki bir yük oblik durumda uygulandığı zaman, periodontal membran hem aynı yüke hem de bunun döndürücü momentine direnmek zorundadır<sup>12</sup>.

Periodontal membran aksiyal yükler altında tüm lifleri ile gerilmeye maruz kalarak, uygun reaktif stresler gösterirken, oblik veya lateral yükler, membranda bir dönme merkezine göre sıkışma veya gerilme tipi aşırı stresler yaratacaklar ve bu arada liflerin bazıları işlev dışında kalacaktır. Oblik yükler nedeniyle periodontal membranda oluşan yüksek stres yoğunluklarının bir sonucu olarak başlayan rezorbsiyon olayı, destekleyici kemik düzeyi azaldıkça hız kazanacaktır<sup>12</sup>.

Tylman<sup>5</sup> 24° den daha eğimli mandibular molarların dayanak olarak kullanılamıyacağını öne sürmektedir. Johnston, Phillips ve Dykema<sup>4</sup>, eğilmiş dayanaklarda açısal limit olarak 25-30° yi önermektedirler.

Biz eğiş köklü dayanak için 15° lik bir açı uyguladık. Gerçekte klinik olarak eğilmiş dişlerin dayanak olabilmelerini belirleyen açısal kesin bir sınırdan söz edilemeyeceği kanısındayız. Ancak genel bir değerlendirme olarak, eğilme arttıkça, statik olumsuzlukların da artacağı kabul edilebilir.

Dişhekimliğinde kas, kemik, diş, periodonsiyum gibi canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak güç, bazan da olanaksızdır. Bu nedenle stres analizi çalışmalarında canlı malzemenin bir modelinin hazırlanması yoluna gidilmiştir<sup>24</sup>.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin diğer stres analizi yöntemlerine göre bazı avantajları vardır<sup>32</sup>:

- a) Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanmasını,
- b) Analizin daha kolay yapılmasını,
- c) İstlenen sayıda malzeme kullanılmasını ve bunların mekaniksel özellikleri ile uygunluğun elde edilmesini,
- d) Hem stres dağılımının, hem de deplasmanların birlikte ve çok daha duyarlı olarak elde edilmesini,
- e) Deneysel aracın kolaylıkla kontrolünü,
- f) Sınır koşullarının değiştirilebilmesini sağlar.

Sonlu elemanlar yönteminin lineer elastik bir stres analizi olması bir dezavantaj olarak düşürülebilir. Çünkü ger-



çekte genellikle canlı veya cansız malzemeler yük altında belli bir sınıra kadar elastik, sonra plastik davranış gösterirler. Analiz sonuçları hem bu nedenle, hem de malzemeler, gerçek yapıları aynen temsil edemediklerinden, gerçek değerlere yalnızca bir yaklaşım olarak kabul edilmelidir. Gerek sonlu elemanlar, gerekse diğer stres analizi yöntemlerinde bulguların değerlendirilmesi kantitatif değil kalitatif olarak yapılır<sup>33</sup>.

Kaldı ki dişlerin ve çevre dokularının streslere dayanıklılıkları çeşitli etkenlere bağlı olup değişkenlik göstermektedir. Bu nedenle elde ettiğimiz sonuçlara bakarak, herhangi bir diş ve çevre dokusuna zararlı olabilecek stres değeri sınırlarını söyleyebilmemiz olanaksızdır.

Sistemimizde deney sonuçlarını saptırabileceğini düşündüğümüz etkenleri de göz önüne almak yerinde olur.

1- İki boyutta ve düzlem stres tipinde yaptığımız analiz üç boyutlu olabilseydi;

a- Tüm sistemde stresler bu kadar büyük çıkmayabilirdi,

b- Deplasmanlar daha az çıkabilirdi.

2- Dayanak dişlerle deyim halinde olan dişler de sisteme alınsaydı, stresler ve deplasmanlar, bu dişlere de iletileceğinden, daha az bulunabilirdi.

3- Sistemimizin çevresindeki elemanların sabit olduğunu varsaydık. Eğer sistemi gerçekte olduğu gibi, çevresindeki kas ve kemik dokularını içine alacak biçimde daha büyük ve gerçeğe daha yakın hazırlayabilseydik ve sabit sınırı, birçok kemik elemanlarından sonra koyarsaydık, kanımızca yine stresler ve deplasmanlar azalabilirdi.

Gerçekte çiğneme kuvvetleri, değerleri ve yönleri açısından kompleks niteliktedirler. Halbuki biz araştırmamızda tek noktadan, tek yön ve değerde yükleme yapmak zorunda kaldık. Bu da analizimizin sonuçlarının gerçeğe yaklaşması bakımından olumsuz bir etken olarak düşünölmelidir.

## S O N U Ç L A R

Genel bir değerlendirme ile, araştırma bulgularımızdan şu sonuçlara ulaşabiliyoruz.

1- En büyük stres değerleri ve deplasmanlar, dayanak dişin köklerinin eğik olduğu durumda ortaya çıkmaktadır. Köklerin eğilmesi, genellikle diş kaybından sonra, komşu dişlerin boşluğa doğru hareketinden kaynaklandığı için, protetik tedavinin geciktirilmemesi gerektiği bir kez daha belirlenmektedir.

2- En düşük stres değerleri ve deplasmanlar, dayanak dişin köklerinin açık olduğu durumda ortaya çıkmaktadır.

3- Birkaç seçilmiş bölge ve noktanın değerleri gözönüne alınmaz ise, kısa kök durumu, normal kök durumundan daha düşük stres yoğunluğu ve deplasman oluşturmaktadır. Mevcut bilgilere ve beklenilene uymuyor gibi görünen bu sonuç için şunlar düşünülebilir.

- a) Daha yüksek değerler bulunan birkaç bölge ve nokta kısa kökün, normal kökten daha statik bir olguya yol açtığını göstermek için yeterli kabul edilebilir.
- b) Analizin teorik olması ve gerçeğin temsil edilmeye çalışıldığı modeller üzerinde yapılmış olması nedeniyle böyle bir sonuç elde edilmiştir.
- c) In-vitro bir çalışmanın, canlı bir yapıyı ne denli taklid edebildiği konusundaki belirsizlik nedeniyle yorum yapmakta güçlük çekiyoruz.

4- Sabit bölümlü protez endikasyonunda, rontgenografik değerlendirme önemli olup, dayanak dişlerin kök biçim ve boyutları, titizlikle incelenmelidir. Kök morfolojisinden kaynaklanabilecek statik olumsuzluklardan kaçınabilmek amacıyla; dayanak diş sayısını arttırmak veya okluzyonu modifiye etmek gerekebilir.

5- Stresler, periodontal membranda büyük oranda azalarak, kemikte oluşmaktadır. Periodonsiyum, elastik özelliği nedeniyle yüklerin dinamik etkisini azaltmakta ve bir çeşit kuvvet kırıcı özelliği taşımaktadır.

6- Bir dayanak dişin kök biçim ve boyutlarının değişmesiyle, stres dağılımı da değişmektedir ve kök biçim ve boyutlarının değişmesi, hem kendi içinde ve çevresinde, hem de diğer dayanaklar çevresinde ve protez içinde, dolayısıyla tüm yapısal sistemde statik durumu etkilemektedir.

7- Her durumda, değişik değerlerde en yoğun stresler, yükleme bölgesinde ve gövde-tutucu (retiner) birleşim bölgelerinde bulunmuştur. Bu nedenle dayanağın kök biçim ve boyutları köprü gövdesinin biçim ve boyutlarına da yön vermektedir.

8- En düşük stres değerleri açık kök durumunda olmakla birlikte, yapısal sistemin tümünde en üniform stres dağılımı normal kök durumunda görülmektedir.

## Ö Z E T

Bir bütün halinde iken, sürekli denge içinde olan çiğneme sisteminin komponentlerinden olan dişlerden birinin bile kaybı bu dengenin bozulmasını başlatan bir faktör olabilir. Öncelikle koruyuculuk görevi beklenen protezlere dayanak olacak dişlerin durumu, yapılacak restorasyonun statığı açısından büyük önem taşımaktadır.

Araştırmamızda, diş kaybı ile ortaya çıkabilecek bozukluklar, bir sabit bölümlü proteze dayanak olabilecek dişlerde aranmış nitelikler açıklanmaya çalışılmıştır. Araştırmamız ODTÜ bilgisayar merkezinde IBM 370/145 sisteminde sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle SAP IV. programı uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

Hazırlanan matematiksel modeller üzerinde, tek noktadan ve aksiyel yönde yük uygulanması ile ortaya çıkan deplasmanlar ve her bir elemanda görülen stres değerleri elde edilmiştir. Bulunan deplasmanlar ve stres değerleri dört ayrı olasılık için ayrı ayrı değerlendirilmiş ve olasılıklar birbirleriyle karşılaştırılmışlardır.

Stres analizlerinin gerekliliği, ancak canlı malzeme de yapılamıyacağı, canlı yapıyı taklid eden modelleri geliştirme zorunluluğunun tüm stres analizleri için geçerli olduğu, sonlu elemanlar stres analizinin ise diğer yöntemlere göre daha gerçeğe yakın olabileceği belirlenmiş, gereç ve yöntemin gerçeğe yaklaşımı açıklanmaya çalışılmıştır.

İncelenen herbir sistemde stresler, köklerin biçim ve boyutlarına göre, farklı bölgelerde yoğunluk göstermişlerdir. Dört olasılıkta da stresler, yükün uygulandığı gövdede, gövde-dayanak birleşim bölgelerinde, premolar dayanağın disto-servikal bölgesinde, molar dayanağın ise mezio-servikal bölgelerinde daha yüksek değerlerde bulunmuşlardır.

Kısa köklü olasılıkta en yüksek stres değerleri (yukarıdaki tüm olasılıklar için ortak olan bölgeler dışında): Molar dişin kök uçlarındaki periodonsiyum elemanlarında, mezial-kökün ucunun distalindeki kemik bölgesinde, bifurkasyon bölgesinde ve periodonsiyumlarda bulunmuştur.

Açık köklü olasılıkta ise en yüksek stres değerleri; Molar dayanağın mezial kökü çevresindeki kemik dokusunda ve mezial kökün mezio-servikalinde, kökler arası bölgeye bakan periodonsiyum elemanlarında bulunmuştur.

Eğik köklü olasılıkta en yoğun stresler; premolar dayanağın kökünün çevresindeki kemik dokusunda, molar dişde kökler arası bölgede, molar dişin kök uçlarındaki periodonsiyumunda, aynı dişin mezial-kökünün mezio-servikalinde ve premoların gövde dayanak birleşim bölgesinde ve disto-servikalinde bulunmuştur.

Stresler en az açık, en fazla eğik köklü olasılıklarda bulunmuştur. Stresler açık, kısa, normal ve eğik köklü olasılıklar sırasına göre artış göstermişlerdir.

Stres dağılımının kök morfolojisine bağlı olduğunu ve köprünün statığında etkili olduğunu belirtebileceğimiz bu araştırmada yaptığımız kalitatif karşılaştırmalarla klinik bir yorum yapılmaya çalışılmıştır.

## K A Y N A K L A R

- 1- Kulez, R.: Çeşitli ölçü madde ve yöntemlerinin üst çene mukozasında neden oldukları yumuşak doku yer değiştirmelerinin stereofotogrammetri yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi. Hacettepe Üniversitesi. 1979. Ankara. Sayfa: 10,11,19,21.
- 2- Şahin, E.: Posterior köprülerde iki tip gövde formu içinde oluşan gerilmelerin fotoelastik yöntemle analizleri. Doktora tezi. Hacettepe Üniversitesi. 1974. Ankara. Sayfa: 1,35.
- 3- Aydınlik, E.: Bölümlü protezlerde silikon ara tabakanın destek dokularda neden olduğu boyutsal değişikliklerin ve streslerin incelenmesi. Doçentlik tezi. Hacettepe Üniversitesi. 1977. Ankara. Sayfa: 8,14.
- 4- Öktemer, M., Taşer, H.: Kron ve köprü protezlerinde modern uygulamalar. Ankara, Dr. İbrahim Çağlayan M.S.E. ve bilimsel teknik araştırma vakfı yayınları. No.:3, 1982 Sayfa: 28,48,41,38,24.
- 5- Linkow, L.I.: Mesially tipped mandibular molars. J. Prost. Dent. 12: 554-558, May-June, 1962.
- 6- Tylman, S.D.: Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics (bridge), Sixth.ed. The C.V. Mosby Co. Saint Louis. 1970. Sayfa: 33-34, 184,164,202.
- 7- Nagasawa, T., Tsuru, H.: A comparative evaluation of masticatory efficiency of fixed and removable restorations replacing mandibular first molars. J. Prost. Dent. 30: 263-273. Sept. 1973.

- 8- Glantz, P.O., Nyman, S.: Technical and biophysical aspects of fixed partial dentures for patients with reduced periodontal support. J. Prost. Dent. 47: 47-51. Jan. 1982.
- 9- Bastian, M.: Evaluation of the masticatory efficiency of natural teeth and dentures. J. Dent. Res. 52:602,1973.
- 10- Atkinson, H.F., Ralph, W.J.: Tooth loss and biting force in man. J. Dent. Res. 52:225-228. April. 1972.
- 11- Hood, J.A.A., Farah, J.W., Craig, R.G.: Modification of stresses in alveolar bone induced by a tilted molar. J. Prost. Dent. 34: 415-421, Octb. 1975.
- 12- Wright, J.K.W., Yettram, A.L.: Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. J. Prost. Dent. 42:411-416, Oct. 1979.
- 13- Glickman, I., Roeber, F.W., Brion, M., Pameijer, J.H.N.: Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. J. Periodontol. 41:30-35,1970.
- 14- Behrend, D.A.: The mandibular posterior fixed partial denture. J. Prosth. Dent. 37:622-638, June 1977.
- 15- Aydınlik, E., Dayangaç, B., Çelik, E.: The effect of splinting on abutment tooth movement. Journal of Prosthetic Dentistry'de yayınlanmak üzere kabul edilmiştir.



- 16- Smyd, E.S.: The role of torque, torsion, and bending in prosthodontic failures. J. Prost. Dent. 11: 95-111, Jan-Feb. 1961.
- 17- Penny, E.R., Kraal, H.J.: Crown-to-root ratio: Its significance in restorative dentistry. J. Prost. Dent. 42:34-38. July. 1979.
- 18- Thresher, R.W., Saito, E.G.: The stress analysis of human teeth. J. Biomechanics, 6:443-449,1973.
- 19- Deniz, E.: Bazı kemiklerin fonksiyonel arkitektürü. I.Ulusal biyo-mühendislik toplantısı. 1975. Ankara.
- 20- Aydınlik, E., Dayangaç, B.: Kemik desteğinin azalmasının diş ve çevre dokularındaki stres dağılımına etkisi. Hacettepe Üniversitesi 1. Dişhekimliği kongresi, 1980. Ankara.
- 21- Smith, G.P.: Objectives of a fixed partial denture. J. Prost. Dent. 11: 463-473. May-June.1961.
- 22- Reynolds, J.M.: Abutment selection for fixed prosthodontics. J. Prost. Dent. 19:483-488.May.1968.
- 23- Dayangaç, B.: Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile M.O.D. amalgam dolgu kırılma olasılığını azaltabilecek kavite şeklinin incelenmesi. Doçentlik tezi. Hacettepe Üniversitesi. 1978. Ankara. Sayfa: 27-28.
- 24- Aydınlik, E., Şahin, E.: Dişhekimliğinde stres analizleri. Hacettepe dişhekimliği fakültesi dergisi. Cilt 1, sayı 1, Sayfa: 78, Haziran 1977.

- 25- Hood, J.A.A., Farab, J.W., Craig, G.R.: Stress and deflection of three different pontic designs. J. Prost. Dent. 33: 54-59. Jan. 1975.
- 26- El-Ebrashi, K.M., Craig, G.R., Peyton, A.F.: Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. J. Prost. Dent. 23: 177-186. Feb. 1970.
- 27- Bıçakçı, A.: Arkası serbest sonlanan ve sonlu hareketli bölümlü protez kullanmaya bağlı destek kemik dokusu değişikliklerinin sintigrafi yöntemiyle karşılaştırmalı olarak araştırılması. Doçentlik tezi. Ege Üniversitesi. 1979.
- 28- Aslan, Y.: Kroniçi ve krondişi hassas tutucu uygulanan destek diş ve çevre dokularında sonlu elemanlar yöntemi ile stres analizi. Doktora tezi. Hacettepe Üniversitesi. 1977, Ankara.
- 29- Aydınlik, E., Akay, H.U.: Effect of a resilient layer in a removable partial denture base on stress distribution to the mandible. J. Prosth. Dent. 44: 17-20. July, 1980.
- 30- Yettram, A.L., Wright, K.J.W., Pickard, H.M.: Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. J. Dent. Res. 55: 1004-1010. Nov-Dec. 1976.
- 31- Selna, G.L., Shillingburg, H.T., Kerr, P.A.: Finite element analysis of dental structures-Axisymmetric and plane stress idealizations. J. Biomed. Mater. Res. 9:237-252. 1975.
- 32- Kitch, M., Suetsugu, T., Murakami, Y.: Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane, and mandibular bone by the finite element method. Bull. Tokyo. Med. Dent. Univ. 24:81-88, 1977.

- 33- Takahashi, N., Kitagami, T., Komori, T.: Analysis of stress on a fixed partial denture with a bladevent implant abutment. J. Prost. Dent. 40:186-191. Aug. 1978.
- 34- Craig, R.G., Farah, J.W.: Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. J. Prost. Dent. 39:274-277. March. 1978.
- 35- Farah, J.W., Craig, R.G., Sikarskie, D.L.: Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J. Biomechanics. 6:511-520. 1973.
- 36- Farah, J.W., Dennison, J.B., Powers, J.M.: Effects of design on stress distribution of intracoronal gold restorations. J.A.D.A. 94: 1151-1154. June, 1977.
- 37- Farah, J.W., Craig, R.G.: Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. J. Dent. Res. 54: 255-261. March-April. 1975.
- 38- Dérand, T.: Marginal failure of amalgam class II. restoration. J. Dent. Res. 56: 481-485. May. 1977.
- 39- Takahashi, N., Kitagami, T., Komori, T.: Evaluation of thermal in pulp chamber. J. Dent. Res. 56: 1480. Dec. 1977.
- 40- Wheeler, R.C.: A textbook of dental anatomy and physiology. W.B. Saunders Co. p: 232, 269, 285. 1968
- 41- Hale, M.L., Hazen, S.P., Moyers, R.E., Reding, D.F., Robinson, H.B.G., Silverman, S.I.: The year book of dentistry. 1981. Sayfa :