

## İKİ FARKLI TİP DENTAL İMPLANTIN "FINITE ELEMENT METHOD" (FEM) İLE BIYOMEKANİK AÇIDAN DEĞERLENDİRİLMESİ\*

Doç.Dr.Ahmet KESKİN\*\*  
Prof.Dr.Orhan GÜVEN\*\*\*\*

Dr.Dt.Nihat TUNCER\*\*\*  
Yük.Müh.Mehmet KARABAY\*\*\*\*\*

### ÖZET

İki farklı tip dental implantın biyomekanik yönlerini araştırmak amacıyla 5 adet model oluşturulmuştur. Modellerin Finite Element Method (FEM)'u ile yapılan iki boyutlu inceleme sonucunda, fibroosseöz integrasyonunun yansıtıldığı modellerde, periimplantiumun doğal diş çevresindeki periyodonsiyum benzeri bir yastık görevi yaptığı ortaya çıkmıştır. İmplantların boyun bölgesinde yüksek gerilme yığılmalarının olması bu bölgenin tasarımının önemli olduğunu ortaya koymuştur. Osseöz integrasyonun yansıtıldığı modellerde implant çevresinde diğer modellere göre daha fazla gerilme yığılmalarının oluşması kemikte zararlı etkilere yol açabileceği olasılığı açısından dikkate değer bulunmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** Sonlu elemanlar metodu, Dental implant.

### BIOMECHANICAL EVALUATION OF THE TWO DIFFERENT TYPE DENTAL IMPLANTS WITH FINITE ELEMENT METHOD (FEM)

#### SUMMARY

Five models were constructed and studied by FEM to investigate biomechanical aspects of the two different type dental implants. Periimplantium, in constructed models of the fibroosseous integration showed cushion type function similar to natural periodontium. In all the implant models, high tension accumulation around the neck of the implant revealed need for protection in this region.

In the models of osseointegration, more tension accumulation was observed than the fibroosseous and control models.

In conclusion, we can assume that osseointegration may cause bone damage.

**Key Words:** Finite element Method, Dental implant.

### GİRİŞ ve GENEL BİLGİLER

Canlı dokularla, dental implantlar arasındaki biyolojik etkileşmeyi inceleyen çok sayıda çalışma olmasına karşın dental implantların biyomekanik yönleri ile ilgili az sayıda çalışma vardır.

Finite Element Method (FEM): İnşaat mühendisliği uygulamalarına yönelik olarak hazırlanmış, daha sonra bilgisayarların yaygınlaşması sonucu kullanım kolaylığı sağlanarak uygulama alanları genişletilmiş bir metoddur. Özellikle son yıllarda biyomekanik alanında da kullanılmaya başlanmıştır. FEM'de temel kavram, herhangi bir sistemi basit geometrik şekiller kullanarak parçalara ayırmaktır. Her bir parça, metoddan eleman olarak tanımlanır ve elemanlar belli bir düzende diğer elemanlarla birleştirilir. Elemanları oluşturan kenarların kesişme yerlerine nokta denir. FEM'de uygulanan kuvvet ve zorlamaların neden olduğu gerilmeler ve deformasyonlar, matematiksel olarak tanımlanmış olan denklemlerin bilgisayarla çözümlenmesi sonucunda hesaplanır. FEM sistemlerin iki boyutlu çözümünde kullanıldığı gibi, üç boyutlu çözümlerde de kullanılabilir.<sup>4,5,9,13,14,21</sup>

Diş implantlarında FEM uygulanarak yapılan biyomekanik çalışmalar oldukça sınırlıdır. İlk olarak 1973 yılında Tesk ve Widera,<sup>18</sup> 1974 yılında Buch, Crose ve Bechtol,<sup>3</sup> 1975 yılında Privitzer, Widera ve Tesk<sup>12</sup> 1988 yılında Kitch, Matsushita, Yamaue, Ikedo ve Suetsugu,<sup>8</sup> 1978 yılında Takahashi, Kitagami ve Komori,<sup>17</sup> 1983 'te Borchers ve Reichard,<sup>1</sup> 1989 yılında ise Rieger, Fareed, Adams ve Tanguist<sup>16</sup> değişik tipteki dental implantların farklı planlamalarda gösterdiği biyomekanik özellikleri incelemişlerdir.

İmplantlar üzerine gelen kuvvetler, bu kuvvetlerin ara yüzeylere taşınması ve ara yüzeylerin fizyolojik cevabı arasındaki karşılıklı ilişkilerin anlaşılması araştırmaların en önemli odağını oluşturur. İmplanttan alveoler kemiğe iletilen yük dağılımının kemiğin fonksiyonunu ve hayatiyetini etkileyebileceği ileri sürülmüştür.<sup>2</sup> Diş implantı yapımında önemli olan diğer bir husus da kullanılan materyallerin elastisite modüllerinin uygun olmasıdır.<sup>6</sup> Dental implantlarda biyomekanik planlamanın uygun ve ideal olmamasının; hem implantta hem de destek dokularda yüksek basınç yoğunluğuna sebep

\* Ağız, Diş, Çene Hast.ve Cerr.(Stomatoloji) Derneği 2.Uluslararası Kongresinde Tebliğ edilmiştir, 1990, Antalya.

\*\* Ank.Üniv.Dışhek.Fak. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi.

\*\*\* Ank.Üniv.Dışhek.Fak. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi.

\*\*\*\* Ank.Üniv.Dışhek.Fak. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi.

\*\*\*\*\*Gazi Üniv.Mimarlık Mühendislik Fak.İnş.Müh.Böl. Araştırma Görevlisi.

olabileceği ve sonuçta mekanik travma ile hastada ağrı, kemik rezorpsiyonu ve başarısız bir tedavi ortaya çıkabileceği bildirilmiştir.<sup>2</sup>

Bu bilgilerin ışığı altında implantın başarısını etkileyen materyalin özelliği, tipi, uygulanış şekli gibi faktörlerin yanında kuvvetin kemiğe iletimi ve kemikteki kuvvet dağılımının implantın sağlığı yönünden son derece önemli olduğu muhakkaktır. Bu nedenle bu çalışmamızda iki farklı tip dental implantın biyomekanik davranışlarını karşılaştırmalı olarak incelemeyi amaçladık.

## MATERYAL VE METOD

Araştırmamız Gazi Üniversitesi Mimarlık Mühendislik Fakültesi İnşaat Mühendisliği Bölümü Bilgisayar laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmada "A.M.S." titanyum mini blade implant ile titanyum disk implantının (\*) yönlerinin araştırılması için 5 adet model oluşturulmuştur. Modellerde kullanılan dişlerin boyutları ve periyodonsiyumun kalınlığı temel diş anatomisi ile ilgili kaynaktan temin edilmiştir.<sup>20</sup> İmplantların boyutları ise, ölçüm laboratuvarında optik okuyucularla tespit edilmiştir. Ayrıca kullanılan materyallerin mekanik özellikleri bu konudaki önceki çalışmalardan<sup>10,17</sup> ve malzemelerin mekanik özelliklerini veren temel kaynaktan elde edilmiştir.<sup>7</sup>

Modellerde doğal dişlerin periyodonsiyumun kalınlığı servikalde 0.4 mm. orta kısımda 0.2 mm., apikalde 0.3 mm. olarak alınmıştır.<sup>17</sup> Disk ve blade implantların çevresinde, doğal dişteki periyodonsiyuma benzer bir yapının (periimplantium) var olduğu kabul edilerek, kalınlığı 0.4 mm. alınmıştır. Böylece fibrosözöz integrasyon 2 modelde yansıtılmaya çalışılmıştır. Osseöz integrasyonu yansıtmak için de, blade ve disk implant çevresinin tamamen kemik yapıyla çevrili olduğu var sayılarak 2 model daha oluşturulmuştur. Bu çerçevede oluşturulan ve 2 boyutlu incelenen 5 modelin özellikleri aşağıda verilmiştir.

1) Model A: Alt 1. premolar ve 2. molar doğal diş destek, 2. premolar ve 1. molar diş gövde olacak şekilde oluşturulmuştur. Bu sistemin FEM ile çözümü için 307 noktadan ve 252 elemandan oluşan bir model hazırlanmıştır (Şekil 1). Bu model kontrol amacıyla kullanılmıştır.

2) Model B: 2. molar yerine blade implant ve alt 1. premolar destek, 2. premolar ve 1. molar diş gövde olacak şekilde oluşturulmuştur. Bu modelde periimplantium var kabul edilmiştir. Bu model 463 nokta, 400 eleman içermektedir (Şekil 2).

3) Model B2: Model B'den farklı olarak blade implantın tamamen kemikle çevrili olduğu bu modelde, 463 nokta, 400 eleman kullanılmıştır (Şekil 3).

4) Model C: 2. molar diş desteği yerine disk implant destek, 2. premolar ve 1. molar diş gövde olarak hazırlanmıştır. Periimplantium var kabul edilen bu model 293 nokta ve 238 elemandan oluşturulmuştur (Şekil 4).

5) Model C 2: Model C'den farklı olarak, disk implantın tamamen kemikle çevrili olduğu bu modelde de yine 293 nokta ve 238 eleman kullanılmıştır (Şekil 5).

Yukarıda açıklanan bütün modellerde kuvvet, 2. premolarla 1. moların değim halinde olduğu noktadan dikey olarak uygulanmıştır (119. nokta). Uygulanan kuvvet önceki çalışmalara paralel olarak 1 kg. alınmıştır.<sup>17</sup> Modelleri oluşturan malzemelerin homojen ve isotropik (üç boyutta da mekanik özellikleri değişmeyen) olduğu varsayılarak ele alınan mekanik özellikleri Tablo I'de verilmiştir. Modellerde kuvvet uygulandıktan sonra meydana gelen deformasyon ve gerilmeleri rakamsal olarak karşılaştırabilmek amacıyla her bir modelde belli noktalar ve elemanlar seçilmiştir.

Tablo 1. Kullanılan Materyallerin Mekanik Özellikleri

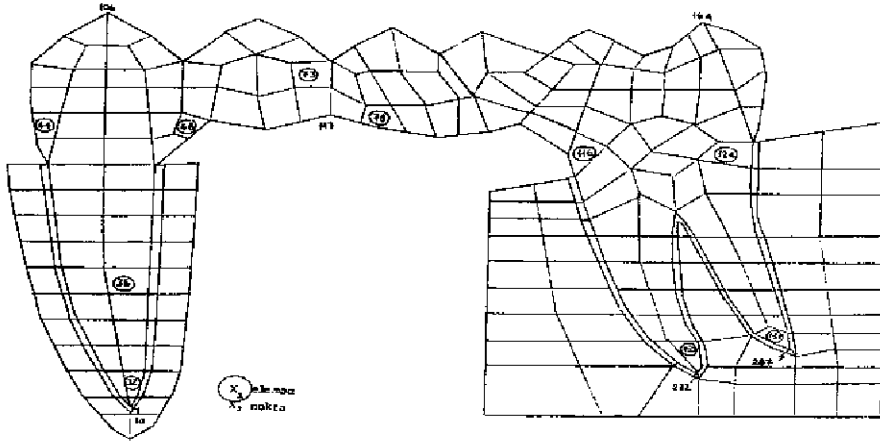
Materyal	Young Sabiti (Elastisite Modülü) (kg/mm <sup>2</sup> )*	Poisson Oranı**
Implant materyali (Titanyum)	11570	0.321
Kemik	2000.0	0.330
Periimplantium	1.000	0.450
Periyodonsiyum	1.000	0.450
Dentin	1200.0	0.300
Koçerü metal (Altın)	7800.0	0.440

\*Young Sabiti: Birim Deformasyonun oluşmasına neden olan gerilme.

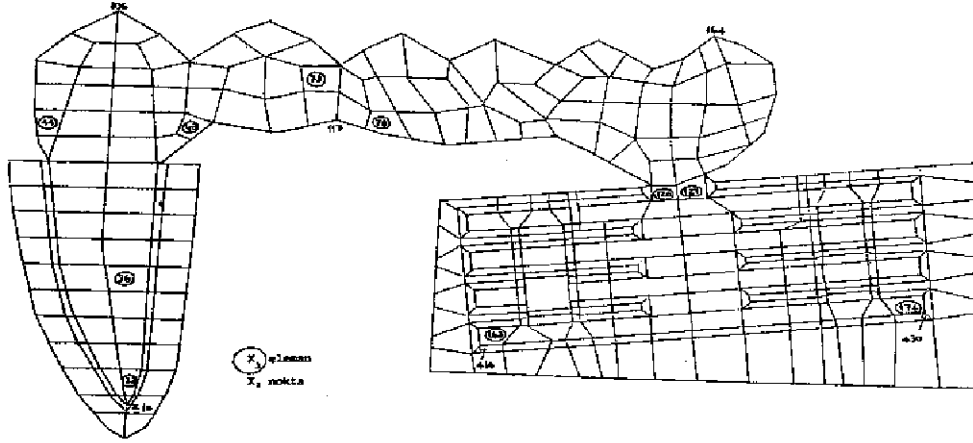
\*\*Poisson Oranı: Yüklün uygulandığı yere göre, yatay yöndeki birim deformasyonun düşey yöndeki birim deformasyona oranı.

Hazırlanan modellerdeki kuvvet uygulanması sonucu oluşan değişiklikleri rakamsal olarak görmek için "SAP 80" bilgisayar programı kullanılmıştır.<sup>19</sup> Analiz sonuçları elemanlarda gerilme (birim alanı etkileyen kuvvet), noktalarda ise deformasyon (yerdeğiştirme) cinsinden elde edilmiştir.<sup>11</sup>

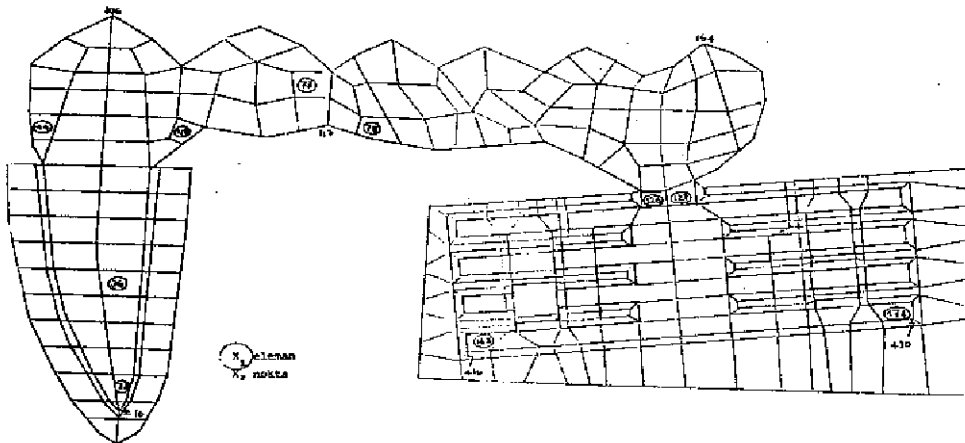
(\*) Ambitec: 13 quai belgia, P.O. Box-Case Postale 196 CH- 1800VEVEY1, Switzerland.



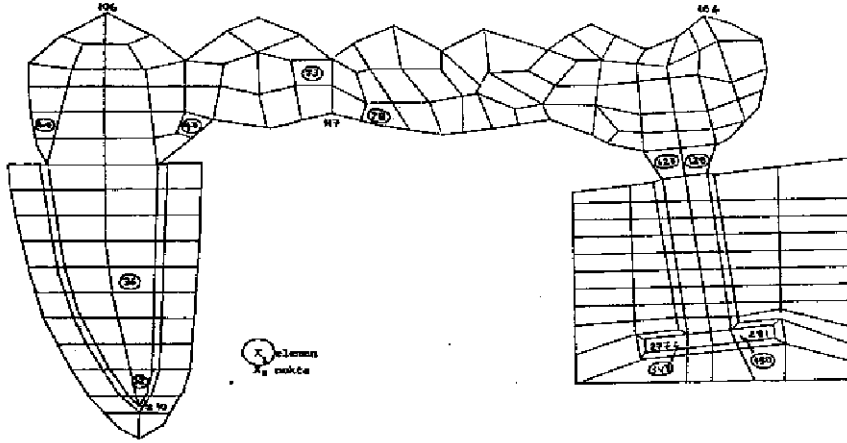
Şekil 1. Model A'da ele alınan eleman ve noktalar.



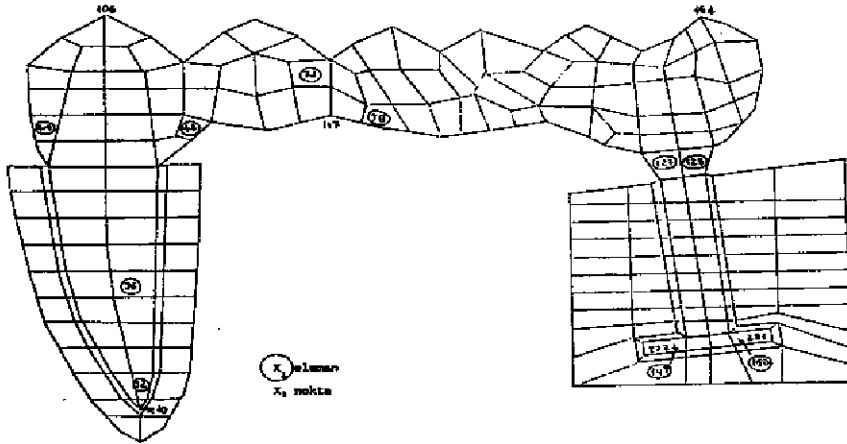
Şekil 2. Model B'de ele alınan eleman ve noktalar.



Şekil 3. Model B 2'de ele alınan eleman ve noktalar.



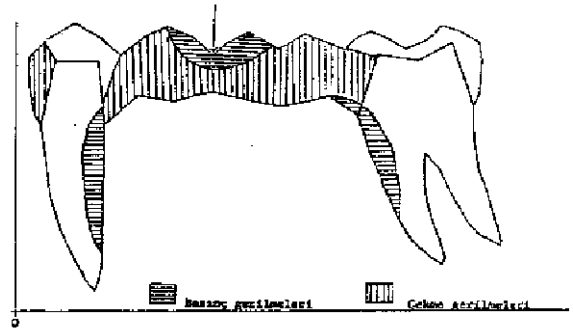
Şekil 4. Şekil C'de ele alınan eleman ve noktalar.



Şekil 5. Model C 2'de ele alınan eleman ve noktalar.

## BULGULAR

Hazırlanan modellerin FEM'le analizlerinin sonucunda elde edilen gerilmeler model çizimleri üzerinde gösterilmiştir (Şekil 6,7,8,9,10). Modellerin belli noktadaki deformasyonları Tablo 2, gerilmeleri ise Tablo 3'de verilmiştir. Deformasyonlarda 0.000049 mm. ve daha az olan değerler gözönüne alınmamıştır. Her bir model için hazırlanan ve kıyaslama imkanı veren çizimler Şekil 11,12,13,14,15'te verilmiştir.



Şekil 6. Model A'da gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeler.

Tablo 2. İncelenen Nokialarda Deformasyon Değerleri ( $\Delta \times 10^{-3}$  mm.)

İncelenen Noktalar	Model A	Model B	Model B2	Model C	Model C2
1. Premolar Apeksi	-9.3	-12.6	-10.7	-13.2	-11.8
1. Premolar Tüberküil Tepesi	-11.0	-14.5	-12.3	-15.2	-13.8
2. Premoların 1. Molarla Birleştiği Nokta	-10.4	-14.5	-10.6	-15.5	-11.9
Posterior Desteğin Kronunun Distal Tüberküil Tepesi	-1.0	-4.8	+0.5	-5.2	+0.5
Posterior Desteğin Meziyal Apeksi	-1.3	-1.0	-0.014	-5.1	-0.01
Posterior Desteğin Distal Apeksi	-0.25	+0.05	+0.01	-4.9	-0.01

Tablo 3. İncelenen Bölgelerde Gerilme Değerleri ( $\text{kg/mm}^2$ )  
(- Basınç, + Çekme)

İncelenen Bölgeler	Model A	Model B	Model B2	Model C	Model C2
1. Premolar Kökünün Distal Yanışın Ortı Noktası	-0.129	-0.178	-0.124	-0.190	-0.140
1. Premolar Kronunun Meziyo-Servikal	+0.165	+0.157	+0.083	+0.162	-0.121
1. Premolar Kronunun Distal-Servikal	-0.407	-0.429	-0.352	-0.452	-0.393
Kuvvetin Uygulandığı Bölge	-1.127	-1.232	-1.126	-1.302	-1.203
1. Premolar Apeksi	-0.101	-0.124	-0.110	-0.129	-0.124
Köprünün Ortı Bölgesi	+1.016	+1.166	+1.000	+1.269	+1.109
Posterior Desteğin Distal-Servikal	+0.172	+1.454	+2.777	+0.854	+2.100
Posterior Desteğin Meziyo-Servikal	-0.520	-2.155	-3.688	-1.232	-2.532
Posterior Desteğin Meziyal Apeksi	-0.048	-0.020	-0.043	0.646	-0.040
Posterior Desteğin Distal Apeksi	-0.029	-0.012	-0.023	-0.657	-0.070

## TARTIŞMA

Diş implantlarıyla ilgili daha önce yapılmış olan biyomekanik çalışmaların pek çoğunda, modeller üst yapısız olarak ele alınmıştır.<sup>1,9,15,16</sup> Bu çalışmada Takahashi, Kitagami ve Komori<sup>17</sup>'nin çalışmasının paralelinde olmakla birlikte ondan farklı olarak modeller, doğal diş desteği yerine farklı dizayna sahip blade implantın yanısıra disk şeklindeki implantı da yerleştirip üzerine sabit parsiyel protez planlanarak ele alınmıştır.

İncelenen bütün bölgelerde en fazla deplasman, C modelinde gözlenmiştir. Diskin taban ve yüzey alanının diğer modellere oranla daha az olması, disk yüzeyindeki sürtünme ve tabandaki direnime desteğinin düşük olmasına

neden olmaktadır. Böylece sistem, yük uygulanımı sonucu daha fazla deplasman yapmaktadır (Şekil 14).

Osseöz integrasyon varsayımı ile oluşturulan B2 ve C2 modellerinin, implantların kemik içinde kalan kısmında oluşan deplasmanlar ihmal edilebilecek miktardadır (Şekil 13,15). İmplantları çevreleyen kemik yapı, bölgede deplasmanların oluşumunu sınırlamıştır. Fibroosöz integrasyon varsayımıyla oluşturulan B ve C modellerinin, implant bölgesinde oluşan deplasman miktarları, periimplantiumun bir yastık görevi yaptığını göstermektedir. Bu sonuç Borchers ve Reichard<sup>11</sup>'in anchor tipi  $\text{Al}_2\text{O}_3$  diş implantının üç boyutlu FEM analizini yaparak elde ettiği sonuçla paralellik göstermektedir.

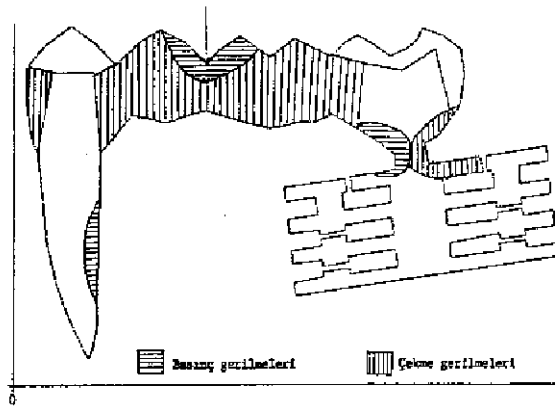
Fibroosöz integrasyon varsayıldığı B ve C modellerinin incelenen bölgelerdeki düşey deformasyonların tümü, osseöz integrasyonun varsayıldığı B2 ve C2 modellerinde oluşan miktarlardan daha az olarak gerçekleştirilmiştir. İmplantın etrafında kemikten oluşan çerçeve, sistemin diğer bölgelerini etkileyecek bir sertliğe neden olmuştur. Bu sertlik düşey deformasyonu engellerken, kuvvetin neden olduğu zorlamalar, osseöz integrasyonun varsayıldığı modellerde diğerlerine göre daha fazla yatay deformasyona neden olmuştur.

İncelediğimiz tüm modellerde, köprü gövdesinin alveole bakan alt 3/4 kısmında, çekme gerilmeleri basınç gerilmelerine göre daha etkindir. Buna karşılık kuvvetin uygulandığı bölgede etkili bir basınç gerilmeleri gözlenmiştir (Şekil 6,7,8,9,10). Tüm modellerde posteriyor desteğin apikal bölgesine gidildikçe gerilme şiddeti düşmektedir. Bu bulgumuz, Takahashi, Kitagami ve Komori<sup>17</sup>'nin elde ettiği sonuçlarla paralellik göstermektedir. Yine bütün modellerde posteriyor desteğin meziyal servikalinde basınç, distal servikalinde ise çekme gerilmeleri oluşmuştur. Modellerin şekli ve kuvvetin uygulama yerinin bu farklı gerilme tiplerinin gözlenmesine neden olmuştur (Tablo II).

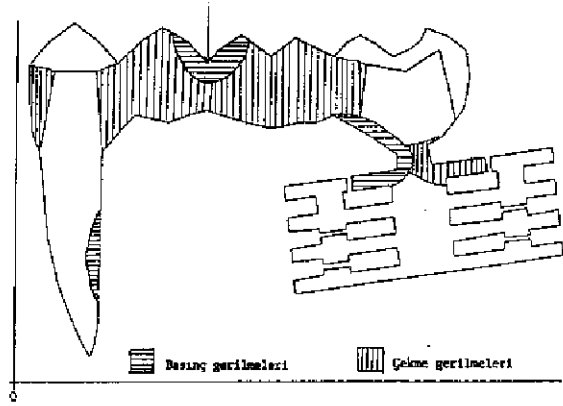
Osseöz integrasyonun varsayıldığı B2 ve C2 modellerinde, blade ve disk implantın boyun bölgesinde oluşan gerilmelerin şiddetleri, B ve C modellerinde görülen gerilmelere göre basınçta 2, çekme gerilmesinde ise 3-5 kat daha fazla bulunmuştur (Tablo II). Çünkü yüklenme, üst yapı tarafından implanta aktarılırken, kemik tarafından çevrelenerek bir anlamda fikse edilen implantta fazla bir deplasman olmayınca, zorlamaların sonucu gerilmelerin yoğunlaştığı bölge boyun kısmı olmuştur. Bu gözlemimiz, implantların boyun bölgesinin tasarımının önemini ortaya koymuştur.

Takahashi, Kitagami ve Komori,<sup>17</sup> 2. premolar diş ve 2. molar yerine blade implant desteği üzerine köprü planlayarak yaptığı çalışmada, dikey kuvvet uyguladığı modellerde, en fazla basınç konsantrasyonlarının köprü gövdesinde, implant boynunda ve premolar desteğin mezial ve distalinde gördüğünü belirtmiştir. Bizim tüm modellerden elde ettiğimiz sonuçlar genel anlamda Takahashi ve arkadaşları<sup>17</sup>'nin bulduğu sonuçlar ile benzerlik göstermektedir. Yine aynı çalışmada premolar desteğindeki basınç konsantrasyonunun posteriyor destekten daha fazla olduğu, bunun posteriyor desteğin yüzey genişliğinin premolardan daha fazla olmasından kaynaklandığı bildirilmiştir. Rieger, Fareed, Adams ve Tanquist<sup>16</sup> kemik üzerine gelecek basıncın dağıtılması için implantın mümkün olduğunca geniş yüzeyli olması gerektiğini, ancak implant apeksi ile kret tepesinde kemik rezorpsiyonuna neden olabilecek çok fazla basınç konsantrasyonunun engellenmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da Rieger ve arkadaşları<sup>16</sup>'nın sonuçlarına benzer şekilde disk implant gibi yüzeyi dar implantların daha fazla basınç ve çekme gerilmelerine maruz kaldığı, bunun yanında yüzeyin geniş olan blade implantların daha fazla basınç ve çekme gerilmelerine maruz kaldığı tespit edilmiştir.

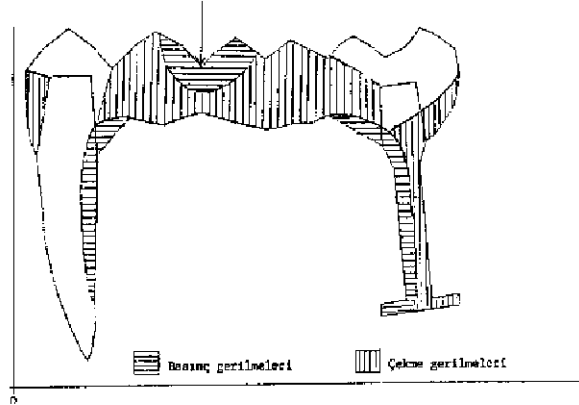
Çalışmamızda tüm modellerde anterior destek ve köprü gövdesindeki gerilme ve deformasyon değerlerinde modeller arasında belirgin farklılıklar bulunmamıştır. Buna karşılık posteriyor destek ve bunun kronun bulunduğu bölgede modeller arasında, değerler büyük farklılıklar göstermiştir.



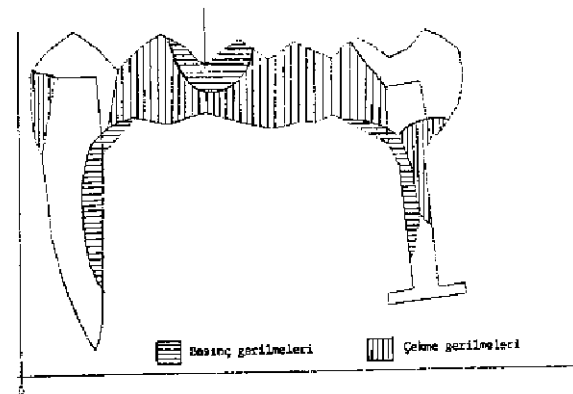
Şekil 7. Model B'de gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeler.



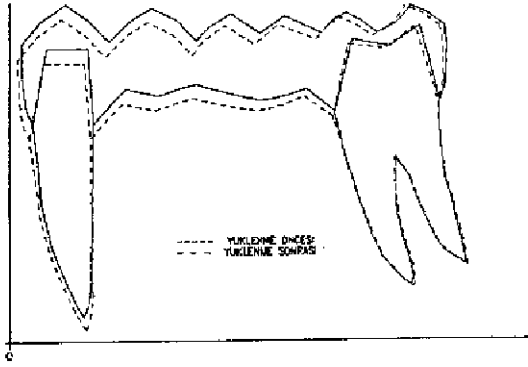
Şekil 8. Model B2'de gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeler.



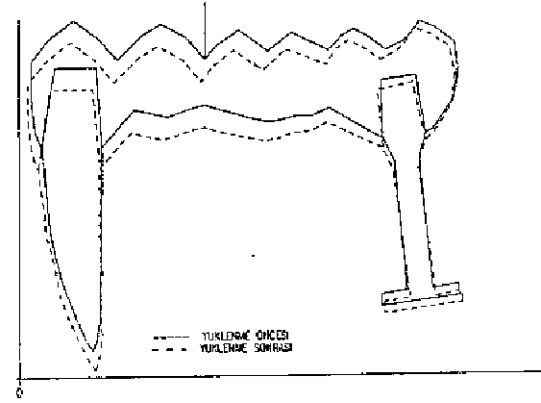
Şekil 9. Model C'de gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeler.



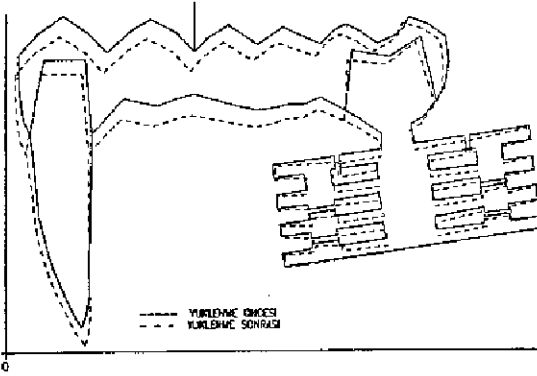
Şekil 10. Model C2'de gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeler.



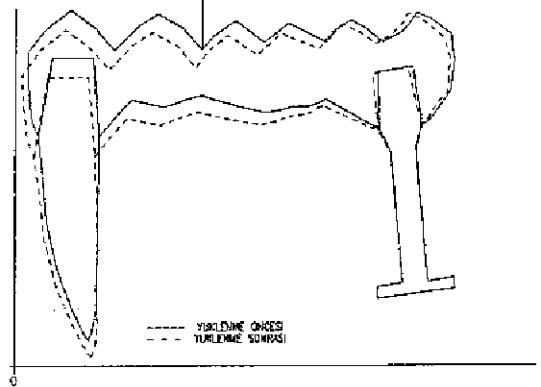
Şekil 11. Model A'nın yük uygulandıktan sonra gösterdiği deformasyon



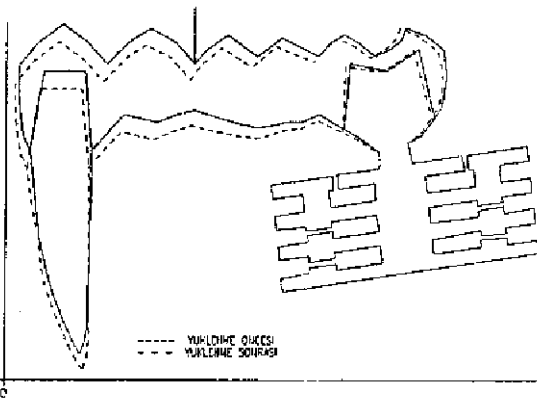
Şekil 14. Model C'nin yük uygulandıktan sonra gösterdiği deformasyon



Şekil 12. Model B'nin yük uygulandıktan sonra gösterdiği deformasyon



Şekil 15. Model C 2'nin yük uygulandıktan sonra gösterdiği deformasyon



Şekil 13. Model B2'nin yük uygulandıktan sonra gösterdiği deformasyon

## SONUÇ OLARAK

1. Osseöz integrasyonda gözönüne alınmayan periimplantium, implant ile kemik arasında bir yastık görevi görmüştür. Ancak bu sonuç mekaniksel bir sonuç olup, biyolojik verilerle birlikte değerlendirilmesinde yarar vardır.

2. İmplantın boyun bölgesinde, diğer bölgelere oranla yüksek gerilme yığılmaları olmaktadır. Bu sonuç, implant tasarımında boyun kısmına ayrı bir önemin verilmesi gerektiğini vurgulamaktadır.

1975; 6: 251-5.

3. Oluşturulan modellerin kuvvet uygulaması sonucu meydana gelen deformasyon miktarı, kuvvetin uygulama noktasına, implantın şekline ve materyallerin fiziksel özelliklerine bağlıdır.

4. Osseöz integrasyonun yansıtıldığı modellerde implantın kemik tarafından bir anlamda tespit edilmesi sonucu deformasyon sınırlanmıştır. Bu bölgede, fibroosseöz integrasyonun yansıtıldığı modellere göre daha fazla gerilme yığılmaları gözlenmiştir. Bu gerilme yığılmalarının da implanta komşu kemik üzerinde zamanla rezorbsiyon gibi istenmeyen etkilere yol açabileceği düşüncesini akla getirebilir.

### KAYNAKLAR

1. Borchers L, Reichard P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983; 62: 155-9.
2. Brunski JB, Hipp JA. In vivo forces on endosteal implants. *J Prosthet Dent* 1984; 51: 82-90.
3. Buch JD, Crose JG, Bechtol CO. Biomechanical and biomaterial considerations of natural teeth, tooth replacements and skeletal fixation. *Biomater Med Dev Art Org* 1974; 1: 171-86.
4. Desai CS, Abel JF. Introduction to The Finite Element Method. 1 th ed Van Nostrah Reinhold Co. New York, 1972.
5. Hughes TJR. The Finite Element Method. Prentice-Hall International Editions, New Jersey, 1987.
6. Kawahara H. Cellular responses to implant materials: Biological, physical and chemical factors. *FDI*, 1983; 33: 350-75.
7. Kaye GWC, Laby TH. Tables of Physical and Chemical Constants. 14 th ed London, Longman, 1982.
8. Kitoh M, Matsushita Y, Yamaue S, Ikedo H, Suetsugu T. The stress distribution of the hidroxyapatite implant under the vertical load by the two-dimensional finite element method. *J Oral Implantol* 1988; 14: 65-71.
9. Munir ZA, Richards LW, Prado ME. Photoelastic studies of the strees distributions on blade-type endosteal dental implants. *J Oral Implantol* 1975; 5: 292-312.
10. Natiella JR, Armitage JE, Mcenaghan MA, Lipani CS, Greene GW. The failing blade-vent implant. *J Oral Surg* 1973; 36: 336-42.
11. Popov EP. Introduction to Mechanics of Solids. Prentice -Hall of India Private Limited, New Delhi, 1979, 93-102.
12. Privitizer E, Widera O, Tesk JA. Some factors affecting dental implant design. *J Biomed Mater Res Symp*