

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI DİŞ PREPARASYONLARININ, METAL DESTEKLİ VE
TAM SERAMİK KRONLARDA STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ (SESA) YÖNTEMİ İLE
İNCELENMESİ**

12 3 7 5 2

Dt. Perihan OYAR

123752

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

2002- ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı
çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma, aşğıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 18/ 01 2002

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Hüsnü Yavuz Yılmaz



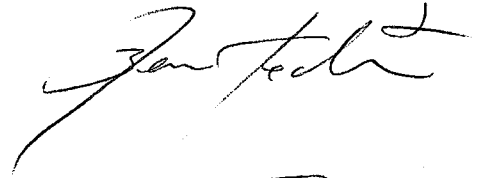
Jüri

Prof. Dr. Mutahhar Ulusoy



Jüri

Prof. Dr. P. Sema KEDİCİ



Jüri

Prof. Dr. Ayhan GÖRBÜZ



Jüri



Prof. Dr. Gökay ESKİPSOY

ÖNSÖZ

Tüm doktora çalışmam boyunca bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren ve her konuda destek olan Sayın hocam Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY'a, tezimin temelini oluşturan matematiksel modelin hazırlanmasına yardımcı olup büyük özveride bulunan Selçuk Üniversitesi Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞCIOĞLU'na, tez çalışmam boyunca bana destek olan Hacettepe Üniversitesi Öğretim Görevlisi Sayın Dr. Dt. Arsun ÇULHA'ya, tez yazım aşamasında bana yol gösteren 75. Yıl Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi Protez Bölümü Doktorlarından Sayın Dr. Dt. Mehmet Ali KILIÇARSLAN'a, bilgisayar çalışmalarında sabrı hiç tükenmeden yardımcı olan ve her türlü desteğini hiçbir koşulda esirgemeyip her an yanımda olan arkadaşım Serhat Osman OKTAY'a, bu günlere gelmemi sağlayan ve eğitimim boyunca hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan aileme teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
Önsöz	iii
İçindekiler	iv
Simgeler ve Kısaltmalar	vi
Şekiller	vii
Resimler	viii
Tablolar	ix
1. GİRİŞ	1
1.1. Mekanikte Bazı Temel Kavramlar	2
1.1.1. Stres (Gerilim)	2
1.1.2. Strain (Gerilme)	3
1.1.3. Stres-Strain Diyagramı	3
1.1.4. Elastisite Modülü (Young's Modulus)	5
1.1.5. Poisson Oranı	5
1.1.6. Sertlik (Hardness)	6
1.1.7. Aşınma Direnci (Abrasion Resistance)	6
1.1.8. Yorulma (Fatigue)	6
1.1.9. Çarpma Kuvveti (Impact Force)	7
1.2. Stres Analiz Yöntemleri	7
1.2.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	8
1.2.2. Kırılabilir Vernik ile Kaplama Tekniği	9
1.2.3. Halografik İnterfenometri	9
1.2.4. Termografik Stres Analiz Yöntemi	9
1.2.5. Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi	9
1.2.6. Radio Telemetri	10
1.2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	10
1.3. Diş Kesimi	11
1.4. Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller	15

1.4.1. Soy Metal Alaşımlar	17
1.4.2. Soy Olmayan Temel Metal Alaşımlar	19
1.5. Dental Porselenler	20
1.5.1. Metal Destekli Dental Porselenler	22
1.5.2. Metal Desteksiz Dental Porselenler	24
1.6. Konu ile İlgili Yapılan alışmalar	34
2. GEREÇ ve YÖNTEM	40
3. BULGULAR	47
3.1. Model 1’de (Kıymetli metal, anatomik oklüzal kesim: akm) Elde Edilen Bulgular	47
3.2. Model 2’de (Kıymetli metal, düz anatomik kesim: dkm) Elde Edilen Bulgular	49
3.3. Model 3’de (Temel metal, anatomik oklüzal kesim: atm) Elde Edilen Bulgular.	50
3.4. Model 4’de (Temel metal, düz oklüzal kesim: dtm) Elde Edilen Bulgular.	51
3.5. Model 5’te (In-Ceram, anatomik oklüzal kesim: ainc) Elde Edilen Bulgular.	52
3.6. Model 6’da (In-Ceram, düz oklüzal kesim: dinc) Elde Edilen Bulgular.	53
3.7. Model 7’de (IPS-Empress2, anatomik oklüzal kesim: aips) Elde Edilen Bulgular.	54
3.8. Model 8’de (IPS-Empress2, düz oklüzal kesim: dips) Elde Edilen Bulgular.	55
4. TARTIşMA	73
5. SONUÇ	86
ÖZET	88
SUMMARY	89
KAYNAKLAR	90

ŞEKİLLER

Şekil 1.1.	Cisme uygulanan kuvvetlerde oluşan kompleks Stresler (Phillips, 1991)	3
Şekil 1.2.	Stress-Strain Diyagramı I (Gladwin ve Babgy, 2000)	4
Şekil 1.3.	Stress-Strain Diyagramı II (Leinfelder ve Lemmans, 1988)	4
Şekil 1.4.	Marjin Tasarımları: a)Knife-Edge, b)Shoulder, c) Bizotaıılı Shoulder, d) Yuvarlatılmış Shoulder veya derin Chamfer, e) Chamfer	13
Şekil 3.1.	Dentin yapılarında oluşan makaslama gerilimlerinin bölgelere göre dağılım grafiği	71
Şekil 3.2.	Restorasyonlarda oluşan makaslama gerilimlerinin bölgelere göre dağılım grafiği	72

TABLOLAR

Tablo 1.1.	Metal destekli porselen alaşımlarının sınıflandırılması	16
Tablo 2.1.	Materyallerin ve doğal dişe ait dokuların elastisite modülüsleri ve poisson oranları.	46
Tablo 3.1.	Model 1'de (Kıymetli metal, anatomik oklüzal kesim: akm) bölgelere göre stres dağılımı.	57
Tablo 3.2.	Model 2'de (Kıymetli metal, düz anatomik kesim: dkm) bölgelere göre stres dağılımı.	57
Tablo 3.3.	Model 3'de (Temel metal, anatomik oklüzal kesim: atm) bölgelere göre stres dağılımı.	57
Tablo 3.4.	Model 4'te (Temel metal, düz oklüzal kesim: dtm) bölgelere göre stres dağılımı.	58
Tablo 3.5.	Model 5'te (In-Ceram, anatomik oklüzal kesim: ainc) bölgelere göre stres dağılımı.	58
Tablo 3.6.	Model 6'da (In-Ceram, düz oklüzal kesim: dinc) bölgelere göre stres dağılımı.	58
Tablo 3.7.	Model 7 'de (IPS-Empress2, anatomik oklüzal kesim: aips) bölgelere göre stres dağılımı.	59
Tablo 3.8.	Model 8'de (IPS-Empress2, düz oklüzal kesim: dips) bölgelere göre stres dağılımı.	59
Tablo 3.9.	Dentin yapılarında oluşan makaslama gerilimlerinin bölgelere göre matematiksel değerleri	71
Tablo 3.10.	Restorasyonlarda oluşan makaslama gerilimlerinin bölgelere göre matematiksel değerleri	72

RESİMLER

Resim 3.1.	Mandibular ikinci premolar dişin matematiksel modeli.	60
Resim 3.2.	Matematiksel modelde kuvvet uygulama noktaları.	60
Resim 3.3.	Model 1'de (Kıymetli metal, anatomik oklüzal kesim) restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.	61
Resim 3.4.	Model 1'de (Kıymetli metal, anatomik oklüzal kesim) dentinde oluşan makaslama gerilimleri.	61
Resim 3.5.	Model 1, Model 2, Model 3, Model 4, Model 5, Model 6' da pulpada oluşan makaslama gerilimleri.	62
Resim 3.6.	Model 1, Model 2, Model 3, Model 4, Model 5, Model 6, Model 7, Model 8' de kemik dokusunda oluşan makaslama gerilimleri.	62
Resim 3.7.	Model 2'de (Kıymetli metal, düz oklüzal kesim) restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.	63
Resim 3.8.	Model 2'de (Kıymetli metal, düz oklüzal kesim) dentinde oluşan makaslama gerilimleri.	63
Resim 3.9.	Model 3'de (Temel metal, anatomik oklüzal kesim) restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.	64
Resim 3.10.	Model 3'de (Temel metal, anatomik oklüzal kesim) dentinde oluşan makaslama gerilimleri.	64
Resim 3.11.	Model 4'de (Temel metal, düz oklüzal kesim) restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.	65
Resim 3.12.	Model 4'de (Temel metal, düz oklüzal kesim) dentinde oluşan makaslama gerilimleri.	65
Resim 3.13.	Model 5'de (In-Ceram, anatomik oklüzal kesim) restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.	66
Resim 3.14.	Model 5'de (In-Ceram, anatomik oklüzal kesim) dentinde oluşan makaslama gerilimleri.	66
Resim 3.15.	Model 6'da (In-Ceram, düz oklüzal kesim) restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.	67

Resim 3.16. Model 6'da (In-Ceram, düz oklüzal kesim)	67
dentinde oluşan makaslama gerilimleri.	
Resim 3.17. Model 7'de (IPS-Empress2, anatomik oklüzal kesim)	68
restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.	
Resim 3.18. Model 7'de (IPS-Empress2, anatomik oklüzal kesim)	68
dentinde oluşan makaslama gerilimleri.	
Resim 3.19. Model 7 ve Model 8'de pulpada oluşan makaslama	69
gerilimleri.	
Resim 3.20. Model 8'de (IPS-Empress2, düz oklüzal kesim)	70
restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.	
Resim 3.21. Model 8'de (IPS-Empress2, düz oklüzal kesim)	70
dentinde oluşan makaslama gerilimleri.	



SİMGELER VE KISALTMALAR

°C	Santigrat Derece (Sıcaklık Birimi)
°F	Fahrenhayt = $9/5 \text{ } ^\circ\text{C} + 32$
E	Elastisite Modülü : gerilim/gerilme
MPa	Megapascal ($\text{N/mm}^2 = \text{MN/m}^2 = 10.19 \text{ kg/cm}^2$)
μ	Mikron (Uzunluk Birimi)
mm	Milimetre
N	Newton = 0.102kg
ν	Poisson Oranı

SESA Yöntemi : Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

akm : model 1; anatomik oklüzal kesim, kıymetli metal

dkm : model 2; düz oklüzal kesim, kıymetli metal

atm : model 3; anatomik oklüzal kesim, temel metal

dtm : model 4; düz oklüzal kesim, temel metal

ainc : model 5; anatomik oklüzal kesim, In-Ceram

dinc : model 6; düz oklüzal kesim, In-Ceram

aips : model 7; anatomik oklüzal kesim, IPS Empress2

dips : model 8; düz oklüzal kesim, IPS Empress2

1. GİRİŞ

Dişlerin kron harabiyeti, konservatif tedavi yöntemleriyle bir dereceye kadar restore edilebilirken, fazla madde kaybı nedeniyle ortaya çıkan eksiklikler sabit protetik çalışmalarla mümkün olabilmekte, hastanın kaybedilen estetik, fonetik ve çiğneme ihtiyaçlarının giderilmesi sağlanmaktadır.

Kron ve köprü restorasyonlarının başarısını belirleyen faktörlerin başında iyi bir teşhis ve tedavi planlaması gelirken, restore edilecek olan dişte yapılacak preparasyonun dikkatli ve hassas bir şekilde yapılması da en az bu faktörler kadar önemlidir (Rossenstiel ve ark., 1988).

Restoratif materyallerin seçimi, materyallerin özelliklerine ve klinik gereksinimlerinin kombinasyonuna bağlıdır. Bir materyalin oral kavitedeki kuvvetlere dayanabilmesi için yeterli dirençte olması gerekir (Pröpster, 1992; Giordano ve ark., 1995; Giordano, 1996).

Protetik restorasyonlarda çok sayıda stres dağılımı çalışmaları yapılmıştır. Bu çalışmalar, belirli klinik durumlarda uygun dizaynı belirlemek için kullanılan kesin sonuçlar sağlamıştır. Restorasyonun başarısızlığına sıklıkla sebep olan faktörlerin çoğu, kuvvet stres dağılımı durumunda preparasyonların tasarımıyla elimine edilebilir (Caputo ve Standlee, 1987). Bu nedenle farklı endikasyonlarda doğru preparasyon tasarımı ve doğru materyal seçimi, restorasyonun başarısı için son derece önemlidir.

Literatürde, farklı diş preparasyonlarına ve farklı restoratif materyaller aracılığıyla destek dokulara yük iletilmesine yönelik çalışmaların azlığı dikkat çekicidir. Bu nedenle, çalışmamızda farklı diş preparasyonlarının farklı seramik kron sistemlerinde stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

1.1. Mekanikte Bazı Temel Kavramlar

Dış hekimliğinde kullanılan pek çok materyalin uygulanması, bu materyallerin mekanik özelliklerinin bilinmesini gerektirir. Dental restorasyonların sahip olması gereken temel özelliklerden en önemlisi, kırılmaksızın ve deforme olmaksızın çiğneme kuvvetlerini karşılayacak yeterli dayanıklılıkta ve rijiditede olmasıdır (O'Brien, 1989; Mc Cabe, 1990).

1.1.1. Stres (Gerilim)

Stres, bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvet olarak tanımlanır. Burada bahsedilen dış kuvvetle, birim alana uygulanan kuvvet zıt yönde olup birbirlerine eşit değildir. Bu iki kuvveti birbirinden ayırmak için gerekli olan dış kuvvete yük adı verilir. Gerilim kısaca birim alana uygulanan kuvvettir.

$$S = F/A$$

S = Stres
F = Kuvvet
A = Birim alan

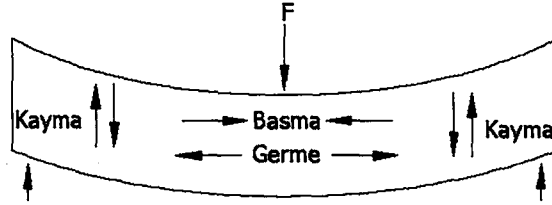
Herhangi bir yön ve büyüklükte uygulanan dış kuvvetler cismin içerisinde gerilimlerin oluşmasına neden olur. Bu gerilimler:

Uzama / Çekme gerilimi (Tensile Stress): Bir cismi uzatmak ya da germek için uygulanan yükün yarattığı deformasyona karşı oluşan dirençtir. Uzama çekme gerilimi, daima uzama / çekme gerilmesiyle beraber oluşur.

Sıkıştırma / Basma Gerilimi (Compressive Stress): Bir kütle kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir yüke maruz bırakılırsa, bu yüke karşı çıkan iç kuvvetler sıkışma gerilimi olarak adlandırılır. Sıkıştırma basma gerilimi, daima sıkışma gerilmesiyle beraber oluşur.

Makaslama / Kayma Gerilimi (Shear Stress): Çevirme hareketine veya bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı çıkan gerilime makaslama veya kayma gerilimi adı verilir.

Kompleks Gerilimler: Herhangi bir kütleye tek tip bir gerilim uygulamak son derece zordur. Pratik şartlarda, yapıda bir tip gerilim varsa, baskın olmasına rağmen, diğer bir gerilimde daima mevcuttur. Bunlara kompleks gerilimler denir (Zaimoğlu ve ark., 1993). (Şekil 1.1)



Şekil 1.1. Cisme uygulanan kuvvetlerde oluşan kompleks stresler (Phillips, 1991).

1.1.2. Strain (Gerilme)

Cisme uygulanan kuvvet yani oluşan gerilim sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir. Gerilme, elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerilme geri dönüşebilir. Yani gerilme ortadan kalkınca atomlar eski haline dönerler. Plastik gerilmeye ise cismin içindeki atomlar daimi bir şekilde yerlerinden oynamıştır.

Strain (Gerilme): e / l

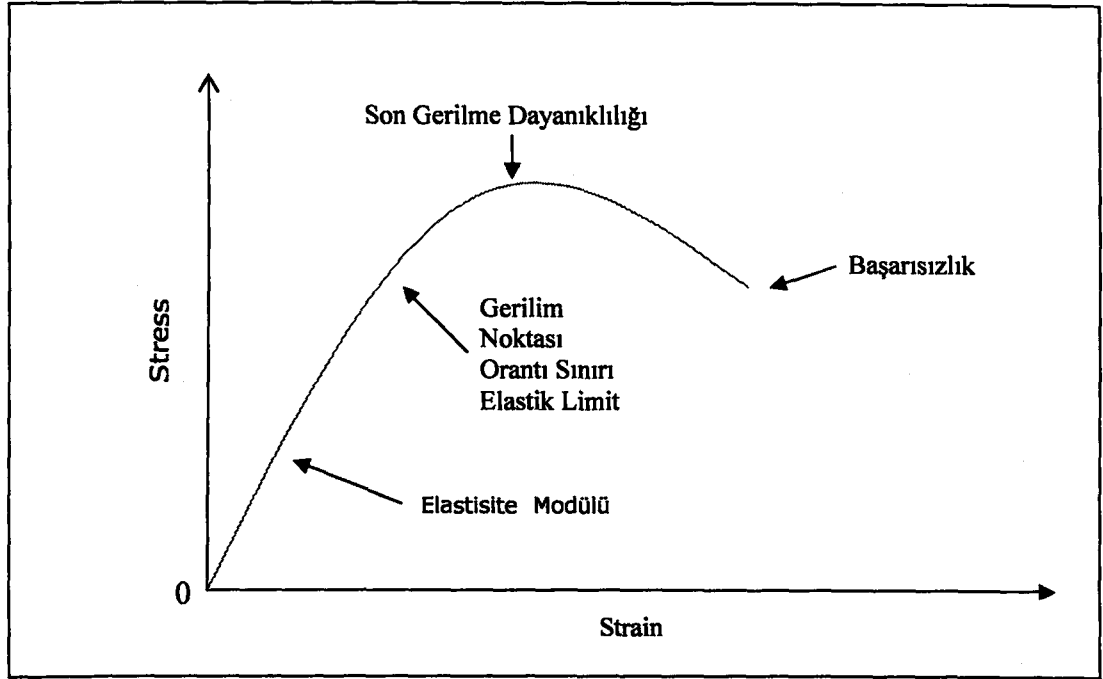
e = Birim boyutta meydana gelen değişiklik

l = Orijinal uzunluk

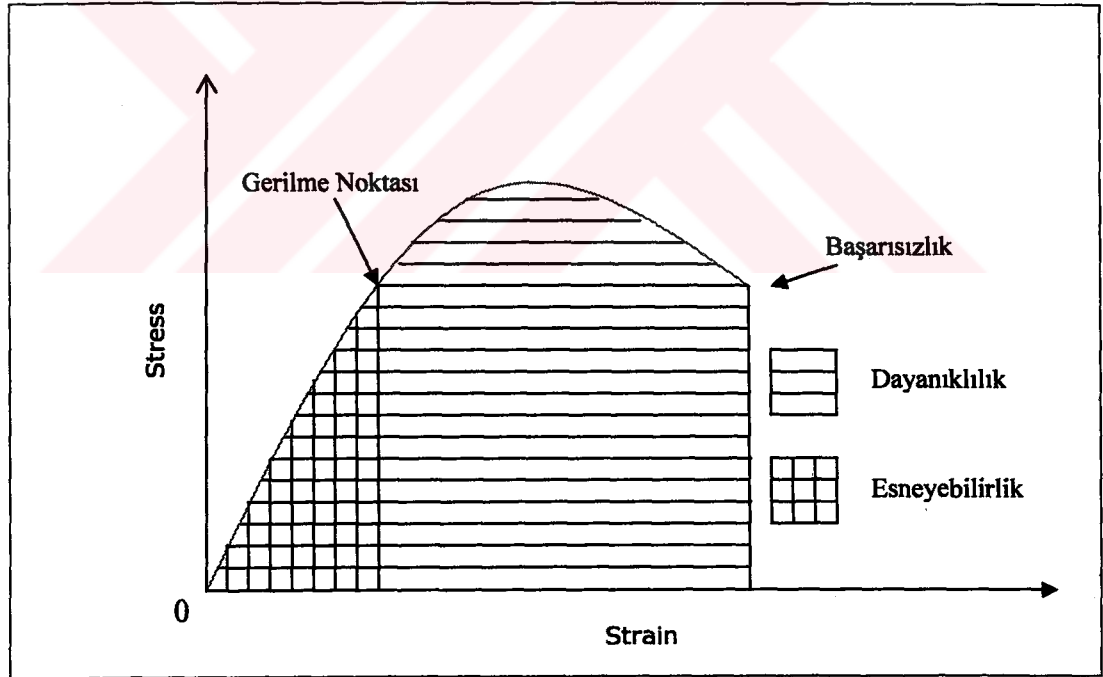
(Zaimoğlu ve ark., 1993; Phillips, 1991)

1.1.3. Stress-Strain Diagramı

Stress-Strain diyagramı germe dayanıklılığı (yield strength), son gerilme dayanıklılığı (ultimate tensile strength), kırılma dayanıklılığı (fracture strength), elastisite modülü ve uzama (elongation) gibi materyalin özelliklerini tanımlamak için kullanılan değerleri verir. (Şekil 1.2)



Şekil 1.2. Stress-Strain diyagramı I (Gladwin ve Bagby, 2000)



Şekil 1.3. Stress-Strain diyagramı II (Leinfelder ve Lemmans, 1988)

Stress-Strain diyagramı 0'dan başladığında, diyagramın lineer kısmı elastik strainleri temsil eder. Stres'in-Strain'e oranı veya çizginin eğimi elastisite modülünü verir. Stress-Strain diyagramının elastik limite kadar altında kalan

alan esneyebilirlik (resilience) ve bu eğrinin tamamının altında kalan alan ise sertlik (toughness) adı verilen bir ölçümü sağlar (Leinfelder ve Lemmans, 1988; Mc. Cabe, 1990; O'Brien, 1997). (Şekil 1.3)

1.1.4. Elastisite Modülü (Young's Modulus)

Elastisite modülü, gerilimin gerilmeye oranıdır. Bu bakımdan bir gerilime ne kadar küçük gerilme karşılık geliyorsa modülüsün değeri de o kadar büyük olur. Örneğin, eğer bir tel veya benzeri bir yapının bükülmesi zor ise bunda görünür bir deformasyon yaratmak için büyük bir gerilim uygulanması gerekir. Bu tip bir malzemenin yüksek bir elastik modülü vardır. Elastisite modülünün matematiksel formülü şöyle çıkarılır:

E = Elastisite modülü

F = Uygulanan kuvvet veya yük

A = Gerilim altındaki malzemenin kesit alanı

e = Boyda olan uzama

l = Orijinal boy

Gerilim = $F / A = S$

Gerilme = e / l

$$E = \text{Gerilim} / \text{Gerilme} = \frac{F / A}{e / l} = \frac{F \cdot l}{e \cdot A}$$

Elastisite modülü büyüdükçe cismin sertliği artar. Gerilim-Gerilme (Stress-Strain) eğrisi cismin sertliği hakkında bilgi vermektedir. Eğrinin gerilme vektörü ile yaptığı açı arttıkça, cismin sertliği de artmaktadır (Zaimoğlu ve ark. 1993; Anusavice, 1996; O'Brien, 1997).

1.1.5. Poisson Oranı

Bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan her cisim, diğer yönde de aynı tür bir şekil değiştirme gösterir. Bütün malzemeler için 0–0,5 arasında bir

değerdir ve malzemeye bağlı olarak ayırt edici mekanik bir özelliktir (Philips, 1991; Gladwin ve Bagby, 2000).

1.1.6. Sertlik (Hardness)

Bir materyalin yüzeyinde çukurcukların oluşmasına karşı direnç olarak tanımlanabilir. Bir malzemenin sertliğini etkileyen özellikler arasında; dayanıklılık orantısı, çekilebilirlik, dövülebilirlik, aşınma ve kesilmeye olan direnç sayılabilir. Dental materyallerin sertlik değerlerinin ölçümünde en çok kullanılan Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop sertlik testleridir (Mc Cabe, 1990; Zaimoğlu ve ark., 1993; Gladwin ve Bagby, 2000).

1.1.7. Aşınma Direnci (Abrasion Resistance)

Abrasyon, bir materyal yüzeyinin, diğer bir materyalin yüzeyini aşındırma işlemidir. Aşınma mekanik ve kimyasal olarak pek çok faktöre bağlı olan karmaşık mekanizmadır. Klinik olarak bir restorasyonun kolay aşınmaya uğramayacak kadar sert olması ve karşıt dişi aşındırmayacak kadar yumuşak olması tercih edilir (Mc Cabe, 1990; Zaimoğlu ve ark., 1993; Gladwin ve Bagby, 2000).

1.1.8. Yorulma (Fatigue)

Bir malzemeye kopma geriliminin çok altındaki bir gerilim defalarca uygulandığında yapıda ani bozukluklar meydana gelmektedir. Bu tip bozukluklara “yorulma” adı verilir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.1.9. Çarpma Kuvveti (Impact Force)

Bir cismin başka bir cisimle çarpışması sonucunda oluşan dinamik kuvvete çarpma kuvveti denir. Bir malzemenin birim hacminin bir çarpmaya daimi bir deformasyona uğramadan gösterdiği direnç, bu malzemenin esneklik modülü ile orantılıdır. Hacmi büyüdükçe maddenin çarpmaya daimi bir deformasyona uğramadan göstereceği direnç de büyür. Bu iki değer birbiriyle direkt olarak orantılıdır. Ayrıca çarpma direnci artan elastisite modülü ile de azalır. Ancak dental restorasyonların gerilim altındaki rijiditesi için yüksek elastisite modülü gerekir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.2. Stres Analiz Yöntemleri

Stres analizi, bir yapı içerisinde yüklere bağlı olarak meydana gelebilecek streslerin incelendiği bir uygulamadır. Stres analiz tekniği teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilir. Teorik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan veya yapının modellenmesi yoluyla elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir (Caputo ve Standlee, 1987). Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulama sırasında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptayabilmek için çeşitli dallarda stres analizleri yapılabilir (Çalikkocaoğlu, 1996).

Tüm yapısal analizler ve tasarımlar uygulanacak kuvvet ve bu kuvvete dayanması gereken materyalin mekanik özelliklerinin bilinmesini gerektirir. Ağız içinde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, oral dokular tarafından aşırı derecede kompleks yapısal cevaplar ile sonuçlanır. Oluşan streslerin hesaplanması, restoratif materyaller ve oral dokuların özelliklerinin bilinmesi ile yalnızca stres analiz teknikleri ile yapılabilir. Amaç, restoratif

tedavi özelliklerinin klinik performanslarını tahmin etmek ve bunların kullanım kriterlerini belirlemektir (Caputo ve Standlee, 1987).

Dental yapıların karmaşık geometrileri ve fizyolojileri nedeni ile diş hekimliğinde birçok biyomekanik çalışmalar in-vitro olarak yapılmaya çalışılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan dental materyallerin, dişlerin ve fizyolojik olayların fonksiyon sırasındaki fiziksel ve mekaniksel olayların özelliklerini inceleyebilmek amacıyla fonksiyonel streslerin ölçülebildiği farklı analiz yöntemleri vardır (Çiftçi, 1998):

- 1.Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
- 2.Kırılabilir vernik ile kaplama tekniği
- 3.Halografik interferometri (lazer ışını ile stres analiz yöntemi)
- 4.Termografik stres analiz yöntemi
- 5.Gerilim ölçer stres analiz yöntemi (strain-gauges)
- 6.Radio telemetri
- 7.Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (finite element analysis)

1.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu inceleme türü yüklenen ve kuvvet çizgileri dondurulan bir cismin, özel bir aparey içerisinde ve özel bir ışınla incelenmesi esasına dayanır. Bu yöntemde karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimler gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüşür. Başka bir deyimle fotoelastik inceleme yöntemi, çift kırıcılık özelliğine sahip cisimler içinden geçen polarize ışığın çift kırılması olayına dayanan optik bir fenomendir (Ulusoy ve Aydın, 1988; Çıkmaz, 2001).

1.2.2. Kırılabilir Vernik İle Kaplama Tekniği

Bu yöntemle analiz yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürölüp fırınlandıktan sonra yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir.

1.2.3. Halografik İnterferometri

Halografi tekniğinde interferometre denilen aletten yararlanılır. Bu alet cisimler üzerindeki mesafe ve yer değiştirme miktarını, çıkardığı iki lazer ışın demeti ile ölçer. Işın verilmesi sırasında obje baskı altında hareket ettirildiğinde halografik görüntüde şekillenen saçakların değerlendirilmesi ile sonuca gidilir. Bu teknikte; in-vivo olarak kontrol edilmesi zor olan vibrasyon gibi mekanik hareketlerin tümüyle elimine edilmesi gerekir (Pryputniexiczx, 1978; Ulusoy ve Aydın, 1988).

1.2.4. Termografik Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntemle göre izotropik homojen bir materyal belirli bir devir ile yüklendiği zaman ısıya göre devirde ortaya çıkan değişiklik materyalde meydana gelen streslerin toplamı ile doğru orantılı olmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 1988; Ünsal, 1994).

1.2.5. Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi

Gerilim ölçer denildiğinde, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlar anlaşılmaktadır. Bunların mekanik , mekanik–optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çeşitleri vardır . Bu yöntemle çok ufak yapıların bile

yüzeyindeki gerilimler çok düzgün olarak ölçülebilir, fakat iç gerilimlerin değerlendirilmesi mümkün değildir. (Ulusoy ve Aydın, 1988; Hark ve ark., 1992; Ünsal, 1994).

1.2.6. Radio Telemetry

Bu yöntem birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile herhangi bir materyale bağlantısı olmadan verilerin transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, materyal üzerine yapışan gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir kayıt cihazı mevcuttur. Gerilim ölçerler üzerinde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radioteleminin frekansını ayarlamakta ve etkilenmektedir. Bu sistemin önemli avantajı tel kullanmaksızın verilerin iletilmesidir (Ünsal, 1994).

1.2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Araştırmamızda kullandığımız bu yöntem ileride gereç ve yöntem bölümünde ayrıntılı olarak anlatılacak olmakla beraber burada özetle verilecektir. Bilgisayarda sayısal bir metod olan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak, yapılar üzerinde mekanik bir yükleme esnasında oluşan stres dağılımı ve deplasmanlar belirlenebilmektedir. Uçak mühendisliği için geliştirilen bu program daha sonra inşaat mühendisliğinde de yaygın olarak kullanılmaktadır. Günümüzde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi biyomekanik ve diş hekimliği alanında da kullanılmaya başlanmıştır. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi sonlu sayıdaki parametreye ve aynı zamanda özelleştirilmiş mekanik davranışa sahip sonlu sayıdaki elementlere bölünmüş yapıları tasarlayan matematiksel mühendislik metodudur. Analiz için modelde şu bilgiler gerekmektedir: Düğüm noktalarının toplam sayısı, elementlerin toplam sayısı, sınır koşullarının belirlenmesi, düğümlere uygulanacak

kuvvetlerin değerlendirilmesi, her bir düğüm noktasının koordinatları, kullanılan malzemenin elastisite modülü ve poisson oranları. Bu bilgilerin değerlendirilmesi sonrasında deplasmanlar ve stres yoğunlukları program yardımı ile hesaplanmaktadır. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin geçerliliği geometrinin, materyal özelliklerinin, destek ve yükleme durumlarının fiziksel idealizasyonuna dayanmaktadır. Bu yöntemde, çekme (tensile), sıkışma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimlerinin lokalizasyon ve miktarları incelenebilmektedir. (Yang ve ark., 1991; Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru, 1995a; Craig, 1997).

1.3. Diş Kesimi

Diş kesimi işlemi sonucunda, diş dokusu diğer dokularda olduğu gibi bir rejenerasyon kabiliyetine sahip değildir. Bu nedenle mine ve dentin, herhangi bir çürük, travma veya aşınma nedeniyle kaybedilirse form ve fonksiyonun yeniden kazandırılabilmesi için restoratif materyallere ihtiyaç duyulur. Sabit protez uygulamaları olarak da ifade edilen kron ve köprü restorasyonlarının başarısını belirleyen faktörlerin başında iyi bir teşhis ve tedavi planlaması gelirken restore edilecek olan dişte yapılacak preparasyonun dikkatli ve hassas bir şekilde yapılması da en az bu faktörler kadar önemlidir.

Diş Kesiminin Biyomekanik Prensipleri

Döküm kron veya porselen restorasyon için diş kesiminde uyulacak beş temel prensip vardır:

1. Diş yapısının korunması
2. Tutuculuk ve direnç
3. Restorasyonun yapısal sağlamlığı
4. Marjinal bütünlük
5. Periodonsiumun korunması

1. Diş dokusunun korunması

Bir dişin tümüyle veya kısmen bir restorasyonla kaplanabilmesi için belirli kalınlıkta bir diş dokusunun kesim yoluyla dişten uzaklaştırılması gerekir. Kesim sırasında diş eğer aşırı kısaltılır veya aşırı konikleştirilirse yapılacak olan kronun direnç ve tutuculuğu riske girecektir. Ayrıca kesim nedeniyle pulpaya gereğinden fazla yaklaşıldığı için ısısal duyarlılık, pulpa iltihabı ve pulpa nekrozuna yol açabilecektir. Bir dişte kesim sırasında ne kadar bir doku kaldırılacağı veya kesimin hangi derinliğe kadar olacağına karar verirken o dişin olası mine ve dentin kalınlıkları hakkında bir fikir sahibi olmak gerekir.

2. Tutuculuk ve Direnç

Bir restorasyon, prepare edilen dişe sıkıca tutunmazsa kendisinden beklenen biyolojik, fonksiyonel ve estetik gereksinimleri yerine getiremez. Tutuculuk kapasitesi fonksiyonel kuvvetlere karşı koyabilecek güçte olmalıdır. Aksial kesim derecesi, siman tabakasının total yüzey alanı, makaslama etkisi altında kalan siman alanı, dişin yüzey pürüzlülüğü tutuculuğu etkileyen faktörlerdir.

3. Restorasyonun Yapısal Sağlamlığı

Döküm restorasyon, esnemeye izin vermeyecek sağlam bir yapıya sahip olmalıdır. Bunu sağlamak için preparasyon sırasında yeterli diş dokusu kaldırılarak restoratif materyal için yeterli bir hacim elde edilmelidir. Oklüzal kesim, aksial kesim, kuvvetlendirici destek hazırlıklar restorasyonun sağlamlığı ile ilgili olan üç preparasyon özelliğidir. İnsizal ve oklüzal yüz kesiminde anatomik şekle uygunluk krona yeterli direnç sağlama, estetik restorasyona gerekli yeri açma, diş dokusunu koruma gibi önemli avantajlar

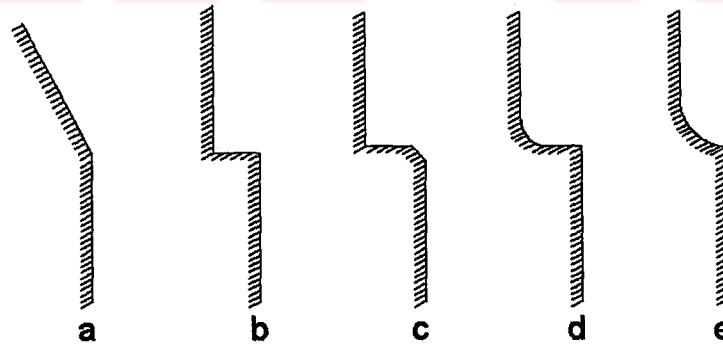
sağlayacaktır (Shillingburg, 1981; Rosenstiel ve ark., 1988; Shillingburg, 1991; Yavuzylmaz, 1996).

4. Marjinal Bütünlük

Başarılı restorasyon marjinleri için üç temel gereksinim mevcuttur:

1. Kron marjinleri açıkta kalabilecek siman genişliğini minimize edecek şekilde, preparasyonun bitiş çizgisine mümkün olduğunca en iyi uyumla oturmalıdır. 2. Çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilecek yeterli dirence sahip olmalıdır. 3. Şartlar elverdiği sürece kron marjinleri hekimin görüp düzeltebileceği ve hastanın kolayca temizleyebileceği alanlarda konumlandırılmalıdır (Shillingburg, 1981; Rosenstiel ve ark., 1988; Shillingburg, 1991).

Genellikle kullanılan marjin tasarımları; Knife-edge (bıçak sırtı), Shoulder (dik açılı basamak), bizotajlı Shoulder (beveled Shoulder), yuvarlatılmış Shoulder veya derin Chamfer basamak, Chamfer basamak (oluk) tarzındaki formlardır.



Sekil.1.4. Marjin tasarımları: a) Knife-edge, b) Shoulder, c) Bizotajlı Shoulder, d)Yuvarlatılmış Shoulder veya derin Chamfer, e) Chamfer

Bıçak sırtı (Knife edge): Basamaksız tasarımlar yüksek devirli kesim enstürmanlarının ve hassas ölçü maddelerinin geliştirilmesinden önce sıklıkla kullanılan tasarımlardır. Bunlar kron için yeterli yer sağlamadığından, aşırı kron konturlarına neden olduğundan ve iyi bir marjinal uyum elde

edilemediğinden, ender koşullar dışında, önerilen bir marjinal tasarım şekli değildir. Ancak oral kavitede ulaşılması güç olan bölgelerde, geniş pulpalı genç bireylerde, full metal kron restorasyonlarda, gingival bölgede sonlanmayan parsiyel kron tasarımlarında ve posterior dişlerin lingual yüzeylerinde kullanım alanı bulurlar (Shillingburg, 1981; Rosenstiel ve ark., 1988; Shillingburg, 1991).

Shoulder preparasyonları: Genellikle full porselen jaket kronlarda, bazı durumlarda metal destekli porselen kronların yapımında kullanılır. Prepare edilmiş dişin aksial duvarı ile 90° açı yapar ve yaklaşık olarak 1mm genişliğindedir. Aynı zamanda Shoulder basamağın 135° li shoulder modifikasyonu da vardır (Shillingburg, 1981; Rosenstiel ve ark., 1988; Naylor, 1992; Seymour ve ark., 1999).

Bizotajlı basamak: Bazı genel kron uygulamalarında bizotajla birlikte modifiye bir shoulder kullanılır. Burada bizotajın açısı 40° ve 70° olabilir. Metal porselen kronlarda shoulder kısmında yuvarlatılmış aksial açılı bir bizotaj şeklindeki uygulamalar daha popülerdir. Bu preparasyon ayrıca proksimalden proksimale lingual kapsayan bir chamfer ile modifiye edilebilir (Seymour ve ark., 1999).

Yuvarlatılmış shoulder veya derin Chamfer tasarımı: Aksial-gingival açının yuvarlatılması sırasında Shoulder veya Shoulder-bevel marjinal tasarımıyla aynı dizayndadır (Naylor, 1992).

Chamfer oluk tarzındaki marjinal tasarım: Geniş açılı bir marjinal sonlanım şeklidir ve iç bükey bir oluk tarzındadır. Kullanılan frez şekline göre preparasyonun derinlik ve açılanması değişebilir. Chamfer tarzındaki marjinal sonlanma şekli ile metal ve estetik materyal için yeterli yer sağlanması mümkün olur. Döküm metal kronlarda, veneer kronlarda ve metal-porselen kronlarda sıklıkla kullanılan bir marjinal tasarımdır (Shillingburg, 1981; Rosenstiel ve ark., 1988; Shillingburg, 1991).

5. Periodonsiyumun Korunması

Preparasyonun bitiş çizgisinin oluşturulması özellikle periodonsiyumun korunması açısından çok önemlidir. Bitiş çizgisinin konumunda önemli olan kriter, mevcut diş eti cebinin derinliği ve kron kenarının epitelyal ve konnektif dokuların bağlantı yaptığı bölgeyi rahatsız etmemesidir. Epitelyal ve konnektif doku ataşmanları ile birlikte bu biyolojik alanın genişliği normalde 2 mm kadardır. Diş eti altındaki bitiş çizgileri epitelyal ataşmanın en az 0,5 mm uzağında konumlanmalıdır (Shillingburg, 1981; Rosenstiel ve ark., 1988; Shillingburg, 1991).

1.4. Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller

Dental materyal bilimi, materyalin içeriği, özellikleri ve uygulandıkları çevre ile olan etkileşimlerini kapsar. Hekim, hasta ağızındaki restorasyon tipine karar verdiğinde, farklı materyaller arasında seçim yapabileceği gibi, aynı materyalin iki veya daha fazla tipi arasında da seçim yapabilir. Dişlerin restorasyonu söz konusu olduğunda, seçimi yapılacak materyalin mine dokusu ile benzer özelliklere sahip olması gerekmektedir. Doğru materyal seçimi için materyalin avantaj ve dezavantajlarının bilinmesi gerekir ve böylece tedavide daha başarılı sonuçlar elde edilebilir.

Protetik diş hekimliğinde kullanılan materyaller; metal alaşımlar, seramikler ve sentetik malzemeler ana başlıkları altında toplanabilir (Mc Cabe, 1990; O'Brien, 1997; Gladwin ve Bagby, 2000).

Sabit Protezlerde Kullanılan Metal Alaşımları

Dental metal alaşımları sabit protez uygulamalarında geniş bir kullanım alanına sahiptir. Altın ve diğer kıymetli metal alaşımlarının yüksek

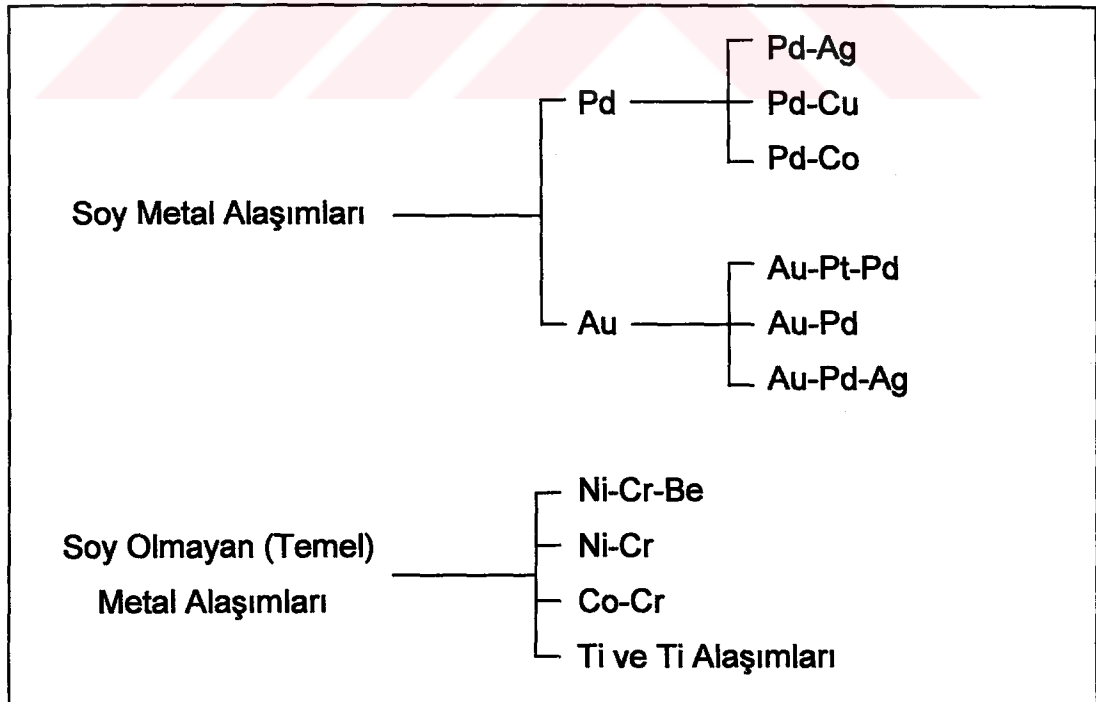
maliyetlerine karşılık olarak, dental alanda, pek çok alternatif alaşımlar sunulmuştur ve kullanımları uygun maliyetlerinden dolayı tercih edilmektedir.

Metal destekli porselen restorasyonları için alaşım seçimi şu özelliklere dayanmalıdır.

- 1-) Fiziksel özellikler
- 2-) Kimyasal özellikler
- 3-) Biyouyumluluk
- 4-) Laboratuvar işlenebilirlik
- 5-) Porselen ile uyumluluğu

Metal alaşım için fonksiyon, renk ve kompozisyonu temel alan sınıflandırmalar söz konusu olmakla birlikte metal seramik alaşımlar için olan sınıflandırma Tablo 1.1. de gösterilmiştir (O'Brien, 1997).

Tablo 1.1. Metal destekli porselen alaşımlarının sınıflandırılması



1.4.1. Soy Metal Alaşımları

Yüksek Altın Alaşımları

Yüksek altın alaşımları yüksek oranda altın ve platin metal grubu ve az miktarda indium, demir ve kalay içerir. Bu alaşımların ağırlık olarak altın içeriği %78 den %87 ye kadar değişir ve toplam soy metal içeriği yaklaşık olarak %97 dir. Az miktarda demir, indium ve kalay, porselenin metal oksite bağlantısına katkıda bulunması ve dayanıklılık için ilave edilir. Yüksek oranda soy metal içermesinden dolayı korozyona dirençli olması, çok az ya da hiç gümüş içermemesinden dolayı porselende renklenme yapmamaları, kolay işlenebilirlikleri, biyouyumlulukları en önemli avantajları arasında yer alırken, düşük elastisite modülüsleri ve porselen fırınlanması sırasında zayıf eğilme (sag) direnci ise en önemli dezavantajdır.

Altın-Palladyum-Gümüş Alaşımları

Yüksek altın içeren grup ile karşılaştırıldığında, altın oranının düşürülmesi, gümüşün (%10-%15) ve yüksek palladyum içeriğinin (%20-%30) önemli miktarlarının ilavesiyle maliyeti azaltılmış, elastisite modülüsü yükseltilmiş ve porselen fırınlanması sırasında boyutsal değişikler azaltılmıştır. Korozyona direnci iyidir. Ancak gümüşün ilavesiyle porselende yeşilimsi bir renklenme eğilimi ortaya çıkmıştır (O'Brien, 1997).

Palladyum-Gümüş Alaşımları

Pd-Ag alaşımları %50-%60 oranında palladyum, %30 gümüş ve %10 indium içerir. Bu alaşımların fiziksel ve kimyasal özellikleri diğer metal alaşımları ile kıyaslanacak kadar iyidir ve metal destekli porselen sistemleri için uygundur. %50 – 60 soyluluk oranı; lekelenme ve korozyona yeterli direnç ve iyi klinik işlenebilirlik özelliği sağlar. Pd-Ag alaşımları diğer metal alaşımları içinde

yüksek elastisite modülüsü, düşük sag eğilimi ve mükemmel porselen bağlantısı ile geniş bir kullanım alanı bulurlar. Porselende meydana gelen renklenme en önemli dezavantajıdır (Mc Cabe, 1990; O'Brien, 1997).

Altın – Palladyum Alaşımları

Bu alaşımlar genellikle %50 altın ve %40 palladyum içerir. Germe / akma dayanıklılığı (yield strength) ve sertlikleri uygundur. Elastisite modülüsü yüksek altın alaşımları ile karşılaştırıldığında önemli oranda artırılmıştır. Bu grubun tek dezavantajı, yüksek genleşmeli porselen ile uyumlu olmayan termal genleşmesidir. Gümüş içermeyen alaşımlar, gümüş içerenlerden daha düşük genleşme değerlerine sahiptirler. Yüksek soyluluk oranından dolayı korozyona direnç mükemmeldir. Sag eğilimi Au-Pd-Ag alaşımlarınıninkiyle yaklaşık olarak aynıdır ve yüksek Au alaşımlarınıninkinden çok daha iyidir. Gümüş içeriği az olduğu için porselende renk problemi oluşturmaz (O'Brien, 1997).

Palladyum-Bakır Alaşımları

Palladyum-bakır alaşımları genellikle %70-80 palladyum ve çok az yada hiç altın, ağırlık olarak %15'e kadar bakır ve yaklaşık olarak %9 gallium içerirler. Palladyum-bakır alaşımları oldukça kalın oksit tabakasına, iyi korozyon direncine sahiptirler. Palladyum-gümüş alaşımları gibi kolayca dökülemezler.

Palladyum-Kobalt Alaşımları

**TC. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

Palladyum-kobalt alaşımları ağırlık olarak yaklaşık %88 palladyum ve %4-5 kobalt içerir. Bu alaşımların avantajı yüksek termal genleşme katsayılarıdır. Dezavantajı ise ince marjinlerde maskelemeyi zorlaştırabilen koyu oksit tabakası oluşumudur. (Rosenstiel ve ark., 1988; Mc Cabe, 1990; O'Brien, 1997).

1.4.3. Soy Olmayan Temel Metal Alaşımları

Kıymetsiz metal alaşımlarının sabit protezlerde kullanımı özellikle 1970' li yıllarda altın fiyatlarının aşırı yükselmesi nedeniyle yaygın hale gelmiştir. Kıymetli olmayan alaşımlar, soy metal alaşımlardan farklı fiziksel özelliklere sahiptir. Bunların en önemlileri; yüksek sertlik, yüksek akma / germe dayanıklılığı (yield strength), yüksek elastisite modülüsüdür. Ni-Cr ve Co-Cr alaşımları, soy metal alaşımlarından daha yüksek elastisite modülüsüne sahip oldukları için uzun köprülerde daha az esnemesiyle yeterli direnç ve daha ince bir metal alt yapı oluşumu sağlarlar. Kıymetsiz metal alaşımlarının elastisite modülüsü, germe dayanıklılığı ve yield strength değerlerinin yüksekliği ile akma (creep) dirençlerinin mükemmel oluşu ve ekonomik avantajları en önemli tercih nedenlerini oluşturmaktadır. Galvanik aktivitenin ve termal iletkenliklerinin düşük olması, lekelenme ve korozyona dirençli olmaları da olumlu özellikleri arasında sayılmaktadır. Aşırı sertliklerinden dolayı oklüzal uyumlama ve parlatma gibi çalışma zorlukları, döküm büzülmesinin fazla olması, kalın oksit tabakası oluşumu ile metal-porselen bağlantısında zayıflama, içeriklerinde berilyum ihtiva eden alaşımların toksik etkiler göstermesi ve nikelden kaynaklanabilen biyolojik riskler bu alaşımların dezavantajlarıdır (Avcı, 1990).

Soy olmayan temel metal alaşımları içinde yer alan diğeri bir alaşım ise titanyum alaşımlarıdır. Titanyum soy metal olmamasına rağmen, mükemmel biyouyumluluğı nedeniyle sıklıkla temel metal alaşımları içinde yer almaz. Metal destekli porselen restorasyonları için titanyumun kullanımında esas problem, işlemlerin zorluğudur. Titanyum alaşımlarının dökümü; revetman ile reaksiyon, hızlı oksidasyon ve yüksek döküm sıcaklığından (2000 °C) dolayı zordur. Bu yüzden metal destekli porselenlerde titanyum alaşımının kullanımı sınırlı olmaktadır (Avcı, 1990; Mc Cabe, 1990; Zaimoğlu ve ark., 1993; Q'Brien, 1997).

1.5. Dental Porselenler

Toprak kökenli bir materyal olan seramik, genel olarak silikat yapısındadır. Geleneksel dental porselenin kimyasal içeriğini feldspar, kaolin ve quartz oluşturur.

1. Feldspar ($K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$):

Dental porselene birleştiricilik ve saydamlık verir. Doğal feldspar, saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Bunlar diş şeklinin yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, krona doğal görünüş sağlamaya yardım ederler.

2. Kaolin ($2H_2OAl_2O_3 \cdot 2SiO_2$):

Çin kili olarak nitelendirilen kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır. Dental porselende çok az kullanılan ya da hiç kullanılmayan kaolinin yapıştırıcılık ve şekillendiricilik özelliğinden istifade edilir.

3. Quartz (SiO_2):

Silika yapısında olan quartz dental porselenlerde desteklik görevi yapar ve büzülmeyi ayarlar. Kütleye stabilite sağlayarak dayanıklılığını artırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Mc Lean, 1979; Mc Cabe, 1990; Naylor, 1992; Zaimoğlu ve ark., 1993)

Dental seramikler, klasik olarak fırınlama derecelerine göre ve dirençlendirilme mekanizmalarının esas alındığı yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler.

Fırınlama Derecelerine Göre:

1. Düşük Isı (low fusing) dental porselenler (871 °C -1.066 °C): Jaket kron, metal destekli kron porselenlerinde, aluminöz porselenlerde (kor materyali hariç), çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılırlar.
2. Orta Isı (medium fusing) dental porselenler (1.093 °C -1.260 °C): Gövde porseleninde kullanılırlar.
3. Yüksek Isı (high fusing) dental porselenler (1.288 °C -1.371 °C): Özellikle suni dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark., 1993; O'Brien, 1997).

Yapım Tekniklerine Göre:

1. Metal Destekli Dental Porselenler

- A-) Döküm metal üzerinde bitirilen dental porselenler
- B-) Metal yaprak üzerinde bitirilen dental porselenler (Memikoğlu, 1997).

2. Metal Desteksiz Dental Porselenler

- A-) Konvansiyonel (toz-likit) seramikler
- B-) Dökülebilir seramikler
- C-) Makine ile şekillendirilebilir seramikler
- D-) Basınçla şekillendirilebilir seramikler
- E-) İnfiltrat seramikler
- F-) Diğer seramik sistemleri (Rosenblum ve Schulman, 1997)

1.5.1. Metal Destekli Dental Porselenler

A-) Döküm Metal Üzerinde Bitirilen Dental Porselenler

Metal destekli porselen retorasyonlar soy veya soy olmayan metal alt yapı ve bu yapı üzerine fırınlanan porselenden oluşurlar. İyi bir metal porselen bağlantısı için, metal ve porselenin termal genleşme katsayılarının uyumlu olması gerekir. Metal porselen bağlantısında, termal genleşme katsayılarındaki uyumsuzluk istenmeyen termal stresler meydana getirerek porselende kırılmalara sebep olacaktır. Metal yapı öncelikle bir ön ısı uygulamasına tabii tutularak yüzeyin oksitlenmesi sağlanır. Daha sonra metal rengini maskelemek için titanyum dioksit, zirkonyum oksit, kalay oksit gibi oksitler içeren opak porselen uygulanır. Bunun üzerine dentin, mine, glaze porselenleri bilinen usullerle şekillendirilir. Metal-porselen restorasyonların başarısı, alaşımın ve porselenin özelliklerine ve arada oluşan bağlantının gücüne bağlıdır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Porselenin metal bağlantısını etkileyen dört mekanizma tanımlanmıştır:

1. Mekanik Bağlanma: Metal yüzeyi kumlama yöntemiyle pürüzlendirilerek yüzey alanı artırılır ve yüzeyi ıslatan porselen ile metal arasında mekanik tutuculuk sağlanır. Porselenlerde mekanik bağlantı amacı ile kumlama, asitlerle dağlama, elektrokimyasal yöntem ile korozyon oluşturma ve yüzeye küresel alaşım partikülleri püskürtme metodları uygulanır.

Metalizasyon; kumlanmış metal yüzeyine küresel alaşım partikülleri püskürtülerek yada lehimleme ile yüzeye mikro partikül boncuklarının eklenmesi işlemidir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Yavuzylmaz, 1996).

2. Kimyasal Bağlanma: Kimyasal bağlanma, metal yüzeyinde oluşan oksit tabakası ile cam yapının ortak elektronları arasında olur. Bu işlem soy metal alaşımlarında, alaşıma katılan demir, indiyum ve kalay gibi metaller ile olur. Bu metaller fırınlama sırasında alaşım yüzeyine yayılarak porselen ile

birleşen indiyum ve kalay oksitleri oluşturup kimyasal bağlanmayı sağlarlar. Soy olmayan metal alaşımlarında ise ilgili metallerin direkt oksitleri bu ara oksit tabakasını oluşturarak bağlantıyı sağlarlar.

3. Sıkıştırma Bağlantısı: Bu bağlanma metal yüzeyinin geometrisine, metal ve porselenin ısısal genleşme katsayıları arasındaki uyuma bağlıdır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

4. Van der Wall's Kuvvetleri: Sorumlu moleküllerin birbirlerini çekmesidir. Bu bağlantı en zayıf metal porselen bağlantı türüdür ve kimyasal bağlantının 1/20'si kadar değerdedir. Van der Wall's kuvvetleri opak moleküllerinin metal yüzeyini ıslatması ile doğru orantılı olarak artar, kimyasal bağlantı için zemin hazırlar (Yavuzılmaz, 1996; Çıkmaz, 2001).

Günümüzde en yaygın sabit restosyon materyali olarak metal destekli seramikler kullanılmaktadır. Metal seramik sistemlerdeki metal alt yapının ortaya koymuş olduğu direnç üstünlüğü bu sisteme ait tüm olumsuzlukların üstesinden gelebilecek düzeydedir (O'Brien, 1989) .

B-) Metal Yaprak Üzerinde Bitirilen Dental Seramikler

Metal ve laboratuvar maliyetini düşürmek, metal kalınlığını azaltmak, metal röflesinden kaçınarak optimum estetiği sağlamak ve simantasyon işlemleri sırasında metal porselen birleşimindeki gerilimleri azaltma amaçlarını hedefleyen bu sistem 1976'da Mc Lean tarafından geliştirilmiştir. Ancak bu sistemin dirençlendirilmiş tam porselen ve metal destekli porselen sistemlerinden küçük kırılma direncinde bulunması ve çok üyeli restorasyonlarda kullanılmaması bazı sınırlamaları beraberinde getirmiştir (Memikoğlu, 1997). Metal yaprak üzerinde bitirilen kronlar uzun zamandan beri çeşitli formlarda pazarlanmıştır. Fakat bunlar yaygın kullanımda tercih edilmemiştir (Mc Lean ve Odont, 2001).

1.5.2.Metal Desteksiz Dental Porselenler

Restoratif diş hekimliği, kaybolan diş dokusunun yerine ideal bir materyal bulma peşindedir. Dental porselenler, kayıp diş dokusunun yerini alan en doğal görünümlü dental materyaldir. Porselen düşük çekme direnci ve kırılganlığı sebebiyle kırılmaya karşı direncini artırmak amacıyla genellikle metal alt yapıya bağlanmıştır. Ancak bu metal alt yapı, porselenin ışık geçirgenliğini azaltarak ve metal iyon renklenmeleri ortaya çıkarak porselenin estetiğini etkilemektedir. Ayrıca bazı hastalarda çeşitli metallere hassasiyet ve allerji olabilmektedir. Bu dezavantajlar, materyal ve laboratuvar maliyeti ile birlikte metal seramik sistemlerin yüksek dayanıklılığı ve hassas uyumu sağlayabilen tam seramik sistemlerin geliştirilmesine olanak sağlamıştır (Rosenblum ve Schulman, 1997).

A-) Konvansiyonel (Toz-likit) Seramikler

Day materyali üzerine tozun ve suyun karıştırılıp tabakalar halinde uygulanması ile restorasyonun konturlarının verildiği seramiklerdir. Tozlar değişik ton ve translüsensiye sahiptirler. Bu seramiklere örnek olarak Optek HSP, Duceram LFC, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage, Mirage II verilebilir (Rosenblum ve Shulman, 1997).

Optec HSP: Kor içermeyen, tam seramik kronların yapımı için tasarlanmış yüksek lösit porselendir. Refraktör day yöntemi veya platin yaprak üzerinde hazırlanabilen çok estetik bir sistemdir. Her ne kadar normal konvansiyonel feldspatik porselene oranla direncinde bir artma olsa da kor yapısı içerenler kadar kuvvetli değildir (Wall ve Cipra, 1992).

Duceram LFC: "Hidrotermal düşük ısı porseleni" denilen bir restoratif materyaldir. Üretici firma bu kristal yapının daha yüksek yoğunlukta olduğunu, esneme ve kırılma direncinin daha fazla olduğunu belirtmektedir.

Duceram LFC, seramik inley ve veneer kronların yapımında kullanılmaktadır (Rosenblum ve Schulman, 1997).

B-) Dökülebilir Seramikler

Bu ürünler katı seramik ingotlar (daha sonra kullanılmak üzere, uygun şekillerde hazırlanmış tabletler) halinde bulunur. Bu ingotlar mumun atımı ve santrifujal döküm tekniği uygulanarak kor yapımında kullanılır. Genellikle tek renkte materyal bulunur, bu materyal konvansiyonel feldspatik porselenle kaplanarak final restorasyonu istenen rengi ve karakterizasyonu sağlanmaktadır.

Dicor:

Polikristal cam seramik materyalidir. Mum modelaj, mum atımı ve santrifujal döküm tekniği uygulanır. Başlangıç formu camdır ve kontrollü kristalizasyon ortamında cam seramik materyali oluşturmak için ısı uygulanır. Isı uygulaması ile (ceramming) tetrasilik mika kristallerinin parsiyel kristalizasyonu sağlanır. Başka bir alternatif teknik olarak döküm camdan, restorasyonun kor kısmı elde edilir ve veneer porseleni bunun üzerine pişirilerek restorasyon tamamlanır (Dicor Plus, Will's Glass). Dicor kron ve veneerlerin yapım işleminde özellikle yüksek ısı, elektrikle ısınan döküm ünitesine ihtiyaç vardır. Dicor kronların simantasyonunda "kompozit rezin siman"lar tavsiye edilmektedir. Dicor kronun esneme direnci 151 MPa civarında rapor edilmiştir (Mc Lean ve Kedge, 1988; Wall ve Cipra, 1992; Giordano, 1996; Rosenblum ve Schulman, 1997).

C-) Makine İle Şekillendirilebilir Seramikler

Cerec CAD-CAM:

Cerec tekniği, kavitenin üç boyutlu taranmasını, hızlı veri aktarımını ve üç aklı yapıım aşamalarını içeren bir tekniktir ve 1984'den bu yana kullanılmaktadır. Cerec ünitesi, ağız içi kamerası, CAD-CAM yazılımı, monitörü ve minyatür torna cihazından oluşur. Tek seansta, hasta başında prefabrike porselen bloktan inley, onley ve laminate tipi restorasyonları oluşturabilir. Bu işlemi takiben oklüzal uygulama ve cilama yapılır (Rekow, 1987; Leinfelder ve ark., 1989; Rew, 1991; Crispin, 1992; Anusavice, 1993; Giordano, 1996; Rosenblum ve Schulman, 1997).

Dicor MCG:

Cam matriks içinde fluorosilik mika kristallerinden oluşan makine ile şekillendirilebilir bir seramiktir. Çekme direnci, dökülebilir Dicor ve Cerec kompozisyonlarından daha fazladır. Materyal konvansiyonel feldspatik porselenden daha yumuşaktır (Rosenblum ve Shulman, 1997).

Celay:

Celay, seramik blokların mikro düzeyde işlenmesiyle inley, onley ve kronların elde edildiği bir sistemdir. İnce grenli feldspatik porselendir (Trushkowsky, 1998; Giordano, 1996; Shearer ve ark., 1998; Thordrup ve ark., 1999; Kreulen ve ark., 2000).

Cerena:

Cerena restorasyonları lösit ile güçlendirilmiş cam seramik prefabrik inleylerdir. Bu sistemde IPS Empress ile benzer şekilde ve yapıda konlar mevcuttur. Materyal minenin translüsensisine benzer özellik gösterir. Yeterli aşınma direnci ve yüksek parlatılabilirliğe sahiptir. Kaviteleer konun yarı çapı ve boyutlarına uygun özel frezlerle prepare edilir. Bu metod ölçü alma işlemi gerektirmez (Rosenblum ve Schulman, 1997; Ödman ve ark., 1998; Kreulen ve ark., 2000).

Procera Seramik Sistemi:

Bu sistem Anderson ve Oden tarafından 1993 yılında tanıtılmış kopyalama milledme tekniği kullanılarak diş preparasyon modelleri üzerine uygulanan sıkıştırılmış yüksek alumina tozlarının 1555 °C de bir saat fırınlanmasıyla elde edilirler. Procera alüminyum kopingler, metal alt yapı yerine kullanılarak iyi bir marjinal uyumla klinik başarı sağlarlar. Procera anterior ve posterior bölgede yalnızca tek üyeli restorasyonlarda kullanılır (Giordano, 1996; Mc Lean ve Odont, 2001).

D-) Basınçla Şekillendirilebilir Seramikler

Bu sistemde restorasyonlar, seramik tabletlerin yüksek ısıda eritilip, kayıp mum tekniği kullanarak muflada preslenmesiyle elde edilirler.

IPS Empress:

IPS Empress metal desteksiz seramik restorasyonların yeni bir tipidir. Wohlwend ve Scharer tarafından geliştirilmiştir. Isı ve basınç altında

şekillendirilen, temelde yüksek lecuite içerikli feldspatik dental seramiktir. Bu materyal kimyasal olarak $\text{SiO}_2\text{--Al}_2\text{O}_3\text{--K}_2\text{O}$ den oluşur. Silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 μm büyüklüğünde leucite kristalin faz oluşturur ve formülü KAlSi_2O_6 dır. Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişlerinkine benzer, bükülmeye karşı direnci 120-200 MPa'dır (Höland, 1998). Bu sistemde lecuite (lösit) ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler, EP500 adı verilen özel fırında 1075 °C veya 1180 °C de visküz alumina özelliğine ulaşır ve kayıp mum tekniğiyle elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır. İki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey renklendirmesine tabii tutulur. İkinci teknikte, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyonun son formu, veneer seramik materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir. IPS Empress inley, onley, veneer seramik ve tek kron yapımında kullanılmaktadır. Üç ve daha fazla üyeli köprülerde kullanılamaz (Wall ve Cipra, 1992; Giordano, 1996; Kelly ve ark., 1996; Rosenblum ve Schulman, 1997; Fradeani, 1997; Mc Lean ve Odont, 2001).

IPS Empress 2:

IPS Empress 2 nin geliştirilmesindeki esas hedef üç ve daha fazla üyeli köprülerin yapılabileceği bir materyal üretmektir. Metal desteksiz cam seramik restorasyon yapım tekniklerinin en yenisidir. Restorasyonun kor kısmı kayıp mum tekniği ile elde edilir. Kor kısmının esas kristalin fazı lityum disilikattır. Lityum disilikat cam seramik, ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir, ancak bu materyal düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle diş hekimliğinde yerini alamamış ve kullanımı terk edilmiştir. 1998 yılında lityum disilikat cam seramik kullanımı ısı ve basınç tekniği ile tekrar güncel hale gelmiştir. Isı ve basınç tekniğinin, lityum disilikat kristal fazda, homojen yapı oluşumunu

sağladığı, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı ifade edilmiştir (Heintze, 1998).

Materyal kimyasal olarak $\text{SiO}_2\text{—Li}_2\text{O}$ dan oluşur. Lityum disilikat cam seramik tabletleri EP500 adı verilen özel fırında 920 °C de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanır. Lityum cam seramik kor yapı üzerine, restorasyonun son şeklini vermek için tabakalama tekniği ile yerleştirilen cam seramik, floraapatit yapıdadır. Isısal genleşme katsayıları birbiri ile uyumlu olan lityum disilikat cam seramik kor yapı ile üzerine pişirilen apatit cam seramik materyaller arasında oluşan bağlanmanın güvenilir yapıda olduğu gösterilmiştir. IPS Empress2 sistemi anterior ve posterior tek kronlarda, anterior ve posterior üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde (yaklaşık 7-8 mm) olmalıdır. IPS Empress ve IPS Empress2 nin asıl farklılığı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılardır. Bu kor yapıdaki farklılık, IPS Empress2 nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress'e göre üç kat arttırmıştır. Ayrıca IPS Empress2 de cam daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski en azdır (Heintze, 1998). Simantasyonda tercihen adeziv simantasyon tekniği (Variolink II / syntac) kullanılır. Eğer klinik şartlar adeziv simantasyona uygun değilse kron ve köprülerin simantasyonunda ProTecCEM (VIVADENT) yada konvansiyonel cam-ionomer siman kullanılabilir. Konvansiyonel simantasyon tekniği yalnızca, adeziv simantasyon için uygun olmayan klinik durumlarda ve yeterli retansiyonun olduğu durumlarda kullanılmalıdır (Ivoclar-Vivadent, Scientific Documentation, 1999).

Cerestore:

1983 yılında Soziu ve Rilley, Coors Biyomedikal firması ile cerestore sistemini tanıtmışlardır. Isıya dayanıklı epoksi day kullanılır. Seramik korun mum modelajı yapılır, revetmana alınır. Mum elimine edildikten sonra seramik akıcı kıvama gelene kadar ısıtılır ve kalıp içine enjekte edilir. Soğutulan seramik epoksi daydan uzaklaştırılıp şekil verilir ve 14 saat süreyle pişirilir. Bu işlemden sonra veneer porseleni bilinen yöntemle uygulanır. Fırınlama siklusu sırasında ısının ve zamanın kontrolü ile orijinal materyalin hacimindekinden daha fazla magnezyum oksit kristal formu ($MgAl_2O_4$) oluşup bunun büzülmeyle kompanze etmesi ile büzülmesiz seramik elde edilir. (non-shrink ceramic). Kor materyalinde alumina ve magnezyum oksit bulunur. Sonuç ürün olan magnezyum aluminat ($MgAl_2O_3$) mekanik olarak en güçlü oksit seramik materyalidir. Ortaya çıkan bu ürün alüminyum oksit ve magnezyum oksit kombinasyonundan daha büyük bir hacim oluşturur. Böylece fırınlama büzülmesi telafi edilerek seramiğin dişe uyumunun çok daha iyi olmasını sağlar. Kor materyalinin %70 kadar alumina kristali içermesi, direncini arttırmıştır. Daha parlak kor olduğu için, veneer porseleni ile bunun maskelenmesi çok zor olmaktadır. Bu sistemde marjinal adaptasyonun mükemmel olması, kalıba porselenin enjeksiyonla uygulanması, uzun ve yavaş fırınlama zamanına bağlanmaktadır.

Cerestore, alüminus porselenden direnç yönünden farksız olduğu için kullanım alanlarında aynıdır. Posterior dişlerde ve sabit bölümlü protezlerde uygulanması doğru değildir (Mc Lean ve Kedge, 1988; Wall ve Cipra, 1992; Memikoğlu, 1997).

Optec Preslenebilir Seramikler:

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
EĞİTİM ARAŞTIRMA MERKEZİ

Optec OPC lösit miktarı artmış bir feldspatik porselen tipidir. Basınç ve ısı altında mufllanarak yapılır. OPC sistemi inley, veneer ve tam kronların

yapımında kullanılır. Alternatif olarak kor materyali yapımında kullanılabilir. Kor, Optec HSP porselenine benzer yüksek l    t ihtiva eden feldspatik porselenle veneerlenebilir. Basıncılı fırın ve day materyali gibi özel bir ekipman gerektirir (Rosenblum ve Schulman, 1997).

E-) Infiltrate Seramikler

In-Ceram:

Bu sistem Dr. Sasdoun tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu seramik materyali feldspatik porselenle veneerlenen infiltrate edilmiş kor materyalinden oluşmaktadır. Kor başlangıçta aşırı derecede p  r  zd  r veya alüminyum oksit yada spinel (alüminyum oksit ve magnezyum oksit içeren bir kompozisyon) den oluşur. Bu p  r  z yapı sonradan erimiş cam ile infiltrate edilir. Spinel korlar alüminyum oksit korlara göre transl  sentsidir. Ancak translüsensi için korun direnci feda edilmiştir. Kor "slip" adı verilen suspansiyondan yapılır. Slip daha sonra, alçı daya yerleştirilir ve opak, p  r  z koru oluşturmak için 1120   C de 10 saat pişirilir. Bu aşamada materyal çok kırılıgandır. Daha sonra, istenen renkteki cam tozu kora uygulanır ve 1100   C de 4 saat tekrar pişirilir. Bu işlem esnasında, kapiller aktivite ile erimiş cam p  r  z alumina krona infiltrate olur. Bu korun direncini arttırır. Alüminyum oksit veya spinel kristaller çatlak ilerlemesini engeller ve cam infiltrasyonu p  r  ziteyi azaltır. Daha sonra konvansiyonel porselen uygulanarak restorasyon tamamlanır. Seghi ve arkadaşları (1995) tarafından yapılan test sonuçlarına göre diğer seramik materyalleri ile karşılaştırıldığında dirençlerinin dört kat daha fazla olduğu bulunmuştur. Mc Lean'a göre, konvansiyonel porselen ve preslenebilir seramik materyaller 150 MPa civarında esneme dayanıklılığına sahiptirler, bu molar kronlar için yeterlidir. In-Ceram Alumina için 300 MPa'dan 600 MPa'a kadar esneme dayanıklılığı rapor edilmiştir. In-Ceram Spinel için ise %15-%40 daha d    k dayanıklılık değerleri rapor edilmiştir. In-Ceram Alumina hem anterior kron ve köprü hemde posterior tek diş restorasyonları için, In-

Ceram Spinel ise yalnızca anterior kronlar için endikedir. Materyalin b    mesi çok azdır. Refraktör day materyalide fırınlama sırasında çok az b    lme gösterecek şekilde tasarlanmıştır. Bu   zellik m  kemm  l marjinal uyum sağlar. Alüminyum oksit ve spinel korlar çok dens (yoğun) oldukları için yüzey pürüzlendirmesi mümkün değildir. Üretici firma kumlama ve Panavia 21TC gibi bir resin siman kullanımını önermiştir.   n ve arka dişlerde kron yapımı ve   n bölgede kısa köprülerde kullanılır (Mc Lean ve Kedge, 1988; Wall ve Cipra, 1992; Pröbster, 1993; Seghi ve Sorenson, 1995; Giordano, 1996; Rosenblum ve Schulman, 1997; Er  oban, 1998; Van Dijken, 1999).

F-) Diğer Seramik Sistemleri

Magnessia Kor Materyali:

Magnessia içeren yüksek genleşmeli magnessia kor materyali ilk defa 1983 yılında O'Brien tarafından tanıtılmıştır. Bu materyal $13,5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ lik termal genleşme katsayısına sahip olup, metal destekli porselen restorasyonlarda sıklıkla kullanılan kaplama porseleni ile uyum arz etmektedir. Magnessia kor materyali platin foil tekniğinin bir modifikasyonu ile 2050 $^\circ\text{F}$ (1121.1 $^\circ\text{C}$) da pişirilir ve işlem sonunda platin foil çıkarılarak i   yüzeyin glaze işlemi yapılır. Esneme dayanıklılığı glaze uygulamasıyla iki katı olabilir. Glaze, daha fazla kristalizasyon için kor materyali ile reaksiyona girerek yüzey p  r  zitetlerini tamamiyle doldurmaya çalışır. Kor yapının dayanıklılığı, vitröz matriksdeki magnessia kristallerinin dağılımı ve matriks içindeki kristalizasyonu ile sağlanmaktadır (Hondrum, 1992; Memikoğlu, 1997).

Aluminus Porselenler:

Alumina, seramik yapısına katılan en sert ve en güçlü oksittir. Mc Lean ve Hughes 1965 yılında aluminus porselen jaket kronu tanıtmışlardır. Alumina partiküllerin porselen toz içinde dağılması ile kuvvetlendirilmiştir. Kor porseleni platin yaprak üzerinde 0,5-1,0 mm kalınlığında hazırlanmaktadır. Konvansiyonel feldspatik porselen bu kor üzerinde pişirilerek restorasyon tamamlanmaktadır. Kor yapısına iyi bir ışık geçirgenliğine ve estetiğe izin verecek ölçüde %40-50 oranında alumina katılır. Bu elde edilen porselen direnci, konvansiyonel feldspatik materyalin direncinin yaklaşık olarak iki katıdır. 180 MPa'a kadar direnç elde edilir. Alumina çok parlaktır. Bu nedenle kor kısmı maskelenerek kron hazırlanmalıdır. Yapımı kolaydır ve pahalı bir teçhizat gerektirmez. Estetiğin önemli olduğu vakalarda kullanılır, arka grup dişlerde veya birden fazla üniteli restorasyonların yapımında kullanılmaktadır (O'Brien ve ark., 1988; Wall ve Cipra, 1992; Mc Lean ve Odont, 2001).

Hi-Ceram:

Southan ve Jorgensen, porselen jaket yapımı sırasında, porselenin platin yaprağı ıslatması sırasında zorluklar oluşturduğunu ifade etmişlerdir. Aynı araştırmacılar porselenin refraktör day materyalini daha iyi ıslattığını ve dolayısıyla daha iyi bir marjinal adaptasyon elde edilebileceğini ifade etmişlerdir. Sonunda refraktör day üzerinde oluşturulan aluminus porselen jaket kron Hi-Ceram sistemini geliştirmişlerdir. Hi-Ceram kimyasal olarak geleneksel alumina kora benzer fakat daha yüksek alumina içermektedir. Endikasyonları alumina porselen jaket kron ile aynıdır (Wall ve Cipra, 1992; Hondrum, 1992).

1.6. Konu ile İlgili Yapılan Çalışmalar:

Farklı Preparasyonların Stres Dağılımı Üzerine Etkileri ile İlgili Yapılan Çalışmalar;

El-Ebrashi ve ark. (1970), farklı oklüzal kesim ve farklı marjinal kesime sahip olan alt ikinci premolar ve alt ikinci molar dişler ayak diş olmak üzere, üç üyeli posterior sabit protezler üzerinde stresleri incelemişlerdir. Elde edilen stres analiz sonuçlarına göre; Chamfer marjin ve düz oklüzal kesime sahip sabit parsiyel protezlerin yapısal olarak, Knife-edge marjin ve anatomik oklüzal kesime sahip olanlardan daha güçlü olduğunu bulmuşlardır.

El-Ebrashi ve ark. (1969), farklı preparasyonlara sahip mandibular posterior dişlerde, altın inley ve onleyler üzerinde stres konsantrasyonlarını iki boyutlu fotoelastik stres analiz yöntemi ile incelemişlerdir. Restorasyonun kalınlığının artışından dolayı düz cusp kesimine sahip restorasyonların %40 daha az stres konsantrasyon değerine sahip olduğunu bulmuşlardır.

Bukke (1996), farklı preparasyonlara sahip dört farklı grup dentin bağlı tam seramik kronun (Mirage porselen) kırığa direncini değerlendirmiştir. Bu gruplar şöyledir: Grup A: 2 mm oklüzal kesim, 0,5 mm Knife-edge marjin; Grup B: 3 mm oklüzal kesim, 1 mm Shoulder marjin; Grup C: Palatinal bölgede 3 mm oklüzal kesim, 1 mm Shoulder marjin, bukkalde ise 2 mm oklüzal kesim, minimal servikal preparasyon; Grup D: 2 mm oklüzal kesim 1 mm shoulder marjin. Bu çalışmada; 2 mm oklüzal preparasyonun yeterli olduğunu, 3 mm'ye çıkartılan oklüzal preparasyonun kırığa karşı direnci önemli oranda artırmayıp, pulpa zararı olasılığını artırabileceğini, maxiller premolar preparasyonunda doğru oklüzal anatomiye oluşturmak için preparasyonun mesio-distal olarak V şeklinde olması gerektiği sonucuna varmışlardır. 1 mm Shoulder preparasyonunun, kırılma direncini önemli oranda artırmadığını, minimal Shoulder, Knife-edge marjin ve Chamfer gibi

minimal servikal preparasyonun kırığa direnç bakımından yeterli olduğunu vurgulamışlardır.

Hojjia ve Anusavice (1990) yaptıkları bir çalışmada, kuvvetler altında oluşan stres dağılımı üzerinde posterior seramik kronların oklüzal kalınlığı ve yük oriyantasyonunun etkisini incelemişlerdir. 0.5 mm, 1.5 mm ve 3 mm oklüzal kalınlığa sahip cam seramik kronları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz metodu ile incelemişlerdir. Sonuçta; uygulanan yükün oriyantasyonunun büyük tensile (uzama-çekme) stresin oluşmasında önemli etkiye sahip olduğunu bulmuşlardır.

Anusavice ve Hojjiate (1988) yaptıkları çalışmada, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanarak maxiller santral dişin üç farklı durumunu incelemişlerdir. Kesici kenarda 1 mm , 1.9 mm, 4 mm 'lik kesim yapılan üç farklı model üzerinde seramik yapıda ve siman tabakasında oluşan gerilimleri incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda insizo-gingival yöndeki diş kesiminin miktarının, siman tabakası ve kromdaki stres dağılımını büyük oranda etkilemediğini, uygulanan yükün yönü prepare edilmiş diş veya kronun geometrisinden çok daha önemli bir faktör olduğunu belirtmişlerdir.

Aydın ve ark. (1998); bevel, overlap, butt joint tarzında yapılan üç değişik insizal kesim şeklinin laminate veneer kronlarda oluşturduğu stres dağılımını fotoelastik stres analiz yöntemi kullanarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda en uygun kuvvet dağılımının insizal overlap tarzı kesimde olduğunu bulmuşlardır.

Castelnuovo ve ark. (2000), maxiller santral kesici dişte dört farklı diş preparasyonunun üzerine yapılan seramik veneerlerin kırılma dayanıklılığını incelemişlerdir. 1. Grup: insizal kesim yapılmamış; 2. Grup: 2 mm insizal kesim, 1 mm palatinal Chamfer basamak; 3. Grup: 1 mm insizal kesim, 1 mm palatinal Chamfer basamak; 4. grup: 4 mm insizal kesim, 1 mm palatinal Chamfer basamak; 5.grup ise kesim yapılmamış kontrol grubu olarak

kullanılmıştır. Sonuç olarak kesim yapılmayan kontrol grubu ile benzer olan en büyük kırılma kuvveti birinci ve ikinci grupta bulunmuştur.

Magne ve ark. (1999), sağlam dişlerde ve kesici kenar kırığı olan dişlerde porselen veneerlerin sekiz farklı dizaynını incelemişlerdir. Sağlam dişlerde; overlapsız kesim, butt marjin, mini Chamfer ve uzun Chamfer dizaynı, kesici kenar kırığı olan dişlerde ise; 1/3 kesici kenar kırıklarında, butt marjin ve mini Chamfer, 2/3 kesici kenar kırıklarında yine butt marjin ve mini Chamfer dizaynını inceleyip şu sonuçları bulmuşlardır. Mini Chamfer ve butt marjinin düşük tensile stres hatta compressive stres gösterdiği görülmüştür. Palatinal iç bükeyliğe uzanan uzun Chamfer basamaklı restorasyonların en yüksek tensile strese sebep olduğu görülmüştür. 1/3 kesici kenar kırıklarında butt marjinin, restorasyonunun iç yüzeyindeki stres miktarını azalttığı, 2/3 kesici kenar kırıklarında ise marjinler, singulumun iç bükeyliğinin az olduğu bölgede lokalize olursa düşük tensile stres oluşturduğu gözlenmiştir.

Magne ve ark. (2002), destek dişler inley olmak üzere üç üyeli adeziv sabit parsiyel protezleri iki boyutlu finite element stres analiz yöntemi ile incelemişler ve çalışmalarında altı farklı restoratif materyal (altın, alumina, zirconia, cam-seramik, kompozit, fiberle güçlendirilmiş kompozit) ve üç farklı preparasyon dizaynını (interproksimal olarak düz, DO-MO, MOD) değerlendirmişlerdir. Sonuçta; üç üyeli sabit parsiyel protezin gövde bölgesinde preparasyon dizaynının etkisi olmadığını, üç preparasyon dizaynı içinde yalnızca DO dizaynının ara yüzeyde hemen hemen saf sıkışma gösterdiğini belirtmişlerdir.

Farklı Materyallerin Stres Dağılımı Üzerine Etkisi ile İlgili Yapılan Çalışmalar:

Pek çok yazar kırılma direnci üzerinde elastisite modülüsünün etkisini göstermiştir. Craig (1958) yüksek elastisite modülüsüne sahip materyalin yüksek stres oranlarına gereksinim gösterdiğini belirtmiştir.

Sherer ve Rijk (1992) ve Rijk'in (1993) yaptığı çalışmaların bulgularında, yapının elastik modülüsünün, kronun kırığa karşı direnci üzerinde önemli etki oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Lee ve ark. (2000) farklı elastisite modülüsüne sahip yapılar (pirinç, altın, titanyum ve Co-Cr) üzerinde aluminus porselen jaket kronların kırılma dayanıklılığını araştırmışlardır. Kırılma yükünün kronun artan elastik modülüsüyle arttığını görmüşlerdir. Aluminus porselen jaket kronların kırılma direnci üzerinde kor elastik modülüsünün etkili olabileceği sonucuna varmışlardır.

Çıkmaz (2001), sabit protezlerde kullanılan farklı restoratif materyaller tarafından karşılanan kuvvetlerin, kemik yapıya olan iletimini in-vitro olarak incelemiştir ve elastisite modülüsündeki büyük değişikliklerde kemik yapıda streslerin dağılımında farklılıklar olmadığı sonucuna varmıştır.

Sertgöz (1997), implant protezlerde farklı oklüzal materyal ve farklı alt yapı materyalinin kemik çevresinde ve protezde oluşturduğu stres dağılımını incelemiştir. Kullanılan düşük elastik modülüslü materyallerin implant çevresi ve kemikte oluşan stres dağılımı üzerinde herhangi bir etkiye sahip olmadığını bulmuştur.

Stegaroiu ve ark. (1998), kemik ve implanttaki stres dağılımı üzerinde, altın, porselen ve rezin materyallerinin etkisini incelemişler ve rezinin implant kemik arayüzünü koruyucu etkisini tespit edememişlerdir.

Cibirka ve ark. (1992) altın, rezin ve porselen oklüzal yüzeyler kullanarak yapmış oldukları çalışmalarında istatistiksel olarak altın ve porselen oklüzal yüzeyler ile rezin yüzeyler arasında kuvvet absorblama açısından belirgin bir farklılık bulamamışlardır.

Eskitaşçioğlu ve ark. (2001) implant üstü kronlarda, metal destekli porselen, metal destekli akrilik ve tam metal kronların stres analizinde lokalizasyon ve matematiksel değer olarak önemli bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Eskitaşçioğlu ve ark. (1996a) implant üstü protetik restorasyonlarda; metal destekli porselen kronların, metal destekli akrilik kronlara oranla stres transferi açısından daha avantajlı olduğunu bulmuşlardır.

Papavasiliou ark. (1996a) tek üyeli implant protezlerde, porselen ve akrilik veneer materyalinin tipinin stres üzerinde etkili olmadığını bulmuşlardır.

Hobo ve ark. (1990) yapmış oldukları çalışmada, porselen gibi sert materyallerin çiğneme kuvvetlerinin implant ve alveol kemiğe direkt olarak iletilmesine neden olduğunu, yumuşak materyallerin ise çiğneme kuvvetlerinin absorbslanmasını sağladığını belirtmişlerdir.

Gracis ve ark. (1991) implantlarda kullanılan beş farklı restoratif materyalin şok absorbsiyonunu inceledikleri çalışmalarında, rezinin porselen veya metal alaşımlara göre çapma kuvvetlerini yaklaşık %50 oranında azalttığını göstermişlerdir.

Çiftçi ve Canay (2000) implant protezlerde kullanılan farklı materyallerin implant çevresindeki dokularda stres dağılımı üzerinde etkisini araştırmışlar; sonuç olarak akrilik ve cam modifiye rezinin, metal ve porselen ile kıyaslandığında sırasıyla %25 ve %15 stres azalmasına neden olduğunu göstermişlerdir.

Soumeire ve Dejou (1999) implantlarda kullanılan farklı restoratif materyallerin şok absorbsiyonunu çarpma kuvvetleri açısından değerlendirdikleri çalışmalarında, kompozit rezin ve düşük ısı porselen

materyalleri, konvansiyonel seramikle karşılaştırıldığında bu materyallerin çarpma kuvvetlerini azaltmadığını belirtmişlerdir.

Eskitaşcıoğlu ve Berksun (1993), elastisite modülüsü yüksek dolayısıyla rijit olan temel metal alaşımının elastisite modülüsü daha düşük olan titanyum ve altın alaşımlarından daha yüksek stres değerleri oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Magne ve ark. (2002) destek dişler inley olmak üzere üç üyeli adeziv sabit parsiyel protezleri iki boyutlu finite element stres analiz yöntemi ile incelemişler ve çalışmalarında altı farklı restoratif materyal (altın, alumina, zirconia, cam-seramik, kompozit, fiberle güçlendirilmiş kompozit) ve üç farklı preparasyon dizaynını (interproksimal olarak düz, DO-MO, MOD) değerlendirmişlerdir. Sonuçta; kompozitler seramik ve altına göre adeziv ara yüzeylerde azalmış tensile stresler ve daha iyi stres transferi göstermiştir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Diş hekimliğinde canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak güç, bazen de olanaksızdır. Bu nedenle stres analizi çalışmaları canlı malzemenin bir modeli üzerinde yapılır. Ancak tüm bu in-vitro analiz modellerinde; modelin canlıya yakınlığı oranında doğru sonuçlar alınabilir (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995a)

Çalışmamızda uyguladığımız metod sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir (SESA). Bu yöntem; uçak, makine, gemi, inşaat, elektrik ve nükleer gibi mühendislik bilimlerindeki geniş kullanımının yanı sıra biyomekanik ile uğraşan pek çok araştırmacının ilgisini çekmiş, tıp ve diş hekimliğinde de bu yöntemle araştırmalar yapılmıştır. Bu yöntemin dentoalveoler yapı gibi karmaşık ve düzensiz modellere bile uygulanabilir olması alanımızda kullanımı için önemli bir avantajdır. Yöntemin diş hekimliğindeki ilk kullanımı, 1969 yılında Ledley ve Huang'ın matematiksel modeli oluşturması ile gerçekleşmiştir. Yöntemin bugünkü anlamıyla diş hekimliğindeki kullanımı ise 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarının yaptıkları araştırmalar ile başlamıştır. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (finite element method=FEM), sayısal bir inceleme yöntemi olup, bununla kuvvetlerin tüm bileşenleri "X", "Y", "Z" eksenlerine göre belirlenebilir. SESA yöntemi kullanarak incelenen yapının özelliğine göre iki veya üç boyutlu olarak analizleri yapılabilir. Yöntem, matematiksel bir yöntemdir, temelinde; incelenecek yapı daha basit geometrik şekillere ve elemanlara bölünür (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995a; Kılıçarslan ve ark., 1999). Karmaşık yapıların matematiksel model haline getirilmesi sonucu, biyolojik yapıların mekanik davranışlarında geniş uygulama alanı bulan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi diğer yöntemlerden çok daha kesin ve duyarlı sonuçlar vermektedir (Thresher ve ark., 1973; William, 1990; Hart ve ark., 1992; Meijer ve ark., 1993)

SESA yöntemi bilgisayarda "Structural Analysis Program"lar (SAP) çalıştırılarak gerçekleştirilir. En son SAP2000 programının katılımıyla 1970 yılında günümüze SAP, SOLID SAP, SAP3, SAP4, SAP80 ve SAP90 şeklinde bir seyir takip etmiştir (Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru, 1995a; Kılıçarslan ve ark.,1999). Çalışmamızda SAP90 programı tercih edilmiştir. Bu tercihte, araştırmamıza başladığımız yıllarda en son, en güvenilir ve en yaygın program olması ve SAP2000 programıyla arasında oluşabilecek farklılıkların çalışmamızı etkilemeyeceği düşüncesi hakim olmuştur

Yöntem şu aşamalardan oluşur:

1. Sürekli Ortamın Ayırışık Parçalara Bölünmesi :

Analiz edilecek yapının, iki veya üç boyutlu, gerçek boyutla orantılı, geometrik modeli hazırlanır. Model sonlu sayıda uygun görülen ideal elemanlara bölünür. Farklı şekillere sahip aynı tür elemanlar kullanılacağı gibi değişik türden elemanlarda kullanılabilir.

2. Enterpolasyon Fonksiyonlarının Seçimi:

"Eleman" olarak adlandırılan her küçük alan için diğer elemanlara veya sınırlara bağlı olduğu yerlerde düğüm noktaları ("node", joint") belirlenir.

3. Eleman Özelliğinin Tayini:

Yapıyı oluşturan malzemenin elastisite modülüsü ve poisson oranları verilerek analizlerde yapının fiziksel tepkileri sağlanır. Her eleman için gerek doğrudan doğruya, gerekse varyasyonel hesap ve başka yöntemlerle çıkartılan eleman özellikleri genelde bir eleman "rijitlik" matrisi şeklinde ifade edilir. Tüm bağlantıların sıkı zincirlerle donatılmış gibi beraber hareket etmeye mecbur bırakılması rijitlik durumunu ifade eder.

4. Eleman Özelliklerinin Toplanarak Sistem Özelliklerinin Belirlenmesi:

Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler bütün sistem için gerçekleştirilir ve bir denklem dizisi haline getirilir.

5. Denklemlerin Çözümleri:

Bu aşamada alanların düğüm noktalarındaki değerleri denklemlerin çözümlenmesi ile elde edilir.

6. Sonuçların İncelenmesi:

Çıkan sonuçların incelenmesi ve yorumlanması son aşamada yapılır (Eskitaşcıoğlu, 1991, Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru, 1995a).

Bu yöntemin avantajları:

- Muntazam geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara kolayca uygulanabilirliği,
- Sonlu elemanlar stres analizi sayısal bir metod olup, genellikle klasik analitik metodlarıyla çözmek için çok komplike olan problemlerin incelenmesine olanak sağlanması,
- Gerçek yapıya çok daha yakın bir modelin hazırlanması,
- İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay model materyali veya malzeme girmeden, yapının mekaniksel özellikleri ile uygunluğun mümkün olan en iyi şekilde elde edilmesi,
- Stres tipinin, stres dağılımının ve deplasmanlarının birlikte ve çok duyarlı olarak elde edilebilmesi,
- İncelenen materyalin dış yüzeyinde oluşan streslerin incelenmesi kadar iç streslerin değerlendirilmesine de imkan vermesi,
- Deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesidir (William, 1990; Hart ve ark., 1992; Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru, 1995a; Meijer ve ark., 1993).

Sonlu elemanlar yönteminin lineer elastik bir stres analizi olması bir dezavantaj olarak düşünülebilir. Çünkü, gerçekte canlı veya cansız yapılar yük altında belli bir sınıra kadar elastik, sonra plastik deformasyon gösterirler. Ancak pratikte destek diş veya çene dokularını bir defada plastik deformasyona sokabilecek (diş ve alveol fraktürlerine, periodontal membran hasarlarına neden olabilecek) oklüzal kuvvetler proprioseptif refleks nedeni ile gerçekleşmezler. Diş hekimliğinde uyguladığımız kuvvet miktarları gerçek

uygulamada da ancak elastik deformasyon oluşturacak limitler içerisinde. SESA yönteminde de diğer analiz yöntemlerinde olduğu gibi bulgular kantitatif değil, kalitatif olarak değerlendirilmektedir. Ayrıca modelin oluşturulmasının zorluğunun yanında, doğru analiz çıktı yorumu yapmak da çok önemlidir (Caputo ve Standlee, 1987; Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru, 1995a).

Çalışmamızı, çiğneme yükünün yoğun olduğu mandibular posterior bölgedeki bir diş üzerinde yapmayı düşündük ve çalışmamızda kullanacağımız modellerimizin iki boyutlu olması sebebiyle tek köklü bir dişte, iki köklü dişlere nazaran daha doğru sonuçlar alınabileceği düşüncesiyle mandibular ikinci premolar diş seçilmiştir. Çalışma modelimizde tam seramik olarak In-Ceram ve IPS Empress2 seramiği; metal destekli seramiklerde ise metal alt yapı olarak Ni-Cr ve Au-Pd alaşımları seçilmiştir.

Analizler Intel Pentium II procesor 33 MHZ işlemci özelliğine sahip, 6,4 GB hard diskli, 64 MB SDRAM'li IBM uyumlu SONY bilgisayarda gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda Wheeler (1974) tarafından tanımlanan boyutlara uygun olarak mandibular ikinci premolar dişin; düz ve anatomik oklüzal kesime sahip iki boyutlu matematiksel modelleri hazırlanmıştır. Yapıyı oluşturan her bir düğüm noktasının koordinatları belirlenip Wordstar 4.0 programında yazılmıştır. Bunlar, SAP90 programında analiz çıktıları yapılarak SAPLOT programında çizimlere dönüştürülmüştür. Modelimiz her ne kadar iki boyutlu görüntü vermekte ise de üçüncü boyut 1mm'lik kesitler şeklinde verilmiştir. Toplam sekiz ayrı model oluşturulmuştur.

Model 1: 6° eğimli aksial kesim, 1mm Shoulder basamak ve anatomik oklüzal kesime sahip, kıymetli metal alt yapısı olan (Au-Pd) seramik kron ile restore edilmiş alt ikinci premolar diş modeli.

Model 2: 6° eğimli aksial kesim, 1mm Shoulder basamak ve düz oklüzal kesime sahip, kıymetli metal alt yapısı olan (Au-Pd) seramik kron ile restore edilmiş alt ikinci premolar diş modeli.

Model 3: 6° eğimli aksial kesim, 1mm Shoulder basamak ve anatomik oklüzal kesime sahip, temel metal alt yapısı olan (Ni-Cr) seramik kron ile restore edilmiş alt ikinci premolar diş modeli.

Model 4: 6° eğimli aksial kesim, 1mm Shoulder basamak ve düz oklüzal kesime sahip, temel metal alt yapısı olan (Ni-Cr) seramik kron ile restore edilmiş alt ikinci premolar diş modeli.

Model 5: 6° eğimli aksial kesim, 1mm Shoulder basamak ve anatomik oklüzal kesime sahip, In-Ceram kron ile restore edilmiş alt ikinci premolar diş modeli.

Model 6: 6° eğimli aksial kesim, 1mm Shoulder basamak ve düz oklüzal kesime sahip, In-Ceram kron ile restore edilmiş alt ikinci premolar diş modeli.

Model 7: 6° eğimli aksial kesim, 1mm Shoulder basamak ve anatomik oklüzal kesime sahip, IPS Empress2 kron ile restore edilmiş alt ikinci premolar diş modeli

Model 8: 6° eğimli aksial kesim, 1mm Shoulder basamak ve düz oklüzal kesime sahip, IPS Empress2 kron ile restore edilmiş alt ikinci premolar diş modeli

Mandibular ikinci premolar diş için oluşturduğumuz sekiz ayrı matematiksel modelimizin her birisinde 931 nokta ve 885 eleman bulunmaktadır.

Çalışmamızda mandibular ikinci premolar dişe sentrik oklüzonda sentrik stop noktaları olan bukkal tüberkül tepesi (914 numaralı nokta) ve santral fossadan (881 numaralı nokta) olmak üzere kompleks tarzda toplamda 400N'luk kuvvet uygulanmıştır.

Analiz yapılırken model tabanı sabit olarak kabul edilmiştir. Metal-porselen arasında termal büzülme farklılığından kaynaklanabilecek artık stresler ve siman aralığı ihmal edilmiştir ve metal porselen bağlantısının sorunsuz olduğu varsayılmıştır. Preparasyon sırasında da minenin tamamen kaldırıldığı kabul edilmiştir.

Diş hekimliği alanında SESA ile yapılan çalışmalarda hem diş hem de bütün materyaller homojen, lineer elastik (yapının deformasyon veya gerilmesinin, uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesi) ve izotrop (yapısal elemanın her yönünde materyal özelliklerinin aynı olduğu durum) kabul edilmiştir. Gerçekte ise doğada bulunan hiçbir materyal %100 homojen değildir (Kregzde, 1993; Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995a).

Matematiksel modelimizde metal, porselen ve doğal dişe ait dokuların elastisite modülüsleri ve poisson oranları daha önce rapor edilen çalışmalara dayanılarak tespit edilmiştir. Bu değerler Tablo 2.1.'de gösterilmiştir.



Tablo 2.1. Materyallerin ve doğal dişe ait dokuların elastisite modülüsleri ve poisson oranları.

Materyal	Elastisite Modülüsü (E) (MPa)	Poisson Oranı (v)	Kaynak
Kemik	13.700	0,30	Meijer ve ark. 1993, Melo ve ark. 1995, Papavasiliou ve ark. 1996a, Sertgöz, 1997, Kılıçarslan ve ark. 1999, Çiftçi ve ark. 2000,
Periodontal Ligament	69	0,45	Komposiora ve ark. 1994, Kılıçarslan ve ark. 1999
Dentin	18.000	0,33	Eskitaşcıoğlu ve ark. 1996b
Metal Alaşımı (Au-Pd)	89.500	0,33	Anusavice ve ark., 1986
Metal Alaşımı (Ni-Cr)	206.000	0,33	Anusavice ve Hojjatie, 1987
Pulpa	2	0,45	Kılıçarslan ve ark. 1999, Komposiora ve ark. 1994
Feldspatik Porselen	82.800	0,35	Papavasiliou ve ark. 1996a
In-Ceram	364.000	0,33	Papavasiliou ve ark. 1996b
IPS Empress2 (kor materyali)	96.000	0,25	Ivoclar-Vivadent (Scientific Documentation, 1999)
IPS Empress2 (veneer materyali)	60.000	0,23	Ivoclar-Vivadent (Scientific Documentation, 1999)

3. BULGULAR

Gereç ve yöntemde de belirttiğimiz gibi çalışmamızda her bir model için alt 2. premolar dişe bukkal tüberkül tepesine karşılık gelen 914 ve santral fossaya karşılık gelen 881 noktalarından 200'er N olmak üzere toplamda 400N'luk kompleks kuvvet uygulanmıştır. Analizi yapılan 8 model için bulgular restorasyon, dentin, kemik ve pulpa için ayrı ayrı değerlendirilmiş, makaslama gerilimleri (shear stress) N/mm^2 (MPa) cinsinden tanımlanıp incelenerek sırasıyla elde edilen bulgular aşağıda verilmektedir.

3.1. Model 1'de (Kıymetli metal, anatomik oklüzal kesim: akm) Elde Edilen Bulgular

Model 1'de oluşan stres dağılımını incelediğimizde: Modelde oluşan yüksek konsantrasyondaki makaslama gerilimleri; kuvvet uyguladığımız 881 noktasında, bukkalde basamağın hemen üst kısmındaki porselen yapıda, bukkal orta üçlünde kontur kretinin hemen altındaki porselende 154 MPa değerinde oluşmuştur. Tüm modelde oluşan en yüksek makaslama geriliminin ise kuvvet uygulanan 881 noktasında 210 MPa olduğu görülmüştür. Kuvvet uyguladığımız bukkal tüberkül tepesinde oluşan makaslama geriliminin ise 132 MPa olduğu ve kor yapısına doğru azaldığı görülmüştür. Bunun yanısıra restorasyonun bukkal yarısında oluşan gerilimlerin lingual yarısında oluşan gerilimlere göre daha yoğun olduğu izlenmektedir. Lingual tüberkülün tepe noktasındaki makaslama geriliminin 44 MPa olduğu, servikale doğru ilerledikçe bu gerilimin arttığı görülmüştür. Lingual orta üçlünde porselen dış yüzeyinde, lingualdeki metal bileziğin hemen üzerindeki porselen yapıda ve özellikle lingualde metal alt yapıda (kor yapı) ve buna bağlı porselen yapıda bu değerlerin daha da artarak 132 MPa'a ulaştığını görmekteyiz. Hem bukkalde hem de lingualde kök apexine doğru azalarak ilerlediği görülmektedir (Resim 3.3).

Dentin yapısında oluşan stres dağılımını incelediğimizde, en az gerilimin pulpa boynuzları arasında ve üzerindeki dentin yapısında 10 MPa civarında olduğunu, en yüksek gerilimin ise lingual pulpa boynuzu çevresindeki dentinde 89,6 MPa olduğunu görüyoruz. Pulpa tavanı üzerinde kalan dentin yapısında oldukça düşük makaslama gerilimleri oluşurken pulpa boynuzu çevresindeki dentinde artmakta olduğunu, hem bukkal hem de lingualde preparasyon yüzeyinden pulpaya doğru makaslama gerilimlerinin arttığını, lingual pulpa odasına komşu dentinde 36-54 MPa'a, bukkalde ise 36 MPa'a ulaşıp servikal bölgeden köke transfer olduğunu izliyoruz. Bukkal basamak bölgesinde 27 MPa, lingual basamakta ise 45 MPa makaslama gerilimi oluşmuştur. Kökte oluşan stres dağılımına baktığımız zaman kökün ortalarına kadar lingualde daha belirgin ve yoğun olmak üzere hem bukkalde hemde lingualde pulpa duvarına komşu dentin yapısında çok düşük gerilimler varken periodontal membrana doğru artarak ilerlediğini, lingualde 54 MPa'a, bukkalde 36 MPa ulaştığını görüyoruz. Kökün apikaline ve merkeze doğru ise azalarak ilerlediğini görmekteyiz (Resim 3.4).

Restorasyonunun bukkalinde porselen yüzeyinde yoğun stres bölgeleri oluşurken, dentin yapısında kron ve kökün lingual yüzeyinde yoğun bölgeler oluşmuştur.

Kemik yapısında oluşan makaslama gerilimlerinin dağılımını incelediğimizde; kemiğin bukkal ve lingualinde koleye yakın bölgelerdeki gerilimlerin dağılımının hemen hemen aynı olduğu görülmekte, yalnız lingualde koleye yakın bölgede, bukkale göre daha fazla gerilim oluşmuştur. Aşağı doğru stresler artarak devam etmiş, apikal bölgeye yaklaştıkça daha da yoğunlaşmış, tam apikal foremen bölgesinde 68 numaralı noktada 21 MPa ile maksimum değerine ulaşmıştır. Yine kökün apikaline yakın bir bölgede lingualde 15,4 MPa değerinde bir bölge daha olduğu görülmektedir (Resim 3.6).

Model 1’de pulpada oluşan makaslama gerilimlerini incelediğimizde en düşük makaslama geriliminin 2,56 MPa değerinde bukkal pulpa boynuzunda olduğu görülmüştür. Apikal 1/3’e doğru gerilimlerin arttığı gözlenmiştir. En yüksek makaslama geriliminin tam pulpa apeksinde 86 numaralı noktada 9,27 MPa değerinde olduğu görülmüştür (Tablo 3.1, Resim 3.5).

3.2. Model 2’de (Kıymetli metal, düz oklüzal kesim: dkm) Elde Edilen Bulgular

Model 2’de oluşan stres dağılımını incelediğimizde; kuvvet uyguladığımız noktalarda yoğun makaslama gerilimleri oluşmuştur. Bu noktalardan çevreye ve metal alt yapıya doğru gerilimlerin azalarak ilerlediği, metal alt yapıya geldiğinde; hem bukkal hem de lingualde metal alt yapıda ve metal alt yapıya komşu porselen yapısında gerilimlerin arttığı (133-152 MPa), lingual basamak bölgesinde bukkale oranla daha yoğun streslerin olduğu ve bu streslerin kökün lingualine geçtiği ve apekse doğru azaldığı görülmüştür. Aynı şekilde bukkal basamak bölgesinden köke doğru streslerin azaldığı görülmüştür. En yüksek makaslama gerilimi ise 881 noktasında 188 MPa değerinde oluşmuştur (Resim 3.7).

Dentin yapısında oluşan stres dağılımını incelediğimizde; bukkal ve lingual pulpa boynuzu arasında kalan bölgede bulunan dentin yapısında düşük yoğunlukta makaslama gerilimi olduğu ve minimum makaslama geriliminin bukkal ve lingual pulpa boynuzu arasında kalan pulpa tavanının merkezinde 12,7 MPa değerinde olduğu görülmüştür. En yüksek makaslama geriliminin lingual basamağın lingual ve marjinal duvarının birleşim noktası olan 767 numaralı noktada 71 MPa olduğunu görüyoruz. Prepare edilmiş dişin lingual yüzeyinde, oklüzalden servikale doğru gerilimlerin arttığı, basamak bölgesinde yoğunlaştığı izlenmiştir. Kökün lingual yüzeyinde 2/3 servikal bölgede pulpadan periodontal aralığa doğru makaslama gerilimleri artarak 60 MPa’a ulaşmıştır. Prepare edilmiş kronun bukkal yüzeyinde; preparasyon

kronun servikal yarısında pulpaya komşu dentinde ve basamağın dik aç noktasında 37,5 MPa olduğunu, buradan servikale ve kök apeksine doğru azalarak transfer olduğunu görüyoruz. Lingual tüberkül tepesinde 15 MPa değerinde iken servikale doğru yoğunlaştığı, basamağın dik aç yapan bölgesinde 52,5 MPa olduğu görülmektedir. Servikalden kökün apikal üçlüsüne kadar olan bölgede pulpa duvarından periodontal aralığa doğru düzgün bir şekilde artan bir stres yoğunluğu olduğu ve periodontal membrana komşu olan kökün lingual yüzeyinde en yoğun olduğu görülmüştür. Kökün apikal 1/3 bölgesinde bukkal ve lingualden pulpaya doğru arttığı izlenmiştir (Resim 3.10).

Kemik ve pulpada oluşan stresler model 1 ile benzer dağılım göstermiştir (Tablo 3.3, Resim 3.5, Resim 3.6).

3.4. Model 4'de (Temel metal, düz oklüzal kesim: dtm) Elde Edilen Bulgular

Model 4'te oluşan stres dağılımına genel olarak baktığımız zaman, kuvvet uyguladığımız noktalar dışında porselen yapısında düşük yoğunlukta makaslama gerilimi oluşurken, metal alt yapıda gerilimlerin bukkale oranla lingualde daha fazla yoğunlaştığını izliyoruz. Kök yapısında ise yine lingualde yoğun stres bölgelerine rastlıyoruz.

Model 4'te maksimum makaslama gerilimi 881 noktasında 193 MPa değerinde oluşmuştur. Kuvvet uyguladığımız bölgede oluşan yoğun gerilimler çevreye ve metal alt yapıya doğru azalarak dağılmıştır. Bukkal yüzeyde; metal alt yapıda, lingual yüzeyde ise; metal alt yapıya bağlı porselen yapısında, metal alt yapıda ve buna komşu dentinde yoğun makaslama gerilimi oluşmuş ve lingual basamak bölgesinden servikale, oradan kökün lingual yüzeyine geçip kökün ortalarına kadar 60 MPa değerinde makaslama gerilimi göstermiş ve apekse doğru azalarak ilerlemiştir (Resim 3.11).

Dentin yapısında oluşan stres dağılımını incelediğimizde; en az gerilimin pulpa boynuzları arasında ve üzerindeki dentin yapısında olduğu, en yüksek gerilimin ise lingual pulpa boynuzu çevresindeki dentin yapısında 94,2 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Hem bukkal hemde lingualde preparasyon yüzeyinden pulpaya doğru makaslama gerilimleri artarak bukkalde pulpa duvarına komşu dentin yapısında 40 MPa, lingualde pulpa duvarına komşu dentin yapısında ise, 40-50 MPa arasında değere ulaşmıştır. Bukkal basamakta 30 MPa, lingual basamakta 50 MPa olan gerilim bu bölgelerden servikale, oradan da köke doğru transfer olmuştur. Kökün servikal yarısına baktığımız zaman; kökün bukkal yüzeyinde gerilimler pulpaya komşu dentinden periodontal aralığa doğru artarak 30-40 MPa arasında değerlere ulaşmıştır. Kökün lingual yüzeyinde ise yine pulpaya komşu dentinden periodontal aralığa doğru sürekli ve düzenli bir artış göstererek 60 MPa değerine ulaşmış olduğunu görüyoruz. Kökün apikal yarısında ise pulpaya ve apekse doğru bir miktar artış görülmüştür (Resim 3.12).

Kemik ve pulpada oluşan stres dağılımının model 1 ile aynı olduğu görülmüştür (Tablo 3.4, Resim 3.5, Resim 3.6).

3.5. Model 5'te (In-Ceram, anatomik oklüzal kesim: ainc) Elde Edilen Bulgular

Model 5'te oluşan makaslama gerilimini incelediğimiz zaman en yüksek gerilimin 881 noktasında 192 MPa olduğunu görüyoruz. In-Ceram restorasyonun oklüzal yüzeyinde özellikle kuvvet uyguladığımız noktalarda yoğun olmak üzere makaslama gerilimlerini izliyoruz. Bukkal ve lingual yüzeylere doğru azalarak restorasyonun lingual ve bukkal feldspatik porselen yapısında gerilim 40 MPa değerinde olduğunu, In-Ceram kor yapısına doğru artarak ilerlediğini, lingualdeki kor yapısında daha belirgin olmakla beraber bukkal kor yapısında ve lingualde basamak bölgesinde kor yapıda çok daha fazla yoğunlukta makaslama gerilimlerinin oluştuğunu görüyoruz. Lingual

yüzeyde servikalden kökün ortalarına kadar 60 MPa değerinde gerilim bölgesinin oluştuğu, kökün orta üçlüsünden apekse doğru azaldığı görülmektedir (Resim 3.13).

Dentin yapısında oluşan gerilimleri incelediğimizde pulpa boynuzları arasında kalan dentin yapısında düşük makaslama gerilimleri oluşmuştur. En yüksek makaslama gerilimi ise, lingual pulpa boynuzuna komşu dentin yapısında 90 MPa değerinde oluşmuştur. Bukkalde dentin dış yüzeyinde makaslama gerilimi 18 MPa iken pulpaya doğru artış göstermiş ve pulpa duvarına komşu dentin yapısında 36 MPa, bukkal pulpa boynuzu çevresinde 45 MPa değerine ulaşmıştır. Prepare edilmiş dişin lingual yüzeyinde stresler, dentin dış yüzeyinden pulpaya ve servikale doğru artış göstererek lingual basamakta 54 MPa makaslama gerilimi oluşmuştur. Bukkal basamak bölgesinde ise 36 MPa makaslama gerilimi görülmüştür. Kökün servikal yarısında lingual kök yüzeyinde pulpa duvarından periodontal membrana doğru düzenli ve sürekli bir artış göstererek 63 MPa'a ulaşmıştır. Kökün bukkal yüzeyinde yine aynı yönde fakat daha az artış olduğu ve 36 MPa'a ulaştığı görülmüştür. Apikal 1/3'te dıştan içe doğru artan simetrik gerilim bölgelerine rastlanmaktadır (Resim 3.14).

Kemik ve pulpada oluşan dağılımın model 1 ile aynı olduğu görülmüştür (Tablo 3.5, Resim 3.5, Resim 3.6).

3.6. Model 6'da (In-Ceram, düz oklüzal kesim: dinc) Elde Edilen Bulgular

Bu modelde oluşan stres dağılımına baktığımız zaman en yüksek gerilimin kuvvet uyguladığımız 881 noktasında 191 MPa olduğunu görüyoruz. Restorasyonun oklüzal yüzeyinde kuvvet uyguladığımız noktalarda yoğun olmakla beraber çevre porselen yapıya doğru streslerin azaldığını görüyoruz. Bukkal ve lingualdeki porselen yapıda düşük gerilimler oluşmuş ve kor yapısına doğru artış göstermiştir. Lingualdeki kor yapısında 120-140 MPa arasında makaslama gerilim bölgeleri oluşmuştur. Yine bukkaldeki porselen

yapıda düşük gerilimler oluşup kor yapısında yoğunlaşmıştır. Lingual basamakta, bukkal basamağa göre daha fazla makaslama gerilimi oluşmuştur. Kökün lingualinde daha yoğun olmakla beraber kök apeksine doğru stresler azalarak ilerlemiştir (Resim 3.15).

Dentin yapısında oluşan gerilimleri incelediğimizde; oklüzalde her iki pulpa boynuzu üzerindeki dentin yapısında yoğun stresler oluşurken, pulpa boynuzları arasındaki dentin yapısında düşük makaslama gerilimleri oluşmuştur. En yüksek makaslama geriliminin lingual pulpa boynuzuna komşu dentinde 86 MPa değerinde olduğunu görüyoruz. Buradan lingualde preparasyon yüzeyinden pulpaya ve servikale doğru artış göstererek ilerlediği ve lingual basamağın dik açılı bölgesinde 54 MPa'a ulaşip kökün servikal yarısında pulpadan dış yüzeye doğru düzenli bir artış göstererek 63 MPa'a ulaştığını görüyoruz. Kronun bukkalinde en dış yüzeyde 18 MPa olan makaslama gerilimi, pulpaya komşu dentin yapısında 36 MPa değerine ulaşmıştır. Bukkal basamakta yine 36 MPa makaslama gerilimi görülmüştür. Servikalden köke transfer olup kökün servikal yarısında pulpa yüzeyinden periodontal membrana doğru artarak 36 MPa gerilim oluşmuştur. Kökün apikal bölümünde ise, periodontal membranda 18 MPa iken pulpaya ve apekse doğru artarak 27 MPa'a ulaşmıştır (Resim 3.16).

Kemik ve pulpadaki stres dağılımını model 1 ile aynı olduğu görülmüştür (Tablo 3.6, Resim 3.5, Resim 3.6).

3.7. Model 7'de (IPS- Empress 2, anatomik oklüzal kesim: aips) Elde Edilen Bulgular

Model 7'de oluşan stres dağılımını incelediğimiz zaman; kuvvet uyguladığımız bölgelerden 881 noktasında en yüksek değerinde 197 MPa makaslama gerilimi oluştuğunu görüyoruz. Bu noktalardan oklüzale kor yapısına doğru 40 MPa'a kadar azaldığını görüyoruz. Lingual ve bukkal porselen yapısında çok düşük değerinde gerilimler oluşup, lingualde kor

yapısında yoğunlaşmış ve lingualde basamak bölgesinden servikale oradan da kökün ortalarına kadar makaslama gerilim bölgeleri 60 MPa değerinde olup kök apeksine doğru azalarak devam etmiştir (Resim 3.17).

Dentinde oluşan gerilimleri incelediğimizde; oklüzalde 13-26 MPa arasında makaslama gerilimlerinin oluştuğunu, lingualde oklüzalden servikale ve pulpaya doğru artarak devam ettiğini, lingual pulpa duvarına komşu dentinde 52 MPa, lingual pulpa boynuzunda ise en yüksek değere ulaşarak 124 MPa makaslama gerilimi oluştuğunu görüyoruz. Bukkalde ise yine preparasyon yüzeyinden pulpaya doğru arttığını ve bukkal pulpa boynuzu üzerindeki dentinde 65 MPa'a ulaştığını görüyoruz. Lingual basamağın gingival duvarında arttığını ve köke doğru transfer olduğunu izliyoruz. Kökün lingualinde pulpadan periodontal aralığa doğru artarak 65 MPa'a ulaştığını, kökün bukkalinde ise, dış yüzeyde 39 MPa iken diğer tüm bukkal yüzeyde ve kök apeksinde 26 MPa olduğunu görüyoruz (Resim 3.18).

Kemik yapıda oluşan gerilimler model 1 ile aynı olduğu görülmüştür (Resim 3.6).

Pulpada oluşan stres dağılımını incelediğimizde; pulpa tavanının ortalarına kadar sabit ve düşük değerlerde olduğunu, bu bölgede hafif bir artış gösterip tekrar azaldığını ve pulpa apeksine doğru ise artarak devam edip tam apekte 86 numaralı noktada en yüksek değerine ulaşarak 9,3 MPa makaslama gerilimi olduğunu görüyoruz (Tablo 3.7, Resim 3.19).

3.8. Model 8'de (IPS-Empress, 2 düz oklüzal kesim: dips) Elde Edilen Bulgular

Bu modeli stres dağılımı açısından incelediğimizde; en yüksek makaslama geriliminin 881 noktasında 189 MPa olduğunu görüyoruz. Bu noktadan çevreye doğru azalarak devam edip 57 MPa değerini göstermiş ve lingual kor yapısında ve buna komşu porselen yapısında 57 MPa makaslama gerilimi

görülmüştür. Kor ve dentin birleşim bölgesinde bir miktar daha yoğunlaşarak 76 MPa'a ulaşmıştır. Buradan basamak bölgesine, servikale ve kökün lingual yüzeyine transfer olup kök ortalarına kadar ilerleyip bu noktadan itibaren azalarak apekse kadar devam etmiştir. Bukkalde kuvvet uyguladığımız noktada porselen yapıda 114 MPa iken çevreye doğru azalarak 76 MPa ve daha sonra 38 MPa'a inmiştir. Restorasyonun bukkal yüzeyinde düşük gerilim oluşup kor yapısının oklüzale yakın kısmında 57 MPa makaslama gerilimi görülürken, servikalde ve kökün bukkalinde düşük gerilimlerin olduğu, bunun apekse doğru azaldığı görülmektedir (Resim 3.20).

Dentinde oluşan makaslama gerilimlerine baktığımız zaman; bukkal ve lingual pulpa boynuzu arasında kalan dentin yapısında oldukça düşük makaslama gerilimleri görülmüştür. Bukkal ve lingual pulpa boynuzu üzerindeki dentinde yüksek değerlerde gerilimler oluşmuştur. Bunlardan lingualdeki en yüksek değerlerde olup 121 MPa iken, bukkaldeki 65 MPa'dır. Hem bukkalde hem de lingualde preparasyon yüzeyinden pulpaya doğru artış olduğu, bunlardan lingualdekinin daha yoğun olduğu görülmüştür. Servikalden köke transfer olan gerilimler kökün lingualinde pulpadan periodontal membrana doğru artarak 65 MPa'a ulaşmıştır. Bukkal kökte ise sadece kökün 1/3 servikalinde periodontal membrana yakın bölgede 39 MPa makaslama gerilimi oluşurken apekte ise oldukça düşük değerlere rastlanmıştır (Resim 3.21).

Kemik ve pulpada oluşan stres dağılımı model 7 ile aynı olduğu görülmüştür (Tablo 3.8, Resim 3.6, Resim 3.19).

Restorasyonlarda ve dentin yapılarında oluşan makaslama gerilimlerinin bölgelere göre matematiksel değerleri Tablo 3.9. ve Tablo 3.10.'da ve makaslama gerilimlerinin bölgelere göre dağılım grafikleri ise Şekil 3.1. ve Şekil 3.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Model 1'de (Kıymetli metal, anatomik oklüzal kesim: akm) bölgelere göre stres dağılımı

Bölge	Kuvvet Dağılımının Şekli	Max. Stres Yoğunluğu	
		Nokta	Gerilim (MPa)
Restorasyon	Kuvvet uyguladığımız noktalardaki stres yoğunluğu oklüzalden çevreye ve metal alt yapıya doğru azalarak ilerlerken, bukkal ve lingual yüzeylerde; metal alt yapıda, porselen dış yüzeyinde ve bukkal basamağın üzerindeki porselen yapıda yoğunlaşmıştır.	881	210
Dentin	Prepare edilmiş dişin oklüzal yüzeyinde oldukça düşük olan gerilimler bukkalde ve lingualde daha yoğun olmak üzere preparasyon yüzeyinden pulpaya doğru artarak ilerlemiştir. Kökte ise kronun aksine pulpadan periodontal membrana doğru artarak ilerleyip, kökün lingual yüzeyinde yoğunlaşmıştır.	845	89,6
Pulpa	Pulpa tavanından pulpa apeksine doğru artarak ilerlemiştir.	86	9,27
Kemik doku	Periodontal membrandan çevre kemik dokuya doğru azalırken, servikalden kök apeksine doğru artmıştır.	68	21,3

Tablo 3.2. Model 2'de (Kıymetli metal, düz oklüzal kesim: dkm) bölgelere göre stres dağılımı

Bölge	Kuvvet Dağılımının Şekli	Max. Stres Yoğunluğu	
		Nokta	Gerilim (MPa)
Restorasyon	Kuvvet uyguladığımız noktalarda yoğun olmakla beraber bukkal ve lingual yüzeylerde metal alt yapıda gerilimler yoğunlaşırken, porselen yapıda oldukça düşük gerilimler oluşmuştur.	881	188
Dentin	Bukkal ve lingual basamak bölgesinde yoğun olan gerilimler kron yapısında pulpadan preparasyon yüzeyine doğru azalırken, kök yapısında pulpadan periodontal membrana doğru artmış ve lingual kök yüzeyinde yoğunlaşmıştır.	767	71
Pulpa	Model 1 ile aynı	86	9,32
Kemik doku	Model 1 ile aynı	68	21,3

Tablo 3.3. Model 3'te (Temel metal ,anatomik oklüzal kesim: atm) bölgelere göre stres dağılımı

Bölge	Kuvvet Dağılımının Şekli	Max. Stres Yoğunluğu	
		Nokta	Gerilim (MPa)
Restorasyon	Kuvvet uyguladığımız noktalardaki stres yoğunluğu oklüzalden çevreye ve metal alt yapıya doğru azalarak ilerlerken bukkal ve lingual yüzeylerde; metal alt yapıda ve porselen dış yüzeyinde yoğunlaşmıştır.	881	203
Dentin	Kron yapısında oklüzalde oluşan düşük gerilimler, bukkal ve lingualde; preparasyon yüzeyinden pulpa ve servikale doğru artıp, lingual ve bukkal basamaklarda yoğunlaşırken kök yapısında; pulpadan periodontal membrana doğru artarak ilerlemiş ve kökün lingual yüzeyinde belirgin olarak yoğunlaşmıştır.	845	74,9
Pulpa	Model 1 ile aynı	86	9,26
Kemik doku	Model 1 ile aynı	68	21,3

Tablo 3.4. Model 4'te (Temel metal, düz oklüzal kesim: dtm) bölgelere göre stres dağılımı

Bölge	Kuvvet Dağılımının Şekli	Max. Stres Yoğunluğu	
		Nokta	Gerilim (MPa)
Restorasyon	Kuvvet uyguladığımız noktalar dışında porselen yapıda çok düşük olan gerilimler bukkal ve özellikle lingualde metal alt yapıda yoğunlaşmıştır.	881	193
Dentin	Kronda dış yüzeyden pulpaya doğru artış gösterip pulpa boynuzlarında yoğunlaşmıştır. Kökte ise pulpadan periodontal membrana doğru artıp, özellikle kökün lingual yüzeyinde yoğunlaşmıştır.	845	94,2
Pulpa	Model 1 ile aynı	86	9,32
Kemik doku	Model 1 ile aynı	68	21,4

Tablo 3.5. Model 5'te (In-Ceram, anatomik oklüzal kesim: ainc) bölgelere göre stres dağılımı

Bölge	Kuvvet Dağılımının Şekli	Max. Stres Yoğunluğu	
		Nokta	Gerilim (MPa)
Restorasyon	Kuvvet uyguladığımız noktalar dışında porselende düşük gerilimler oluşurken bukkal ve özellikle lingualde kor yapısında yoğunlaşmıştır.	881	192
Dentin	Kronda oklüzalda düşük gerilimler oluşurken kron dış yüzeyinden pulpaya ve servikale doğru artıp basamaklar ve pulpa boynuzlarında yoğunlaşmıştır. Kökte ise pulpadan dış yüzeye doğru artıp belirgin olarak kökün lingual yüzeyinde yoğunlaşmıştır.	845	90
Pulpa	Model 1 ile aynı	86	9,30
Kemik doku	Model 1 ile aynı	68	21,3

Tablo 3.6. Model 6'da (In-Ceram, düz oklüzal kesim: dinc) bölgelere göre stres dağılımı

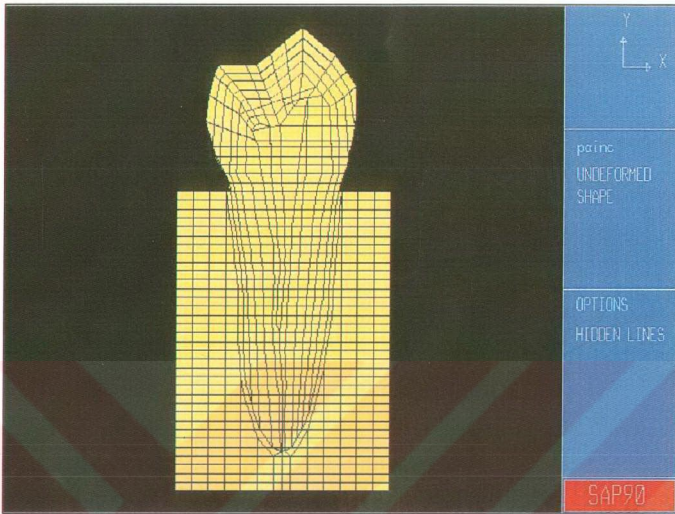
Bölge	Kuvvet Dağılımının Şekli	Max. Stres Yoğunluğu	
		Nokta	Gerilim (MPa)
Restorasyon	Kuvvet uyguladığımız noktalar dışında porselende düşük gerilimler oluşurken bukkal ve özellikle lingualde kor yapısında yoğunlaşmıştır. (model 5 ile aynı)	881	191
Dentin	Kronda oklüzalda düşük gerilimler oluşurken kron dış yüzeyinden pulpaya ve servikale doğru artıp basamaklar ve pulpa boynuzlarında yoğunlaşmıştır. Kökte ise pulpadan dış yüzeye doğru artıp belirgin olarak kökün lingual yüzeyinde yoğunlaşmıştır. (model 5 ile aynı)	845	86
Pulpa	Model 1 ile aynı	86	9,33
Kemik doku	Model 1 ile aynı	68	21,4

Tablo 3.7. Model 7'de (IPS-Empress2, anatomik oklüzal kesim: aips) bölgelere göre stres dağılımı

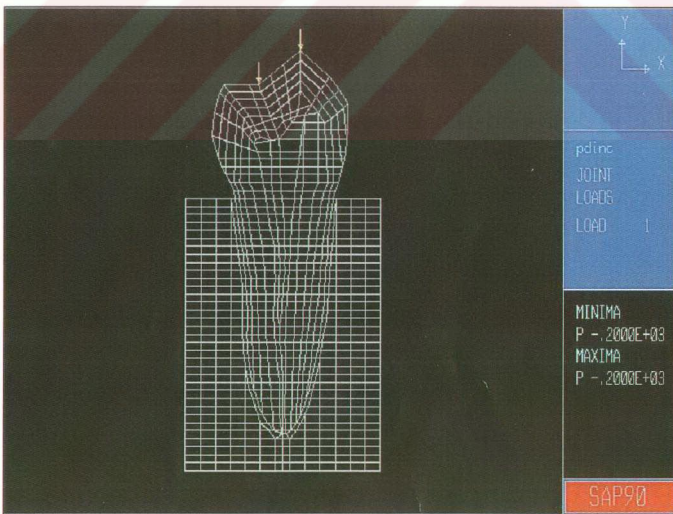
Bölge	Kuvvet Dağılımının Şekli	Max. Stres Yoğunluğu	
		Nokta	Gerilim (MPa)
Restorasyon	Kuvvet uyguladığımız noktalarda ve lingualde kor yapısında yoğunlaşırken, porselen yapıda düşük gerilimler oluşmuştur.	881	197
Dentin	Kronda oklüzal yüzeyde düşük olan gerilimler bukkal ve lingualde preparasyon yüzeyinden pulpaya doğru artıp pulpa boynuzunda yoğunlaşmıştır. Kökte ise özellikle lingualde pulpadan preparasyon yüzeyine doğru artış göstermiştir.	845	124
Pulpa	Pulpa tavanından apekse doğru artıp orta bölgede bir miktar düşüş göstermiş ve apekse doğru tekrar artmıştır.	86	9,31
Kemik doku	Model 1 ile aynı	68	21,4

Tablo 3.8. Model 8'de (IPS Empress2, düz oklüzal kesim: dips) bölgelere göre stres dağılımı

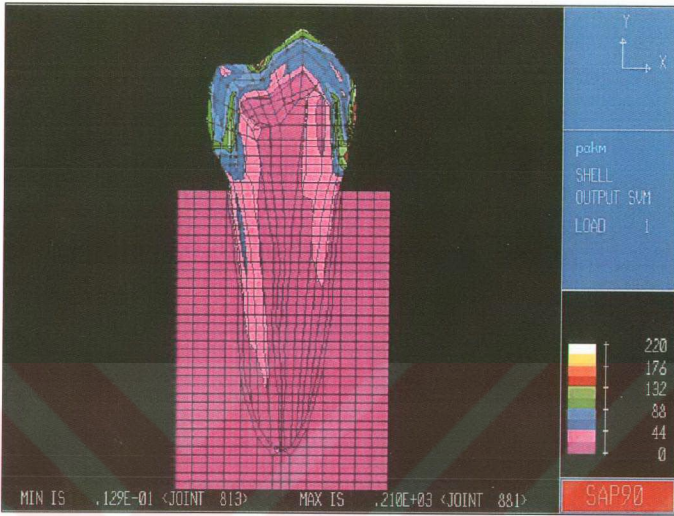
Bölge	Kuvvet Dağılımının Şekli	Max. Stres Yoğunluğu	
		Nokta	Gerilim (MPa)
Restorasyon	Kuvvet uyguladığımız noktalarda ve lingualde kor yapısında yoğunlaşırken, porselen yapıda düşük gerilimler oluşmuştur.	881	189
Dentin	Kronda oklüzal yüzeyde düşük olan gerilimler bukkal ve lingualde preparasyon yüzeyinden pulpaya doğru artıp pulpa boynuzunda yoğunlaşmıştır. Kökte ise özellikle lingualde pulpadan preparasyon yüzeyine doğru artış göstermiştir.	845	121
Pulpa	Pulpa tavanından apekse doğru artıp orta bölgede bir miktar düşüş göstermiş ve apekse doğru tekrar artmıştır.	86	9,33
Kemik doku	Model 1 ile aynı	68	21,4



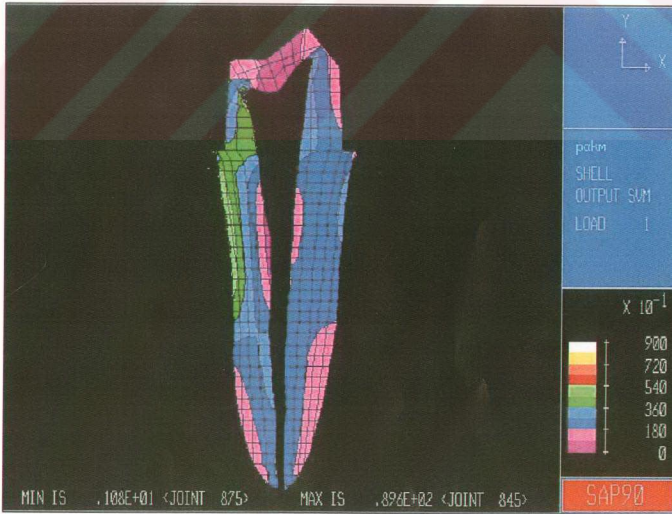
Resim 3.1. Mandibular ikinci premolar dişin matematiksel modeli.



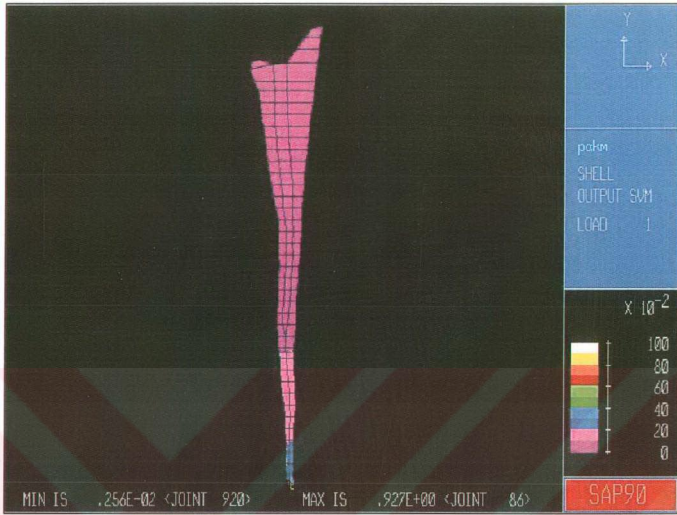
Resim 3.2. Matematiksel modelde kuvvet uygulama noktaları.



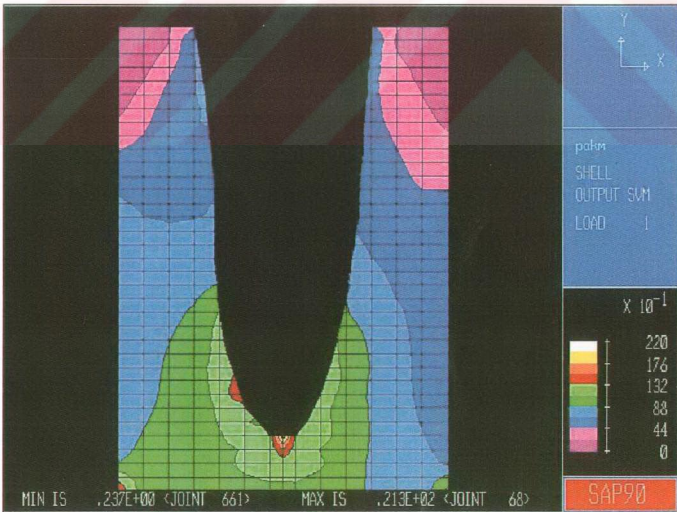
Resim 3.3. Model 1'de (Kıymetli metal anatomik oklüzal kesim) restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.



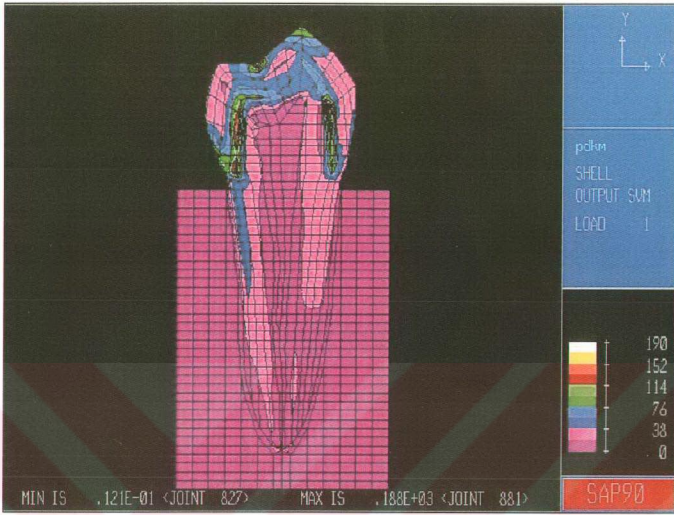
Resim 3.4. Model 1'de (Kıymetli metal anatomik oklüzal kesim) dentinde oluşan makaslama gerilimleri.



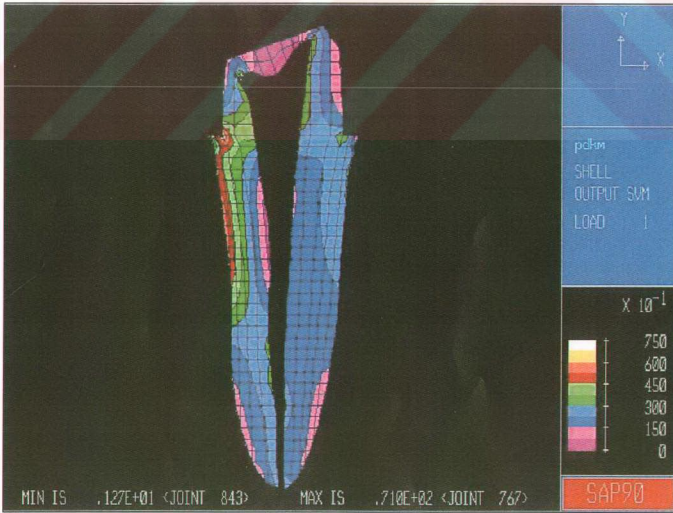
Resim 3.5. Model 1, Model 2, Model 3, Model 4, Model 5, Model 6' da pulpada oluşan makaslama gerilimleri.



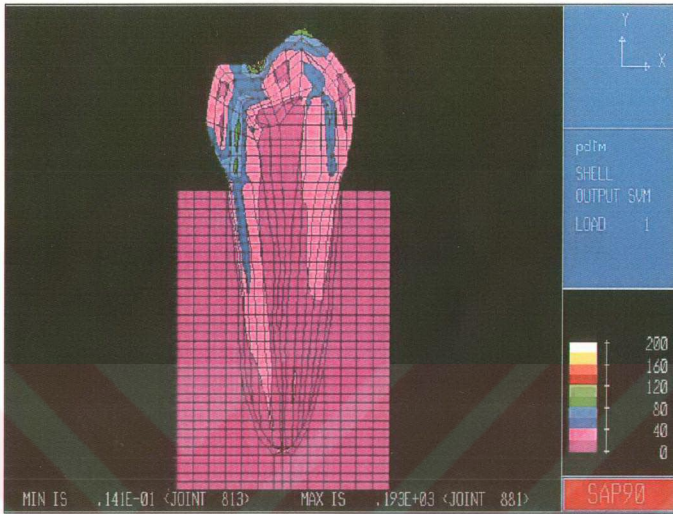
Resim 3.6. Model 1, Model 2, Model 3, Model 4, Model 5, Model 6, Model 7, Model 8' de kemik dokusunda oluşan makaslama gerilimleri.



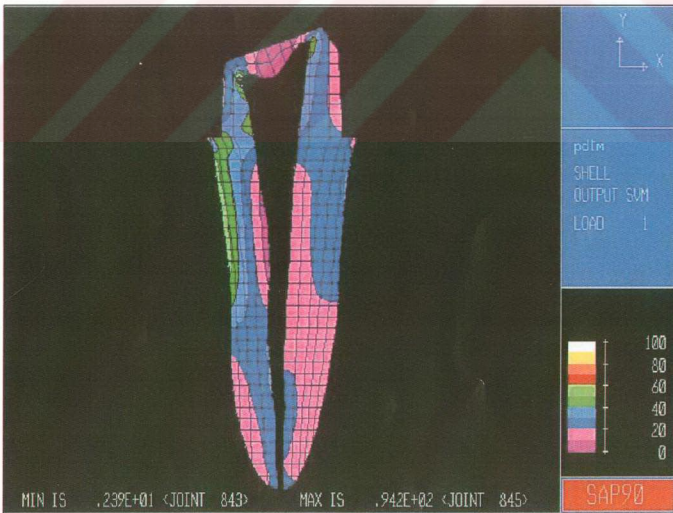
Resim 3.7. Model 2'de (Kıymetli metal düz oklüzal kesim) restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.



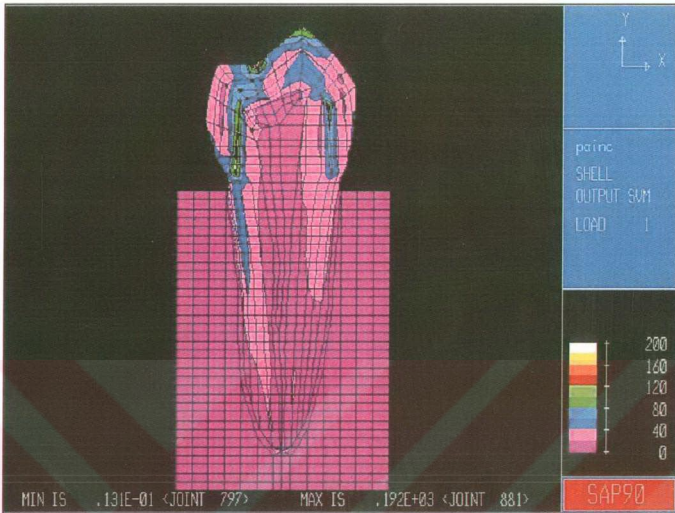
Resim 3.8. Model 2'de (Kıymetli metal düz oklüzal kesim) dentinde oluşan makaslama gerilimleri.



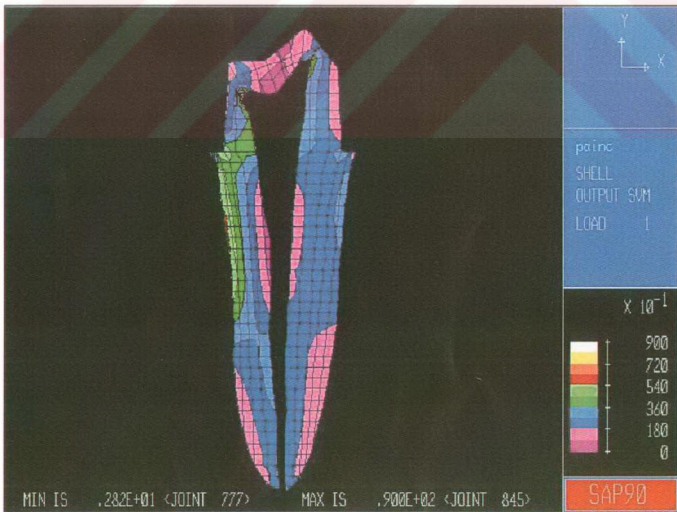
Resim 3.11. Model 4'de (Temel metal düz oklüzal kesim) restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.



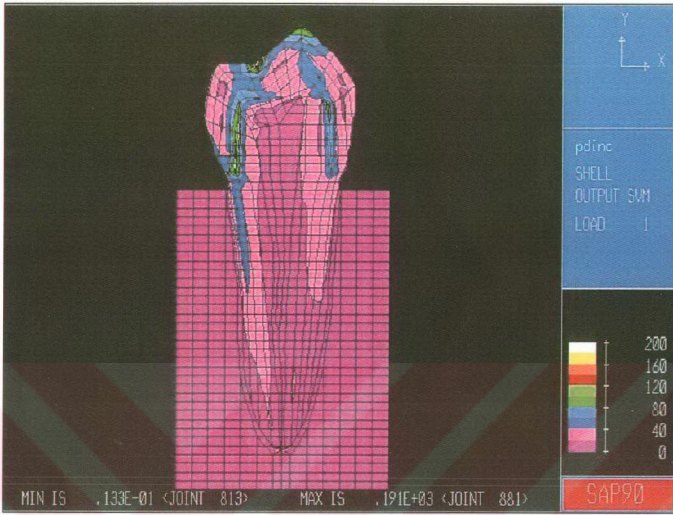
Resim 3.12. Model 4'de (Temel metal düz oklüzal kesim) dentinde oluşan makaslama gerilimleri.



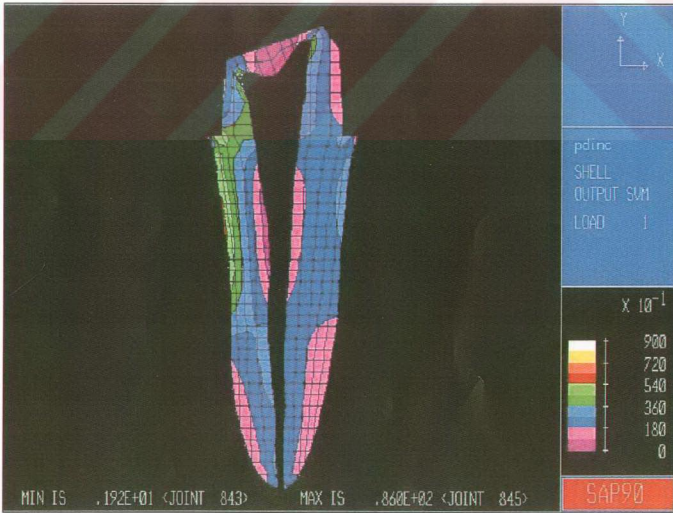
Resim 3.13. Model 5'de (In-Ceram anatomik oklüzal kesim) restorasyonda oluşan maksilama gerilimleri.



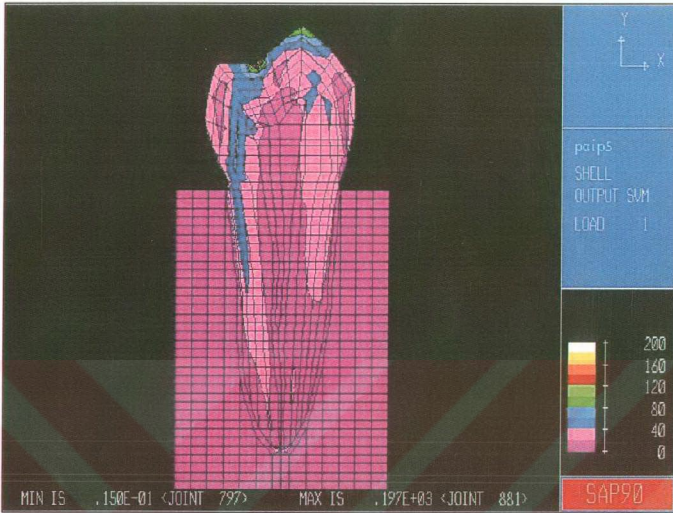
Resim 3.14. Model 5'de (In-Ceram anatomik oklüzal kesim) dentinde oluşan maksilama gerilimleri.



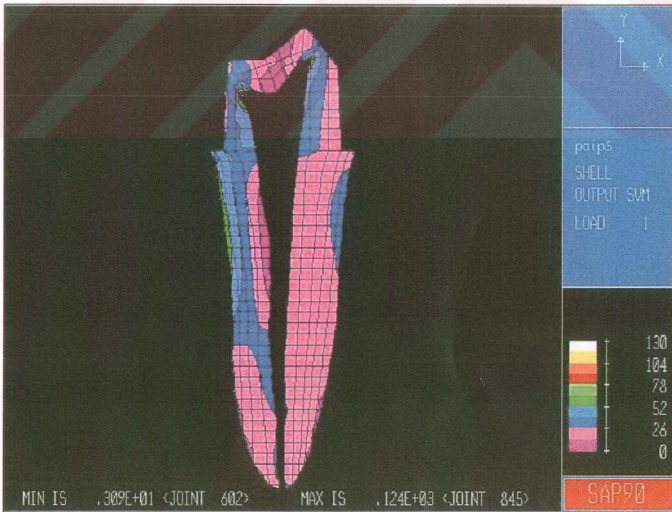
Resim 3.15. Model 6'da (In-Ceram düz oklüzal kesim) restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.



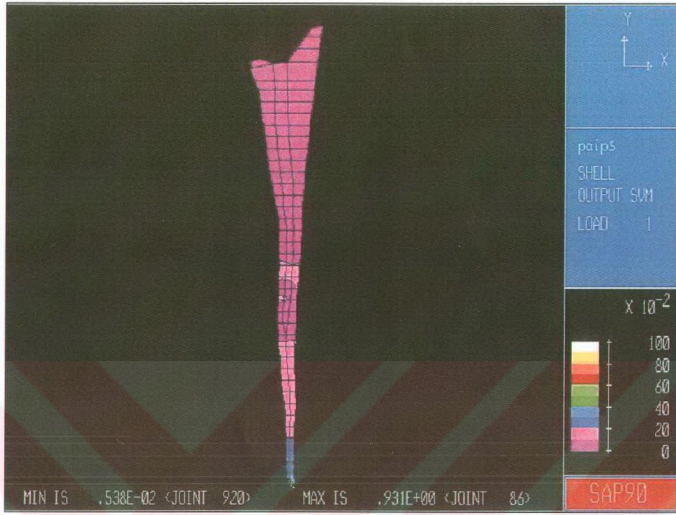
Resim 3.16. Model 6'da (In-Ceram düz oklüzal kesim) dentinde oluşan makaslama gerilimleri.



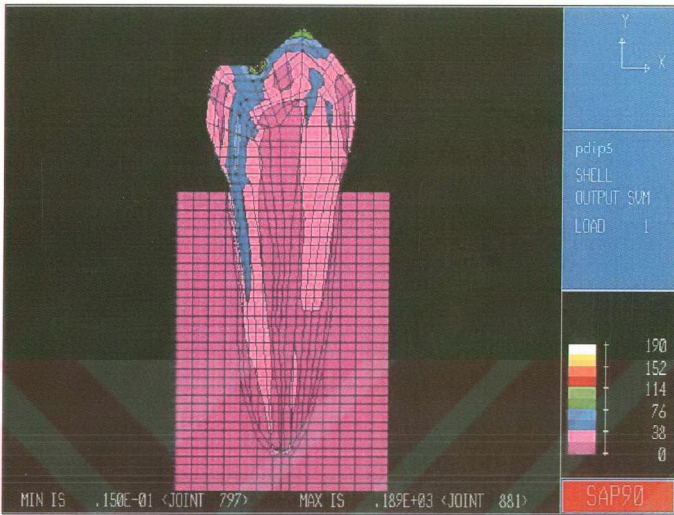
Resim 3.17. Model 7'de (IPS-Empress2 anatomik oklüzal kesim) restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.



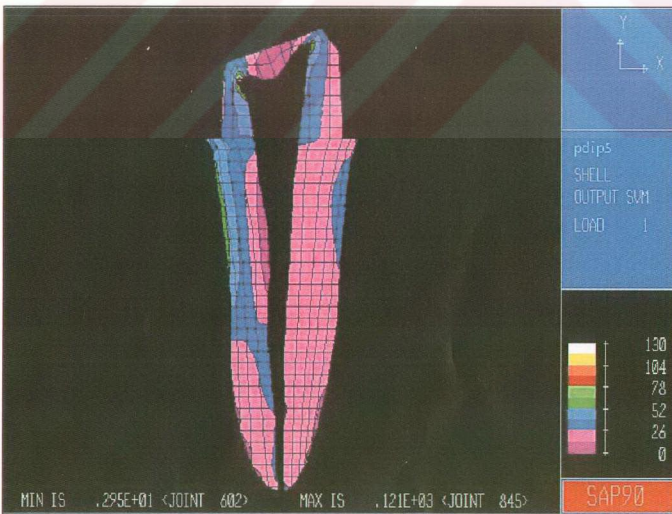
Resim 3.18. Model 7'de (IPS-Empress2 anatomik oklüzal kesim) dentinde oluşan makaslama gerilimleri.



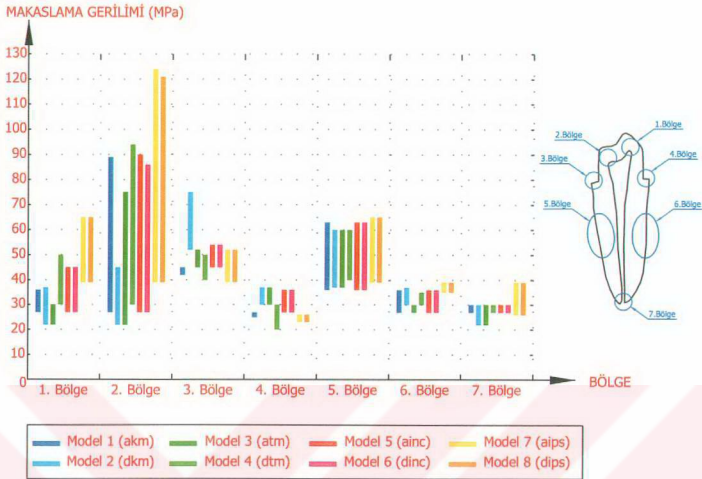
Resim 3.19. Model 7 ve Model 8'de pulpada oluşan makaslama gerilimleri.



Resim 3.20. Model 8'de (IPS-Empress2 düz oklüzal kesim) restorasyonda oluşan makaslama gerilimleri.



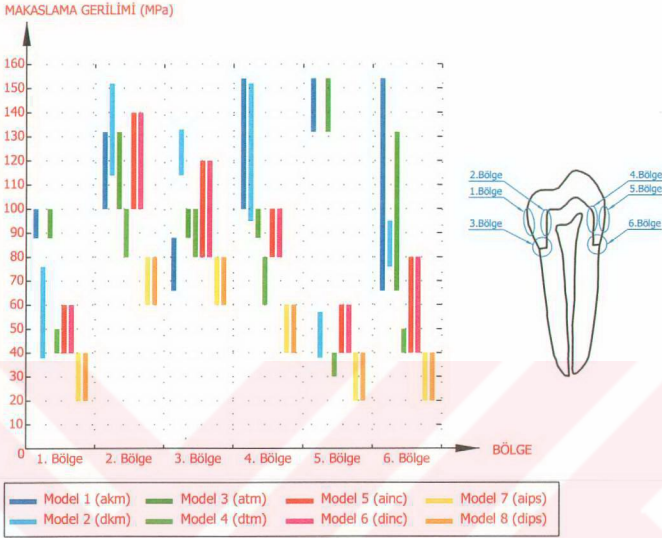
Resim 3.21. Model 8'de (IPS-Empress2 düz oklüzal kesim) dentinde oluşan makaslama gerilimleri.



Şekil 3.1. Dentin yapılarında oluşan makaslama gerilimlerinin bölgelere göre dağılım grafiği.

Tablo 3.9. Dentin yapılarında oluşan makaslama gerilimlerinin bölgelere göre matematiksel değerleri.

Dentin	Model 1 (akm)	Model 2 (dkm)	Model 3 (atm)	Model 4 (dtm)	Model 5 (ainc)	Model 6 (dinc)	Model 7 (aips)	Model 8 (dips)
1.Bölge	27-36	22-37	22-30	30-50	27-45	27-45	39-65	39-65
2.Bölge	27-89	22-45	22-75	30-94	27-90	27-86	39-124	39-121
3.Bölge	42-45	52-71	45-52	40-50	45-54	45-54	39-52	39-52
4.Bölge	25-27	30-37	30-37	20-30	27-36	27-36	23-26	23-26
5.Bölge	36-63	37-60	37-60	40-60	36-63	36-63	39-65	39-65
6.Bölge	27-36	30-37	27-30	30-35	27-36	27-36	35-39	35-39
7.Bölge	27-30	22-30	22-30	27-30	27-30	27-30	26-39	26-39



Şekil 3.2. Restorasyonlarda oluşan makaslama gerilimlerinin bölgelere göre dağılım grafiği.

Tablo 3.10. Restorasyonlarda oluşan makaslama gerilimlerinin bölgelere göre matematiksel değerleri.

Restorasyon	Model 1 (akm)	Model 2 (dkm)	Model 3 (atm)	Model 4 (dtm)	Model 5 (ainc)	Model 6 (dinc)	Model 7 (aips)	Model 8 (dips)
1.Bölge	88-100	38-76	88-100	40-50	40-60	40-60	20-40	20-40
2.Bölge	100-132	114-152	100-132	80-100	100-140	100-140	60-80	60-80
3.Bölge	66-88	114-133	88-100	80-100	80-120	80-120	60-80	60-80
4.Bölge	100-154	95-152	88-100	60-80	80-100	80-100	40-60	40-60
5.Bölge	132-154	38-57	132-154	30-40	40-60	40-60	20-40	20-40
6.Bölge	66-154	76-95	66-132	40-50	40-80	40-80	20-40	20-40

4. TARTIŞMA

Diş dokusu, çürük travma veya aşınma nedeniyle kaybedilirse, estetik, fonasyon ve doku devamlılığının yeniden kazandırılabilmesi protetik restorasyonlarla mümkün olabilmektedir.

Restorasyonun başarısını diş preparasyonunun şekli önemli oranda etkilemektedir. Literatürde farklı diş preparasyonlarına ve farklı restoratif materyaller aracılığıyla destek dokulara yük iletilmesine yönelik çalışmaların azlığı dikkat çekicidir. Bu nedenle, genelde ihmal edilebilen ve pratikte karşılaşılan hatalı oklüzal kesimin yani dişin morfolojisine uygun olmayacak şekilde düze yakın yada düz oklüzal kesimin farklı restorasyonlarda ve çevre dokularda oluşturacağı stresleri çalışmamızda incelemeyi amaçladık.

Bilindiği üzere protez taşıyan bireylerde ağız içinde meydana gelen kuvvetler kemik yapıya protezler yoluyla iletilirler. Protetik restorasyonlar, fizyolojik sınırlar içindeki kuvvetlere karşı koyabilmelidir ve yükler altında alveoler kemiğe uygun stres dağılımını sağlamalıdır. Oluşan oklüzal yüklerin dağılımı restoratif sistemin rijiditesi, esneme yeteneği, yüzey morfolojisi, kontak tipi ve kontak alanı ile ilgili olmaktadır (Rossenstiel ve ark., 1988; Weinberg ve Kruger, 1994; Weinberg ve Kruger, 1995; Xu. ve ark., 1998).

Restore edilecek olan dişte restorasyonun yapıştırılmasında kullanılan simanın seçimi, yükleme durumu, materyal seçimi, materyal kalınlığı, destek dişin tedavi öncesi durumu gibi pekçok faktör restorasyonun başarısında etkilidir (Yoshinari ve Derand, 1994; Strub, 1998; Koriath ve Johann, 1999; Zawta, 2001).

Destek dokularda streslerin incelendiği in-vitro çalışmalarda çeşitli analiz yöntemleri mevcuttur (Caputo ve Stanldlee, 1987; Ulusoy ve Aydın, 1988; Meijer ve ark., 1992; Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995a; Hellden ve Derand,

1998). Bunlar içinde SESA yöntemi ve fotoelastik metod yaygın şekilde kullanılmaktadır (Eskitaşçıoğlu, 1991).

Fotoelastik stres analiz yönteminde, kullanılan yapay malzemenin biyolojik dokularla aynı mekanik özelliklere sahip olmaması, farklı materyallere özgü fiziksel özellikleri yansıtamaması, ışığın kalitesi, stres tiplerinin ve miktarlarının belirlenmesinde yetersiz kalması ve sonuçların değerlendirilmesinde kişisel yorum farklılıkları ve yapının üç boyutlu hassas bir model olarak yansıtılabilmesinin oldukça güç olması gibi dezavantajlara sahiptir. Halbuki SESA yönteminde malzemenin fiziksel özelliklerinin tam olarak bilgisayara aktarılmasıyla; canlı yapının gerçeğe yakın bir modelinin hazırlanması mümkündür (Ismail ve ark., 1987; Meijer ve ark., 1993)

Eskitaşçıoğlu ve ark. (1996b) çalışmalarında SESA yönteminin gerçek modeli taklit etmedeki başarısını vurgulamışlardır.

SESA yönteminin bir çok araştırmacı tarafından kullanılarak fotoelastik ve diğer yöntemlere göre daha avantajlı olduğu belirtilmiştir (Farah 1974; Yettram, 1976; Takahasi 1978; De hoff, 1984; Craig, 1997; Williams, 1990).

Bu yöntemin diğer metodlara göre çok daha fazla tercih ediliyor olmasında tüm karışık materyallerin boyut ve özelliklerinin kolaylıkla taklit edilebilir, çeşitlendirilebilir, gerilim ve yer değiştirmelerin rahatlıkla hesaplanabilir olmasında büyük etkisi vardır (Meijer ve ark., 1992). Tezin gereç ve yöntem bölümünde de bahsedildiği gibi bu yöntem, diğer test yöntemlerine göre avantajlara sahiptir.

Çalışma metodumuzda, SESA yöntemini kullanmış olmamızın sebebi yukarıda üstünlüğü vurgulanmış olan araştırmalardır.

Literatürde metal destekli restorasyonlarda optimum metal kalınlığı 0.3-0.5 mm, porselen kalınlığı ise 0.7-1.2 mm arasında uygun görülmüştür (Mc Lean, 1979; Shillingburg ve ark., 1981). Bizim çalışmamızda da 0.5 mm kalınlığında metal alt yapı kullanılmıştır ve standardizasyonu sağlamak için tam seramik kronlarda da kor kalınlığı 0.5 mm olan modeller hazırlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda çiğneme sırasında oluşan kuvvetlerin yaş, cinsiyet, bölge (sağ yada sol) ve dişe göre değiştiği bahsedilmektedir (Bakke, 1990; Dean ve ark., 1992; Braun ve ark., 1996),

Uygulanması gereken çiğneme yükleri konusunda yapılan çalışmalardan bize ışık tutan bazı araştırmalar şu şekildedir:

Mish (1999) ve Van Eijden (1991) premolar dişlere 424-583N arasında kuvvet geldiğini tespit etmişlerdir.

Eskitaşçıoğlu ve Berksun (1995a) ve Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru (1995b) SESA yöntemini kullandıkları çalışmalarda mandibular ikinci premolar dişe yaygın tipte 343N kuvvet uygulamışlardır.

Eskitaşçıoğlu ve Berksun (1995b) çalışmalarını SESA ile yapmışlar ve mandibular ikinci premolar dişe 400N'luk kompleks kuvvet uygulamışlardır.

Pröbster (1992) posterior bölgede maksimum ısırma kuvvetlerinin 200-540N arasında bulunduğunu belirtmişlerdir.

Bu çalışmalarda bahsedilen kuvvetlerden yola çıkarak biz de çalışmamızda bukkal tüberkül tepesinden ve santral fossadan olmak üzere toplamda 400N'luk kompleks kuvvetler uygulamayı uygun gördük.

Literatüre baktığımızda tam seramik kron olarak posterior bölgede tek kron yapımında Procera, aluminus porselen, In-Ceram ve IPS Empress2'nin kullanılabildiğini görüyoruz. Hatta IPS Empress2'nin ikinci premolar son destek diş olmak üzere üç üyeli posterior köprü yapımında da kullanılabileceğinden söz edilmektedir (Mc Lean ve Kedge, 1988; Messer, 1991; Pröbster ve Diehl, 1992; Wall ve Cipra, 1992; Pröbster, 1993; Seghi ve Sorenson, 1995; Giordano, 1996; Rosenbulum ve Schuman, 1997; Heintze, 1998; Mc Laren ve White, 2000; Mc Lean ve Odont, 2001).

Yapılan çalışmalarda tam seramiklerde kor yapının elastik modülüsünün artması ile tam seramik posterior kronların kırılma dayanıklılığında arttığı ileri sürülür. Elastik modülü arttıkça materyalin sertliği de artar ve gelen yükler altında daha da az deforme olur. Yük uygulandığı zaman yüksek rijidite ile desteklenmiş yapı, seramikte oluşan gerilmeyi sınırlayabilir. Elastik modülüsü bu yüzden kor materyalinin seçiminde önemli bir faktör olabilir (Rijk, 1993; Lee ve Wilson, 2000). Buradan yola çıkarak tam seramikler içinde elastisite modülüsü yüksek olan In-Ceram ve posterior bölgede köprü yapımında kullanılan IPS Empress2'yi çalışmamızda kullanmaya karar verdik.

Gemalmaz (1992) yaptığı araştırmada, metal destekli porselen restorasyonların metal alt yapılarında baz metal alaşımları soy olan metal alaşımlara göre daha az distorsiyon oluşturması ve daha ekonomik olması nedeni ile tercih edildiklerini belirtmiştir.

Avcı (1990) yaptığı çalışmada, kıymetsiz metal alaşımlarının elastik modülüsü, gerilme dayanıklılığı ve yield strength değerlerinin diğer metal alaşımlarına oranla çok yüksek olması nedeniyle daha ince bağlantıların ve uzun köprülerin yapımında güvenle kullanılabileceğinden söz etmektedir. Biz de bu nedenlerden dolayı ve ayrıca Ni-Cr alaşımının SESA yöntemi için gerekli olan elastisite modülüsü ve poisson oranlarına literatürden kolaylıkla ulaşabildiğimiz için bu alaşımı seçmeyi uygun gördük.

Avcı (1990), Cr-Ni ve Cr-Co alaşımlarında sertlik değerlerinin yüksek olması, restorasyonların tesviye polisaj ve uyumlama işlemlerini zorlaştırarak, soy metal alaşımlara oranla daha fazla zaman ve çaba harcanmasını gerektirdiğinden bahsetmektedir. Porselen bağlantısının ve biyolojik uyumun soy metal alaşımlarına göre düşük olmasının da temel metal alaşımları için istenmeyen bir özellik olduğunu belirtmiştir. Bu nedenle çalışmamızda soy metal alaşımı kullanmış bulunuyoruz. Bu materyali seçmemizin bir diğer nedeni de yukarıda bahsettiğimiz gibi SESA için gerekli olan elastisite modülüsü ve poisson oranlarına literatürden ulaşılabilir olmasıdır.

Çalışmamızda kullandığımız metal destekli seramiklerde, anatomik oklüzal kesime göre düz oklüzal kesimde, porselen yapısında streslerin yaklaşık olarak dört kat azalması bulgusu ve dolayısıyla buna bağlı olarak restorasyonun direncinin artması ile, El-Ebrashi ve arkadaşlarının (1970) Chamfer ve düz oklüzal kesime sahip sabit parsiyel protezlerin yapısal olarak Knife-edge ve anatomik oklüzal kesime sahip olan restorasyonlardan daha güçlü olduğu bulgusu birbirini destekler niteliktedir. Dentinde ise; kıymetli metalde oklüzal kesim düz olduğunda basamaklarda belirgin stres artışı oluşmuşken, temel metalde oklüzal kesim düz olduğunda pulpa boynuzları çevresinde makaslama gerilimlerinin 20 MPa civarında artmış olması metal destekli restorasyonlarda oklüzal kesimin anatomik yada düz olmasının restorasyon ve dentine iletilen yük transferi açısından önemli olduğunu göstermektedir.

Tam seramiklere (In-Ceram ve IPS Empress2) ilişkin bulgularımızı tartıştığımızda: Restorasyonda; IPS Empress2 de kor yapı ve porselen yapıda In-Ceram'a göre daha düşük makaslama gerilimlerinin görülmesi; IPS Empress2 nin düşük poisson oranı –ki sert olması anlamındadır- ile açıklanabilir. Tam seramiklerde dentinde ise; basamaklar bölgesinde IPS Empress2 de daha düşük stres değerleri oluşmuşken pulpa boynuzu çevresindeki dentin yapısında yüksek stres değerleri oluşmuştur. Anatomik

oklüzal kesime göre düz oklüzal kesimlerde streslerin matematiksel değerlerinin azalması, restorasyonun kazandığı kalınlık sayesinde dentine iletilen yükün azalması şeklinde yorumlanabilir.

Metal destekli ve tam seramik kronları karşılaştırdığımızda: Restorasyonda; anatomik ve düz oklüzal kesimlerde tam seramiklerde bir farklılık oluşmamışken, metal destekli seramiklerde düz oklüzal kesimlerde porselen yapısında ve kor yapısında stresler azalmıştır. Metal destekli kronlarda kesimin düz olması durumunda restorasyona kazandırılan kalınlıktan dolayı porselen yapısında daha az makaslama gerilimleri olduğu anlaşılmaktadır. Tam seramik kronlarda ise anatomik yada düz oklüzal kesim, restorasyonda stres dağılımı ve miktarında değişiklik oluşturmamıştır. En düşük makaslama gerilimi IPS Empress2 düz oklüzal kesimde oluşmuş iken en yüksek makaslama gerilim değeri kıymetli metal düz oklüzal kesimde oluşmuştur. Dentinde ise; basamaklarda en düşük gerilim IPS Empress2 de iken, en yüksek makaslama gerilimi kıymetli metal düz oklüzal kesimde oluşmuştur. Pulpa çevresindeki dentin dokusunda ise bunun tam tersi görülmüştür. Metal destekli seramiklere göre tam seramiklerde pulpa boynuzu çevresindeki dentin dokusunda daha yoğun stresler oluşmuştur.

Tüm anatomik kesimli modelleri karşılaştırdığımızda: Restorasyonda; tam seramiklere göre metal destekli seramiklerde porselen yapısında matematiksel olarak hemen hemen dört kat daha fazla stres olduğu izlenmiştir. Bunun sebebi olarak; metal alt yapının yük etkisi ile esnemesi nedeni ile veneer porseleninde yük dağılımının ve büyüklüğünün fazla olmasına yol açtığı düşünülebilir. Kor yapıda en düşük makaslama gerilimi IPS Empress2 de, en yüksek ise kıymetli metalde oluşmuştur. Büyükten küçüğe doğru sıralandığında; kıymetli metal, In-Ceram, temel metal, IPS Empress2 şeklinde bir sıra takip etmiştir. Buna göre makaslama gerilimleri ile materyallerin elastisite modülüsleri arasında ters orantıdan bahsedilebilmektedir. Dentinde ise; tüm anatomik kesimli modellerde streslerin dağılım yönü aynı olmuştur. Elastisite modülüsü yüksek olan

materyallerde basamaklarda gerilimlerin yüksek olduğu izlenmiştir. Tüm anatomik modellerde maksimum gerilim lingual pulpa boynuzu çevresindeki dentin yapısında oluşmuştur. Tüm anatomik modellerde bukkal ve lingual pulpa boynuzları çevresindeki dentin yapısında oluşan streslere baktığımızda; IPS Empress2 nin diğerlerine göre daha büyük değerler gösterdiği izlenmiştir. Bu bulgulara dayanarak tüm modellerde maksimum gerilimin lingual pulpa boynuzu çevresindeki dentin yapısında oluşması ve bunu takiben streslerin dişin lingual yarısında lokalize olmasının nedenini pulpanın anatomisine bağlayabiliriz. Aynı şekilde yüklerin bukkalden ziyade lingual basamak ve kök yüzeyinde birikmesinin de lingual pulpa boynuzunun bukkale nazaran daha eğik bir geometri sergilemesi ve buna bağlı olarak yüklerin bu bölgelerde yoğunlaşmasına sebep olduğu düşünülebilir.

Tüm düz kesimli modelleri karşılaştırdığımızda; Restorasyonda; stresler kor yapıda yoğunlaşmışken, porselen yapıda çok düşük değerler göstermiştir. Kor yapıda oluşan streslerin matematiksel değerlerinin sıralaması tüm anatomik kesimli modellerinki ile aynı olmuştur. Büyükten küçüğe doğru sıralayacak olursak; kıymetli metal, In-Ceram, temel metal, IPS Empress2 şeklinde bir sıra takip etmiştir. Tüm düz kesimli modellere baktığımızda, restorasyonun kor yapısında stres yoğunlaşması dentin yapısında basamaklara o oranda yansımıştır. Dentin yapısında ise; tüm düz oklüzal kesimli modellerde streslerin dağılım yönü aynı olmuştur. Maksimum gerilimin olduğu bölge açısından kıymetli metal düz oklüzal kesim diğerlerinden farklı olarak lingual basamakta maksimum gerilim göstermiştir. Bundan dolayı basamaklarda en yüksek gerilim kıymetli metal düz kesimde oluşmuştur. Basamaklarda en düşük gerilim ise IPS Empress2 de oluşmuştur. Bu bulgulara dayanarak; dentin dokusundaki yük dağılımlarının kıymetli metal ile restore edilen modelde diğer modellere oranla daha fazla lingual basamak bölgesinde oluşması, daha düşük elastisite modülüsüne sahip bu materyalin lingual kor yapısındaki yükün basamağa intikalini sağladığı şeklinde yorumlanabilir.

Tüm düz kesimlerde pulpa boynuzu çevresindeki dentin dokusunda en yüksek gerilim IPS Empress2 de oluşmuştur, bunu sırasıyla temel metal ve In-Ceram takip etmiş ve en küçük gerilim ise kıymetli metalde oluşmuştur. Basamaklarda ise bu sıralamanın tam tersi izlenmiştir.

IPS Empress2 düz kesimde en fazla yükün pulpa boynuzu çevresindeki dentin yapısında oluşmasının canlı pulpa dokusu için travmatik etki yapabileceği, aynı kronun anatomik kesimde uygulanması halinde 3MPa'lık bir yük artışına yol açmasına rağmen dahi kısa klinik kron boyuna sahip vakalarda birbirine yakın değerler sergileyen gerek düz gerekse anatomik kesimli IPS Empress2 restorasyonlarının tercih edilmemesi gibi bir sonuç çıkartılabilir.

Metal destekli modellerde restorasyonda kullanılan materyalin elastisite modülüsünün yükselmesine paralel olarak, dentin yapısında streslerin matematiksel değerlerinin de yükselmesi dikkat çekicidir. Burada elastisite modülüsünün yükselmesi yani materyalin sertlik kazanmasına bağlı olarak dentine iletilen yükün matematiksel değerinin fazlalığı kabul edilebilir bir durumdur. Oysa ki tam seramik ile restore edilen modellerde ise elastisite modülüsü yüksek olan restorasyonlarda (In-Ceram) elastisite modülüsü düşük olan IPS Empress2' ye göre dentin yapısında daha düşük makaslama gerilimleri oluşmuştur.

Tüm anatomik ve tüm düz oklüzal kesimli modelleri karşılaştırdığımızda: Restorasyonda; oklüzal kesimin anatomik yada düz olması tam seramik kronlarda bir fark yaratmamışken metal destekli seramiklerde farklı sonuçlar oluşturmıştır. Metal destekli seramiklerde yalnız anatomik oklüzal kesimlerde porselen yapıda stres yoğunluğu oluşmuşken tam seramiklerde oluşmamıştır. Oklüzal kesim düz olduğunda maksimum gerilimlerin değeri de azalmıştır. Bu bulgulardan; metal destekli seramiklerde oklüzal kesimin düz olması oranında kor yapının kalınlaşmasına bağlı olarak metal yapının esneyebilirliğinin azalmasından dolayı porselen yapıda daha az makaslama

gerilimleri oluşmasına sebep olduğu anlaşılmaktadır. IPS Empress2'de stresin dağılım yönü ve matematiksel miktarının diğerlerine göre farklı ve düşük olması dikkat çekicidir. Bunun sebebi olarak IPS Empress2'nin hem kor hem de veneer yapısının poisson oranının (0.25, 0.23) diğer materyallerinkinden (0.33, 0.35) düşük olmasıyla açıklamak mümkündür.

Çalışmamızda kıymetli metalde oklüzal kesim düz olduğunda lingualde metal bilezikte gerilimlerin değeri artmıştır. Temel metal düz kesimin uygulanmasında bu materyalin daha sert olmasına rağmen restorasyonun metal bilezik bölgesine yük intikalinin az olması ile kıymetli metal düz oklüzal kesim modelinde rastladığımız metal bilezikteki yük dağılımının fazla olması gibi çelişkili sonuç kor materyalinin kalınlığının yük dağılımına etkili olmadığı gibi bir sonuca götürmektedir. Tüm anatomik ve düz oklüzal kesimli modelleri karşılaştırdığımızda dentin yapısında; oklüzal kesimin anatomik yada düz olması metal destekli restorasyonlarda dentin yapısında oluşan streslerde lokalizasyon ve matematiksel değer olarak fark yaratmışken, oklüzal kesim şeklinin düz olması tam seramik kronlarda basamaklarda hiçbir farklı etki yaratmamıştır. Kesim şekli etkili olmaksızın bütün tam seramik kronlarda pulpa boynuzu çevresindeki dentinde yüksek gerilimler oluşmuştur. Temel metal dışındaki tüm modellerde lingual pulpa boynuzları çevresindeki dentin yapısındaki stres değerleri oklüzal kesim düz olduğunda azalmıştır.

Metal destekli restorasyonlarda elastisite modülüsünün azalmasıyla streslerin toplanması arasında doğru orantılı bir ilişki kurulabilmiş olmasına rağmen tüm modelleri bu açıdan değerlendirdiğimizde bu orantıdan bahsedilememektedir.

Köklerde oluşan yük dağılımı yönünde yapılan değerlendirmelerde, gerilimler matematiksel değer ve dağılım olarak benzerlik göstermiştir.

Pulpada oluşan gerilimler dağılım ve miktar olarak tüm modellerde benzerlik göstermiştir.

Kemikte apikal kök bölgesinde tüm restorasyonlarda streslerin, dağılım ve matematiksel değer açısından aynı olduğu izlenmiştir. Bu durum pulpa içinde söz konusu olup, oluşan yük farklılıklarının restorasyon ve dentin seviyelerinde karşılanarak pulpa ve kemik dokuda dengelendiği ve tüm restorasyonlarda aynı sonucu verdiği izlenmiştir. Kuvvetin uygulandığı noktadan uzaklaştıkça streslerin değerlerinde de azalmalar olduğu görülmüştür.

Tam seramik kronlar, metal destekli kronlara oranla streslerin gerek dağılımı gerekse matematiksel değerleri bakımından daha stabil ve tutarlı sonuçlar sergiler durumdadır.

Değişik materyallerin, kemik yapıya iletilen streslerde bir farklılık oluşturup oluşturmadığı konusu literatürde çoğunlukla implantlar açısından ele alınıp incelenmiştir.

Çalışmamızda materyallerin elastisite modülüsü ile yük absorblaması ve yük iletimi arasında tutarlı bir ilişki kurulamamaktadır. Restorasyonda kullanılan yapının sert yada yumuşak olmasının stres dağılımında etkili olmadığını vurgulayan aşağıdaki çalışmalar da bizim çalışmamızı bu konuda destekler niteliktedir.

Çıkmaz (2001) yaptığı çalışmada, sabit protezlerde kullanılan farklı restoratif materyaller tarafından karşılanan kuvvetlerin, kemik yapıya olan iletimini in-vitro olarak incelemiştir. Bu çalışmada elastisite modülüsündeki büyük değişikliklerde kemik yapıda streslerin dağılımında farklılıklar olmadığı sonucuna varmıştır.

Sertgöz (1997), implant protezlerde üç farklı oklüzal materyal (rezin; rezin kompozit ve porselen) ve dört farklı alt yapı materyalinin (altın, gümüş-palladyum, krom-kobalt, titanyum) kemik çevresinde ve protezde oluşturduğu

stres dağılımını incelemiştir. Kullanılan düşük elastik modülslü materyallerin implant çevresi ve kemikte oluşan stres dağılımı üzerinde herhangi bir etkiye sahip olmadığını bulmuştur.

Stegaroiu ve ark. (1998), üç boyutlu SESA ile yaptıkları çalışmalarında kemik ve implanttaki stres dağılımına protez materyalinin etkisini incelemiştir. Altın, porselen ve rezin materyallerini incelemişler ve rezinin implant kemik arayüzünü koruyucu etkisini tespit edememişlerdir.

Cibirka ve ark. (1992); altın, rezin ve porselen oklüzal yüzeyler kullanarak yapmış oldukları çalışmalarında, istatistiksel olarak altın ve porselen oklüzal yüzeyler ile rezin yüzeyler arasında kuvvet absorblama açısından belirgin bir farklılık bulamamışlardır.

Eskitaşçıoğlu ve ark. (2001), implant üstü kronlarda , metal destekli porselen, metal destekli akrilik ve tam metal kronların stres analizinde lokalizasyon ve matematiksel değer olarak önemli bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Papavasiliou ve ark. (1996a), tek üyeli implant protezlerde üç boyutlu SESA kullanarak porselen ve akril veneer materyalinin tipinin stres üzerinde etkili olmadığını bulmuşlardır.

Literatürde, sabit protezlerde kullanılan farklı restoratif materyallerin destek dokulara kuvvet iletiminde farklı etkiler oluşturmadığını belirten yukarıdaki çalışmaların yanı sıra, destek dokulara kuvvet iletiminde kullanılan materyalin türünün önemli olduğunu belirten çalışmalarda vardır. Şöyle ki;

Hobo ve ark. (1990) yapmış oldukları çalışmada, implant üzerine yapılacak protezlerde, hareketli protez yapılacak ise porselen yerine akrilik yapay dişlerin, sabit protezlerde de porselen yerine altın alaşımının kullanılmasının daha uygun olacağını, porselen gibi sert materyallerin çigneme kuvvetlerinin

implant ve alveol kemiğe direkt olarak iletilmesine neden olduğunu, yumuşak materyallerin ise çiğneme kuvvetlerinin absorbslanmasını sağladığını belirtmişlerdir.

Gracis ve ark. (1991), implantlarda kullanılan beş farklı restoratif materyalin şok absorbsiyonunu inceledikleri çalışmalarında, rezinin porselen veya metal alaşımlara göre çarpma kuvvetlerini yaklaşık %50 oranında azalttığını göstermişlerdir. Ancak implant restorasyonlarının oklüzal yüzeylerinde kullanılacak materyallerin fiziksel özellikleriyle ilgili durumlarının porselen ve altın seçimi için öncelikli olduğunu belirtmişlerdir. Kompozit ve akrilik rezinler, mine, altın ve porselenden daha fazla aşınmaktadır. Bu da vertikal boyut kaybına, sentrik oklüzal kontak kaybına, karşıt dişlerin uzamasına ve oklüzal interferenslerin gelişmesine yol açmaktadır.

Çiftçi ve Canay (2000), üç boyutlu SESA yöntemi ile implant protezlerde kullanılan farklı materyallerin, implant çevresindeki dokularda stres dağılımı üzerinde etkisini araştırmışlar, sonuç olarak akrilik ve cam modifiye rezinin, metal ve porselen ile kıyaslandığında sırasıyla %25 ve %15 stres azalmasına neden olduğunu göstermişlerdir.

Bu çalışmalar implant üstü tasarımlarda kullanılan kompozit rezin gibi yumuşak materyallerin streslerde azalmaya neden olduğunu belirtirken, Soumeire ve Dejou (1999) ise stresleri azaltmadığını göstermişlerdir. Bu araştırmacılar, implantlarda kullanılan farklı restoratif materyallerin şok absorbsiyonunu çarpma kuvvetleri açısından değerlendirdikleri çalışmalarında, kompozit rezin ve düşük ısı porselen materyalleri, konvansiyonel seramikle karşılaştırıldığında bu materyallerin çarpma kuvvetlerini azaltmadığını belirtmişlerdir. Sonuçta, kompozit rezinlerin, mine, altın ve porselenden daha fazla aşınmaya uğradığı ve seramiklere kıyasla estetik, mekanik ve fiziksel özelliklerinin yeterince iyi olmaması nedeni ile, bu materyallerin vertikal boyut kaybı, sentrik oklüzal kontak kaybı, karşıt diş uzaması ve oklüzal interferenslere yol açtığı belirtilmiştir.

Titanyum, altın ve temel metal alaşımlarının metal-seramik kronlarda oluşturduğu stresleri inceleyen Eskitaşcıoğlu ve Berksun (1993), rezin gibi yumuşak materyallerin stresleri absorbladığını belirten çalışmaların aksine, elastisite modülü yüksek dolayısıyla rijit olan temel metal alaşımının elastisite modülü daha düşük olan titanyum ve altın alaşımlarından daha yüksek stres değerleri oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Eskitaşcıoğlu ve ark. (1996a), implant üstü protetik restorasyonlarda; metal destekli porselen kronların, metal destekli akrilik kronlara oranla stres transferi açısından daha avantajlı olduğunu bulmuşlardır.

Sabit dental uygulamaların tasarımında temel faktör, restorasyona gelen kuvvetleri destek dokular üzerine dağıtmak için gerekli rijiditenin sağlanmasıdır. Eğilmeye karşı direnci az olan bir materyalin deformasyon miktarı, aynı kesit ve boyutlara sahip dirençli bir materyalden çok daha fazla olacaktır. Sonuçta, stres dağılımı ve yük transferi protetik üst yapı şeklinden, yükleme durumlarından, diş preparasyonundan, simantasyondan ve bunlardan daha az etkili olmakla beraber protetik materyalin özelliklerinden etkilenmektedir. Uygulanan yükün yönünün ise prepare edilmiş diş veya kronun geometrisinden çok daha önemli bir faktör olduğu da vurgulanmaktadır (Glantz ve ark., 1982; Anusavice ve Hojjatie, 1988; Yoshinari ve Derand, 1994; Randow ve Derand, 1993).

Protetik tedavinin başarısında, tedavide uygulanacak klinik işlemler, preparasyon tasarımı, laboratuvar teknikleri, restorasyonun tasarım özellikleri önemli olmakla beraber, restoratif materyallerin seçiminde; materyalin fiziksel, mekanik, estetik ve biyolojik özelliklerinin yanı sıra her vakanın kendine özgü koşulları içinde bu materyallerin optimum yararlılıkları doğrultusunda bir tercih yapılmasının da önemli olduğu unutulmamalıdır.

5. SONUÇ

Araştırmamızda, farklı diş preparasyonlarının metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda yapılan sonlu elemanlar stres analizi sonuçları aşağıdaki şekilde sıralanabilir:

1. Temel metal alaşımının kullanıldığı metal destekli seramik kronlarda; dentinde oluşan makaslama gerilimlerinin matematiksel değeri bakımından, anatomik oklüzal kesimin düz oklüzal kesime oranla %25 oranında stres iletiminde avantajlı olduğu görülmüştür. Bunun yanı sıra kıymetli metal alaşımının kullanıldığı metal destekli seramik kronlarda; dentinde oluşan makaslama gerilimlerinin matematiksel değeri bakımından, düz oklüzal kesim %10 gibi bir avantaj göstermesine karşın, stres lokalizasyonları incelendiğinde, anatomik oklüzal kesimli modelde daha homojen bir dağılıma sahip olduğu gözlenmiştir. Bu bağlamda dentin yapısında oluşan gerilimler açısından, metal destekli seramik kronlarda özellikle temel metal alaşımında oklüzal kesimin anatomik şekle uygun olması gerektiği sonucuna varmak mümkündür. Kıymetli metal alaşımında, stres lokalizasyonlarının anatomik oklüzal kesimli modelde daha homojen bir dağılım göstermesi nedeni ile oklüzal kesimin anatomik şekle uygun olması gerektiği sonucuna varılabilir.

2. Anatomik yada nonanatomik oklüzal kesim tekniklerinde üst yapıdaki kron materyalinin pulpa ve destek kemik doku üzerine iletilen makaslama streslerinin miktarı ve dağılımında farklılığa neden olmadığı gözlenmiştir.

3. Tam seramik kronlarda anatomik yada non anatomik kesim, dentin, pulpa ve destek kemik doku üzerine stres iletimi açısından farklılık göstermemiştir.

4. Düz oklüzal kesimin üst yapıda restorasyonu temsil eden bölgede stres lokalizasyon ve miktarı açısından avantajlı olduğu görülmekte, bunun, düz kesim ile restorasyona kazandırılan kitleden kaynaklandığı düşünülmektedir.



ÖZET

Farklı Diş Preparasyonlarının, Metal Destekli ve Tam Seramik Kronlarda Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SESA) ile İncelenmesi

Araştırmamızda, farklı diş preparasyonlarının, metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin incelenmesi amaçlanmış ve bu çalışma için iki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

Anatomik ve nonanatomik oklüzal kesime sahip olan ikinci premolar dişin, Ni-Cr ve Au-Pd alaşımı alt yapısına sahip metal destekli seramik kronlar ve In-Ceram ve IPS Empress2 tam seramik kronlar ile restore edilmiş olan iki boyutlu matematiksel modeli hazırlanmıştır. Modellere santral fossa ve bukkal tüberkül tepesinden olmak üzere toplamda 400N'luk kompleks kuvvetler uygulanmıştır.

Araştırma sonuçları anatomik yada nonanatomik oklüzal kesimde üst yapı kron materyalinin, pulpa ve destek doku üzerine iletilen makaslama streslerinin miktarı ve dağılımında farklılığa neden olmadığını ortaya koymuştur. Düz oklüzal kesimlerin üst yapıdaki restorasyonda stres lokalizasyon ve miktarı açısından avantajlı olduğu görülmüştür.

Anahtar Sözcükler: Diş preparasyonu, metal-seramik kron, sonlu elemanlar stres analizi, stres dağılımı, tam-seramik kron

SUMMARY

The effect of different tooth preparation on the stress distribution of all ceramic crown and metal-ceramic crown by using finite element stress analysis technique.

The aim of this study was to evaluate the effect of different tooth preparations on the stress distribution of all ceramic and metal-ceramic crowns. Two dimensional finite element stress analysis was used for this purpose.

The mandibular second premolar tooth with anatomic and nonanatomic occlusal preparation was restored with Ni-Cr and Au-Pd based metal-ceramic crowns and In-Ceram and IPS Empress2 full ceramic crown and two dimensional mathematical models of these were prepared.

The results of this investigation showed that restorative crown materials do not make any difference on the quantity and distribution of shearing stresses transmitted on the pulp and supporting bone in either anatomic or nonanatomic occlusal preparations. Flat occlusal preparations were found to be advantageous in stress localization and quantity of the crown restoration. Anatomic occlusal preparation of metal-ceramic crown was advantageous from the point of view of shear stresses in the dentine of the prepared teeth.

Keywords : Tooht preparation, metal-ceramic crown, finite element stress analysis, stress distribution, all-ceramic crown

KAYNAKLAR

- ANUSAVICE, K. J. (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *J. Am. Dent Assoc.*, **124**: 72-84
- ANUSAVICE, K. J. (1996). Phillips' Science of Dental Materials.; W.B. Saunders Company., 10th Ed.
- ANUSAVICE, K. J., HOJJATIE, B. (1987). Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J. Dent Res.*, **66**: 1493-1498
- ANUSAVICE, K.J., HOJJATIE, B. (1988). Influence of incisal length of ceramic and loading orientation on stress distribution in ceramic crown. *J. Dent Res.*, **67**: 1371-1375
- ANUSAVICE, K. J., HOJJATIE, B., DEHOFF, P. H. (1986). Influence of metal thickness on stress distribution in metal-ceramic crown. *J. Dent Res.*, **65**: 1173-1178
- ACVI, M. (1990). Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan kıymetsiz metal alaşımları. *A. Ü. Diş Hek Fak Derg.*, **17**: 145-149
- AYDIN, C., YALUĞ, S. (1998). Üç değişik insizal kesim şeklinin laminate veneer kronlarda oluşturduğu stres dağılımının incelenmesi. *G. Ü. Diş. Hek Fak Derg.*, **15**: 75-80
- BAKKE, M., HOLM, B., JENSEN, B. L., MICHLER, I., MOLLER, E. (1990). Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and man related to occlusal factors. *Scand. J. Dent Res.*, **98**: 149-158
- BUKKE, F. J. T. (1996). Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crown: The effect of increased tooth preparation. *Quintessence Int.*, **27**: 115-121
- BRAUN, S., HNAT, W. P., FREUDENTHALER, R. W., MARCOTTE, M. R., HONIGLE, K., JOHNSON, B. E. (1996). A study of maximum bite force during growth and development. *Angle Orthodont.*, **66**: 261-264
- CAPUTO, A. A., STANDLEE, J. P. (1987). Biomechanics in Clinical Dentistry. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, Illinois.
- CASTELNUOVO, J., TJAN, A. H. L., PHILLIPS, K., NICHOLLS, J. I., KOIS, J. C. (2000). Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J. Prosthet Dent.*, **83**: 171-180
- CIBIRKA, R. M., LANG, B. R., RAZZOOG, M. E., STOHLER, C. S. (1992). Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J. Prosthet Dent.*, **67**: 361-364
- CRAIG, R. G. (1997). Restorative Dental Materials., Mosby-Year Book, Inc., 10th Ed.
- CRAIG, R. G., PEYTON, F. A. (1958). Elastic and mechanical properties of human dentin. *J. Dent Res.*, **37**: 710-718
- CRISPIN, B. J. (1992). Computerized design and manufacturing of esthetic dental restorations. *Dent. Clin North Am.*, **36**: 797-807

- ÇALIKKOCACIOĞLU, S. (1996). Bölümlü Protezler. İstanbul., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi., Yayın no: 61, Üniversite yayın no: 3647, 3. Baskı
- ÇIKMAZ, S. (2001). Sabit protezlerde kullanılan farklı restoratif materyaller tarafından karşılaşılan kuvvetlerin, kemik yapıya olan iletimin in-vitro olarak incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- ÇİFTÇİ, Y. (1998). İmplant üzeri sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı kaplama materyallerinin, stres dağılımına etkisi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- ÇİFTÇİ, Y., CANAY, Ş. (2000). The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int. J Oral Maxillofac. Implants.*, **15**: 571-582
- DEAN, J. S., THROCKMORTON, G. S., ELLIS, E., SINN, D. (1992). A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *J. Oral Maxillofac Surg.*, **50**: 1284-1288
- DE HOFF, P. H., ANUSAVICE, K. J. (1984). Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *J. Dent Res.*, **63**: 1327-1331
- EL-EBRASHI, M. K., CRAIG, R. G., PEYTON, F. A. (1969). Experimental stress analysis of dental restorations. Part V. The concept of occlusal reduction and pins. *J. Prosthet Dent.*, **22**: 565-577
- EL-EBRASHI, M. K., CRAIG, R. G., PEYTON, F. A. (1970). Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. *J. Prosthet Dent.*, **23**: 177-186
- ERÇOBAN, E. (1998). İki Farklı Kor Yapım Tekniğine Sahip In-Ceram ve IPS Empress Tam Porselen Sistemlerin Farklı Dentin Kalınlıkları ve Farklı Fırınlama Sayılarında Gösterdikleri Renk Değişikliklerinin İncelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- ESKİTAŞCIOĞLU, G. (1991). Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilimlerin "Structural Analysis Program" ile İncelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- ESKİTAŞCIOĞLU, G., BERKSUN, S. (1993). Stress analysis of metal-ceramic crowns with titanium, gold and base metal alloy. I. International Symposium on Dental Technology Materials, 21-23 October, Ankara
- ESKİTAŞCIOĞLU, G., BERKSUN, S. (1995a). Metal destekli porselen restorasyonlarda farklı tasarımların stress analizi. *G. Ü. Diş Hek Fak Derg.*, **XII**: 29-35
- ESKİTAŞCIOĞLU, G., BERKSUN, S. (1995b). Metal destekli porselen restorasyonlarda farklı kalınlıklardaki alt yapının stress analizi. *A. Ü. Diş Hek Fak Derg.*, **22**: 41-46
- ESKİTAŞCIOĞLU, G., YURDUKORU, B. (1995a). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *A. Ü. Diş Hek Fak Derg.*, **22**: 201-205
- ESKİTAŞCIOĞLU, G., YURDUKORU, B. (1995b). Metal destekli porselen restorasyonlarda bizotajın stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. *A. Ü. Diş Hek Fak Derg.*, **22**: 35-39

- ESKİTAŞÇIOĞLU, G., BARAN, İ., AYKAÇ, Y., ÖZTAŞ, D. (1996a). İmplant üstü kron tasarımlarında farklı estetik materyallerin stres dağılımına etkisinin incelenmesi. *Oral Imp. Der.*, Nisan 13-19
- ESKİTAŞÇIOĞLU, G., TULGA, F., SARI, Ş., ÖZGEY, S. (1996b). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yönteminin uygulanabilirliğinin in-vivo mikro sızıntı sonuçlarına dayanarak incelenmesi. *Türkiye Klin. Dişhek Bil Derg.*, 2: 65-67
- ESKİTAŞÇIOĞLU, G., SEVİMEY, M., ERASLAN, O., DURAN, İ. (2001). Investigation of the Effect of Various Materials in Support Bone on Stress Distribution in Implant Crown Design with FEM., BaSS 2001, 6th Congress of Balkan Stomatological Society, Bucharest, Romania.
- FARAH, J. W., CRAIG, R. G. (1974). Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J. Dent Res.*, 53: 859-866
- FRADEANI, M., AQUILANO, A. (1997). Clinical experience with empress crowns. *Int. J. Prosthodont.*, 10: 241-247
- GEMALMAZ, D. D. (1992). Metal destekli porselen restorasyonların metal alt yapılarında porselen fırınlanması sırasında ortaya çıkan distorsiyona etki eden faktörler. Doktora Tezi., M. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- GIORDANO, R. A. (1996). Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Edu Dent.*, 17: 779-794
- GIORDANO, R. A., PELLETIER, L., CAMPBELL, S., POBER, R. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldspatic porcelain. *J. Prosthet Dent.*, 73: 411-418
- GLADWIN, M., BAGBY, M. (2000). Clinical Aspects of Dental Materyals. Lippicott Williams & Wilkins.
- GRACIS, S. E., CHALUPNICK, J. D., NICHOLLS, J. I., YUODELIS, R. A. (1991). Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int. J. Prosthodont.*, 4: 282-291
- GLANTZ, P-O., NYMAN, S. (1982). Tecnical and biophysical aspects of fixed partial dentures for patients with reduced periodontal support. *J. Prosthet Dent.*, 47: 47-51
- HART, R. T., HENNEBEL, V. V., THONGPREDA, N. (1992). Modelling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study. *J. Biomech.*, 25: 261-286
- HEINTZE, S. D. (1998). Bridges made of all-ceramic materyal (IPS Empress2), Indication, clinical aspects, prognosis. Ivoclar-Vivadent-Report, No: 12, December
- HELLDEN, L. B., DERAND, T. (1998). Description and evaluation of simplified method to achieve passive fit between just titanium frameworks and implants. *Int. J. Oral Maxillofac implants.*, 13: 190-196
- HOBO, S., ICHIDA, E., GARCIA, L. T. (1990). Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Publishing Company, 3rd Ed..
- HOJJATIE, B., ANUSAVICE, K. J. (1990). Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. *J. Biomech.*, 23: 1157-1166
- HONDRUM, S. O. (1992). A Review of the strength properties of ceramics. *J. Prosthet Dent.*, 67: 859-865

- HOLAND, W. (1998). Materials science fundamentals of the IPS Empress2 glass-ceramic. Ivoclar-Vivadent-Report, No:12, December
- IVOCLAR-VIVADENT, Scientific Documentation, (1999). IPS Empress2, Research and Development Scientific Service, January.
- ISMAIL, Y. M., PAHOOUNTIS, L. N., FLEMING, J. F. (1987). Comparison of two dimensional and three dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int. J. Oral Implants.*, **4**: 25-31
- KELLY, J. R., NISHIMURA, I., CAMPBELL, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J. Prosthet Dent.*, **75**: 18-32
- KILIÇARSLAN, M. A., ZAIMOĞLU, A., ESKİTAŞCIOĞLU, G. (1999). Üst santral keser dişin fonksiyonel kuvvetler altındaki durumunun sonuç elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. *A.Ü. Diş Hek. Fak Derg.*, **26**: 61-69
- KOMPOSIORA, P., PAPAVALIOU, G., BAYNE, S. C., FELTON, D. A. (1994). Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *J. Prosthet Dent.*, **71**: 435-441
- KORIOTH, T. W. P., JOHANN, A. R. (1999). Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J. Prosthet Dent.*, **82**: 67-72
- KREGZDE, M. (1993). A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* **8**: 662-673
- KREULEN, C. M., MOSKEVIC, H., DANSEN, K. A., CREUGERS, N. H. J. (2000) Time and motion study on class II copy-milled ceramic inlays. *J. Dent.*, **28**: 429-436
- LEE, S. K., WILSON, P. R. (2000). Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic module. *Aust. Dent. J.*, **45**: 103-107
- LEINFELDER, K. F., ISENBERG, B. P., ESSIG, M. E. (1989). A new method for generating ceramic restorations: A CAD / CAM system. *J. Prosthet Dent.*, **58**: 512-516
- LEINFELDER, K. F., LEMMONS, J. E. (1988). Clinical Restorative Materials and Techniques. Lea & Febiger, Philadelphia.
- MAGNE, P., DOUGLAS, W. H. (1999). Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition. *Quintessence Int.*, **30**: 661-672
- MAGNE, P., PERAKIS, N., BELSER, U. C., KREJCI, I. (2002). Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J. Prosthet Dent.*, **87**: 517-527
- Mc CABE, J. F. (1990). Applied Dental Materials. London: Blackwell Scientific Publications., 7th Ed.
- Mc LAREN, E. A., WHITE, S. N. (2000). Survival of in-ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial. *J. Prosthet Dent.*, **83**: 216-222
- Mc LEAN (1979). The Science and Art of Dental Ceramics. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 1st Ed.
- Mc LEAN, J. W., ODONT, D. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J. Prosthet Dent.*, **85**: 61-66

- Mc LEAN, J. W., KEDGE, M. (1988). High strength ceramics. In: Perspectives in Dental Ceramics. Proceedings of The Fourth International Symposium on Ceramics. Ed: J. D. Prestone, Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, Berlin, London, Sao Paulo, Tokyo, Hong Kong., Sf. 153-165
- MEIJER, H. J. A., KUIPER, J. H., STARMANS, F. J. M., BOSMAN, F. (1992). Stress distribution around dental implant: Influence of superstructure, length of implant and height of mandible. *J. Proshet Dent.*, **68**: 96-102
- MEIJER, H. J. A., STARMANS, F. J. M., BOSMAN, F. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J. Oral Rehabil.*, **20**: 147-157
- MELO, C., MATSUSHITA, Y., KAYONA, K., HIROWATARI, H., SIETSUGU, T. (1995). Comparative stress analyses of fixed free-end osseointegrated prostheses using the finite element method., *J. Oral. Implantology.*, **XXI**: 290-294
- MEMİKOĞLU, M. (1997). Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in-vitro ve in-vivo uygulanabilirliği ve sınırlamaları yönünde incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- MESSER, P. F., PIDDOCK, V., LLOYD, C. H. (1991). The strength of dental ceramic. *J. Prosthet Dent.*, **19**: 51-55
- MISCH, C. E. (1999). Contemporary Implant Dentistry. 2nd Ed. St. Lois: Mosby Year Book-Inc.
- NAYLOR, P. W. (1992). Introduction to Metal Ceramic Technology. Quintessence Publishing Co. Inc., Carol Stream, Illinois.
- O'BRIEN, W. J. (1989). Dental Materials Properties and Selection. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago.
- O'BRIEN, W. J. (1997). Dental Materials and Their Selection. Quintessence Publishing Co. Inc., 2nd Ed.
- O'BRIEN, W. J., McPHEE, E. R., SELUK, L. W. (1988). Strength of a High-Expansion Core Porcelain. In: Perspectives in: Dental Ceramics. Proceedings of The Fourth International Symposium on Ceramics. Ed: J. D. Prestone, Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Berlin, London, Sao Paulo, Tokyo, Hong Kong., Sf. 167-174
- ODMAN, P., NILSSON, E., PIETRUSZKA, K. (1998). Cerena-a new method for the restoration of teeth with prefabricated ceramic inlays. *J. Oral Rehabil.*, **25**: 340-347
- PAPAVASILIOU, G., KOMPOSITORA, P., BAYNE, S.C., FELTON, D. A. (1996a). Three dimensional finite element analysis of stress- distribution around single tooth implants as a function. *J. Prosthet Dent.*, **76**: 633-640
- PAPAVASILIOU, G., TRIPODAKIS, A. P. D., KAMPOSITORA, P., STRUB, J. R., BAYNE, S. C. (1996b). Finite element analysis of ceramic abutment-restoration combination for osseointegrated implants. *Int. J. Prosthodont.*, **9**: 254-260
- PHILIPS, R.W. (1991). Skinner's Science of Dental Materials., W.B. Saunders Company, 9th Ed.
- PROBSTER, L. (1992). Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int. J. Prosthodont.*, **5**: 409-414

- PROBSTER, L. (1993). Survival rate of in-ceram restoration. *Int. J. Prosthodont.*, **6**: 259-263
- PROBSTER, L., DIEHL, J (1992). Slip casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int.*, **23**: 25-31
- PRYPUTNIECZ, C., BRUSTONE, C. J., BOWLEY, W. W. (1978). Determination of arbitrary tooth displacements. *J. Dent Res.*, **57**: 663-674
- RANDOW, K., DERAND, T. (1993). On functional strain in some fixed and removable partial dentures. An experimental in vivo study. *Acta Odontol Scand.*, **51**: 153-159
- REKOW, D. (1987). Computer-aided design and manufacturing in dentistry: A review of the state of the art. *J. Prosthet Dent.*, **58**: 512-516
- REKOW, E. D. (1991). Dental CAD / CAM systems. *J Am. Dent Assoc.*, **122**: 43-48
- RIJK, W. G. (1993). Fracture strength of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int. J. Prosthodont.*, **6**: 462-467
- ROSENBLUM, M. A., SCHULMAN, A. (1997). A Review of all-ceramic restorations. *J. Am. Dent Assoc.*, **128**: 297-307
- ROENSTIEL, S. F., LAND, M. F., FUJIMOTO, J. (1988). Contemporary Fixed Prosthodontics. The C. V. Mosby Company., 1st Ed.
- SCHERRER, S. S., RIJK, W. G. (1992). The effect of crown length on the fracture resistance of posterior porcelain and glass-ceramic crowns. *Int. J. Prosthodont.*, **5**: 550-557
- SEGGI, R., SORENSON, J. A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int. J. Prosthodont.*, **8**: 239-246
- SERTGÖZ, A. (1997). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis., *Int. J. Prosthodont.*, **10**: 19-27
- SEYMOUR, K. G., SAMARAWICKRAMA, D. Y. D., LYNCH, E. J. (1999). Metal ceramic crowns-a review of tooth preparation. *Eur J. Prosthodont Res. Dent.*, **7**: 79-84
- SHEARER, A. C., THORDRUP, M., HORSTED-BINDSLEV, P., WILSON, N. H. F. (1998). A milled ceramic inlay / onlay system: A report from a series of cases. *Bri Dent J.*, **185**: 283-286
- SHILLINGBURG, H. T., HOBO, S., WHITSETT, L. D. (1981). Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Quintessence Publishing Co. Inc., 2nd Ed.
- SHILLINGBURG, H. T., JACOPI, R., BRACKETT, S. E. (1991). Fundamentals of Tooth Preparation for Cast Metal and Porcelain Restorations. Quintessence Publishing Co.
- SOUMEIRE J., DEJOU, J. (1999). Shock absorbability of various restorative materials used on implants. *J. Oral Rehabil.*, **26**: 394-401
- STEGAROIU, R., KUSAKARI, M., NUSHIYOMA, S. MIYAKOWA, O. (1998). Influence of Prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3-Dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.*, **13**: 781-790

- STRUB, J. R., BESCHNIDT, S. M. (1998). Fracture Strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int. J. Prosthodont.*, **1**: 602-609
- TAKAHASI, N., KITGAMI, T., KOMARI, T. (1978) Analysis of stress on a fixed partial dentures with a blade-vent implant abutment. *J. Prosthet Dent.*, **40**: 186-191
- THORDRUP, M., ISHIDOR, F., HORTSED-BINDSLEW, P. (1999). A 3 year study of inlays milled from machinable ceramic blocks representing 2 different inlay systems. *Qintessence Int.*, **30**: 829-836
- THRESHER, R. W., SAITO, G. E. (1973). The stress analysis of human teeth. *J. Biomech.*, **6**:443-449
- TRUSHKOWSKY, R. D. (1998). Ceramic inlay fabrication with 3 dimensional copy milling technology. Celay., *Compend. Contin. Edu. Dent.*, **19**: 1077-1084
- ULUSOY, M., AYDIN, A. K. (1988). Bölümlü Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 13. Baskı
- ÜNSAL, K. (1998). The clinical measurement of stress and strain induced in Branemark implant fixtures and abutments during the application of simulated functional loadss. Phd. Thesis, University of Sheffield
- VAN DIJKEN, J. W. V. (1999). All-ceramic restorations: Clasification and clinical evaluations., *Compend Contin. Edu. Dent.*, **20**: 115-1132
- VAN EIJDEN, T. M. G. S. (1991). Three dimensional analysis of human bite force magnitude and moment. *Archs. Oral. Biol.*, **36**: 535-539
- WALL, J. G., CIPRA, D. L. (1992). Alternative crown systems. *Dent Clin Nort Am.*, **36** : 765-782
- WEINBERG, L. A., KRUGER, B. (1994). Biomechanical consideration when combining tooth-supported and implant-supported prosthesis., *Oral Sur. Oral Med. Oral Pathol.*, **78**: 22-27
- WEINBERG, L. A., KRUGER, B. (1995). A comparison of implant / prosthesis loading with four clinical variables. *Int. J. Prosthodont.*, **8**: 421-433
- WHEELER, R. C. (1974). Dental Anatomy Physiology and Occlusion., 4th Ed., W. B. Saunders Company, Philadelphia, London, Toronto.
- WILLIAMS, K. R., WATSON, C. J., MURPHY, W. M., SCOTT, J. (1990). Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Qintessence Int.*, **21**: 563-570
- XU, H. H. K., SMITH, D. T., ROMBERG, B., KELLY, J. R., THOMPSON, V. P., REKOW, E. D. (1998). Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J. Dent Res.*, **77**: 472-480
- YANG, H. S., TROMPSON, V. P. (1991). A two-dimensional stress analysis comparing fixed prosthodontic appoaces to the tilted molar abutment., *Int. J. Prosthodont.*, **4** : 416-424
- YAVUZYILMAZ, H. (1996). Metal Destekli Estetik (veneer kaplama) Kronlar. Ankara, G. Ü. Diş Hek Fak., Yayın no: 13, Ankara.
- YETTRAM, A. L., WRIGHT, S. W. K., PICKARD, H. M. (1976). Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J. Dent Res.*, **55**: 1004-1011

- YOSHINARI, M., DERAND, T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int. J. Prosthodont.*, **7**: 329-338
- ZAİMOĞLU, A., AKSU, E., CAN, G., ERSOY, E. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sayı: 17
- ZAWTA, C. (2001). Fixed partial dentures with on all-ceramic sytem. A case report. *Quintessence Int.* **32**: 351-359