

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DENTAL KÖPRÜ ÜRETİMLERİNDE, FARKLI
OPAK MALZEMELERİNİN FIRINLAMA
SONRASI OLUŞAN GERİLMELER ÜZERİNDEKİ
ETKİLERİ

Derya SAATÇI

Haziran, 2009

İZMİR

**DENTAL KÖPRÜ ÜRETİMLERİNDE, FARKLI
OPAK MALZEMELERİNİN FIRINLAMA
SONRASI OLUŞAN GERİLMELER ÜZERİNDEKİ
ETKİLERİ**

**Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Bölümü, Mekanik Anabilim Dalı**

Derya SAATÇI

**Haziran, 2009
İZMİR**

YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU

DERYA SAATÇI, tarafından **PROF. DR. MEHMET ZOR** yönetiminde hazırlanan **“DENTAL KÖPRÜ ÜRETİMLERİNDE, FARKLI OPAK MALZEMELERİNİN FIRINLAMA SONRASI OLUŞAN GERİLMELER ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ”** başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Mehmet ZOR

Yönetici

Prof. Dr. Onur SAYMAN

Jüri Üyesi

Doç. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR

Jüri Üyesi

Prof.Dr. Cahit HELVACI

Müdür

Fen Bilimleri Enstitüsü

TEŞEKKÜR

Bu tezin oluŐmasında, baŐından sonuna kadar, gerekli bütün yardımları ve yönlendirmeleri yapan, karŐılaŐtıđım problemlerin çözümlünde bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren sayın danışman hocam Prof. Dr. Mehmet ZOR'a katkılarından dolayı içtenlikle teşekkür ederim.

Ayrıca tezimin yapımı esnasında önemli rol oynayan bölümlerde bana her türlü yardımı gösteren sayın Dr. Yusuf ARMAN'a, analizi yapılacak dental köprü modeli oluşumu esnasında gösterdiği yardımlardan dolayı sayın Dt. Ender AKAN'a, deneysel ölçümlerde yararlandığımız sayısal tarayıcı cihazının kullanımında yardımlarını benden esirgemeyen PETKİM A.Ő uzman mühendislerinden sayın Talat DOđAN'a, her konuda bana destek olan sevgili arkadaşlarıma ve bugüne kadar sevgi ve ilgilerini eksik etmeyen, bana maddi ve manevi her türlü desteği veren sevgili annem Canan SAATÇI ve sevgili babam Y. Demirhan SAATÇI'ya sonsuz teŐekkürlerimi sunarım.

Derya SAATÇI

DENTAL KÖPRÜ ÜRETİMLERİNDE, FARKLI OPAK MALZEMELERİNİN FIRINLAMA SONRASI OLUŞAN GERİLMELER ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ

ÖZ

Bu çalışmada, dental köprü uygulamalarında metal altyapı ve porselen üst yapı arasında bağlayıcı eleman olarak kullanılan farklı opak malzemelerinin, fırınlama sonrası oluşan ısıl gerilmeler üzerindeki etkileri araştırılmıştır.

Çalışmada öncelikle dental laboratuarda dört üyeli, CoCr alt destek yapısına sahip köprü hazırlanmıştır. Hazırlanan bu köprü okulumuz bünyesindeki mekanik laboratuvarında bulunan özel dental fırında 960 derece sıcaklığa kadar standart fırınlama işlemine tabi tutulmuş, fırının kapağı kademeli bir şekilde açılarak ortam sıcaklığına soğuma gerçekleştirilmiştir. Dental köprünün üzerine çeşitli noktalardan bağlanan termokupullar ile bu noktaların sıcaklıkları çeşitli zaman aralıklarında kaydedilerek, soğuma eğrileri çıkarılmıştır. Bu soğuma eğrileri yardımı ile eşdeğer ısı transfer katsayıları sıcaklığa bağlı olarak hesaplanmıştır.

Daha sonra SolidWorks programı ile bu dört üyenin modeli kurulmuş ve model ABAQUS programına aktararak analizleri yapılmıştır. Hesaplanan ısı transfer katsayıları, sonlu elemanlar programına girilerek soğuma eğrileri numerik olarak da elde edilmiştir. Deneysel olarak elde edilmiş olan soğuma eğrileri ile sonlu elemanlar programı ile elde edilen eğrilerinin yeterli seviyede birbirlerine yakın oldukları gözlenmiştir. Isıl genleşme katsayıları açısından farklılık gösteren 6 tip opak malzeme aynı modelde tanımlanarak, soğuma sırasında ve sonundaki ısıl gerilmeler birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Bu şekilde opak malzemelerin birbirlerine göre üstünlükleri tespit edilmeye çalışılmıştır.

Anahtar Sözcükler: Dental köprü, ısıl gerilme, eşdeğer ısı transfer katsayısı

INFLUENCES OF DIFFERENT OPAQUE MATERIALS ON STRESS OCCURED AFTER FIRING PROCESSES AT DENTAL BRIDGE PRODUCTION

ABSTRACT

In this study it was purposed that to examine the thermal stresses occurred after firing process at dental bridge applications in changes of opaque material which is used as binding material between metal substructure and porcelain superstructure.

First of all a four unit bridge model has been prepared by a dental laboratory. After that this model has been fired up to 960 degree celcius at a special oven which exist at our university's mechanical department's laboratory. At the end of this process, the oven's door was opened in stages to get the model's temperature to ambient temperature. With thermocouples connected to various points on dental bridge, temperatures of these points were saved in various times and we took out the cooling curves. With the help of these cooling curves, we calculated the equivalent heat transfer coefficient according to temperatures.

Afterward this four unit's model was built with SolidWorks and this model was imported to ABAQUS then made the analysis . The cooling curves were obtained numerically by entering the calculated heat transfer coefficients to finite element analysis program. It has been seen that the cooling curves, we got from experimentally and we got from finite element analysis program, came close in enough ratios. Six kinds of opaque materials which shows diversity interms of thermal expansion coefficients were defined in the same model and thermal stresses which occurred during cooling and at the end of cooling were compared. With this, we endeavored to fasten down the advantages of opaque materials to each others.

Keywords: Dental bridge, thermal stress, equivalent heat transfer coefficient

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZ.....	iv
ABSTRACT.....	v
BÖLÜM BİR - GİRİŞ.....	1
1.1 Giriş.....	1
1.2 Diş Hekimliğinde Kaplamalar, Porselenler ve Üretim Yöntemleri	3
1.2.1 Diş Kaplamaları.....	3
1.2.2 Diş Kaplamalarının Tasarımı	6
1.2.3 Diş Kaplamalarında Kullanılan Malzemeler.....	7
1.2.3.1 Alçılar.....	7
1.2.4 Kaplama Malzemeleri.....	7
1.2.5 Diş Kaplamalarının Üretimi.....	8
1.2.5.1 Kalıbın Yapımı	8
1.2.6 Üretim ve Yerleştirme.....	9
1.2.7 Metal-Seramik ve Tüm Seramik Diş Kaplaması Uygulamaları.....	9
1.2.7.1 Metal Destekli Seramik Kaplamaların Dezavantajları.....	11
1.2.7.2 Tüm Seramik Kaplamaların Avantajları	11
1.3 Dental Seramiklerin Güçlendirme Yöntemleri	13
1.3.1 Dental Seramiklerin Dayanıklılığı.....	13
1.3.2 Seramiklerin üretimi esnasında oluşan çatlaklar	13
1.3.3 Dental Seramiklerin Dayanıklılıklarının Arttırılması	15
1.3.3.1 Kimyasal Güçlendirme (İyon Değişimi).....	15
1.3.3.2 Termal Güçlendirme (Isıl İşlem Uygulaması).....	16
1.3.3.3 Dağılmayla (Dispersion) Güçlendirme (Dental Seramiklere Kristal Eklenmesi)	17

1.3.3.4 Alt Yapı ile Güçlendirme	18
1.3.3.4.1 Seramiğin Metal Alt Yapı ile Desteklenmesi	18
1.3.3.4.2 Seramiğin Folyo ile Desteklenmesi.....	19
1.4 Tüm Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	21
1.4.1 Alümina porselenler.....	21
1.4.2 Güçlendirilmiş konvansiyonel feldspatik porselenler	21
1.4.3 Cam seramikler.....	21
1.4.4 Zirkonyum oksit içeren seramikler: Cercon.....	21
1.5 Kuron/ Kopru	22
1.5.1 Kuron	22
1.5.2 Köprü	23
BÖLÜM İKİ - MALZEME ÖZELLİKLERİ VE METOD	24
2.1 CoCr ve Porselen İçin Kullanılan Malzeme Özellikleri	24
2.2 CoCr, Porselen ve Opak Yapı İçin Termal Genleşme Katsayısı	26
2.3 Metod.....	27
BÖLÜM ÜÇ - SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME	31
3.1 Analiz Sonuçları	31
3.1.1 Porselen için analiz sonuçları	32
3.1.2 Opak için analiz sonuçları.....	34
3.1.3 Co-Cr için analiz sonuçları.....	35
3.2 Sonuçların Değerlendirilmesi	37
KAYNAKÇA.....	40
EKLER.....	43

BÖLÜM BİR

GİRİŞ

1.1 Giriş

Bir veya daha fazla dişinizi kaybettiyseniz, onların sizin görünüşünüz ve ağız sağlığınızda ne denli önemli rol oynadıklarını fark etmişsinizdir. Dişlerimiz çiğnerken, konuşurken, şarkı söylerken ve gülerken hep birlikte çalışırlar. Dişlerimiz kaybettiğimizde ise, bu işler biraz daha zorlaşır. Yaşımız ilerledikçe yılların getirmiş olduğu etkiler dişimizde hasarlara neden olacaktır ve bu hasarlar dişlerimizin kaybına yol açacaktır. Ancak ne var ki, kayıp dişleri çeşitli metotlarla telafi etmek mümkündür. Köprü uygulamaları bu metotlardan biridir. Köprü uygulaması bir veya birden fazla dişin kaybı durumunda oluşan boşlukları doldurmak için, komşu dişlerden destek alınması esasına dayanan bir tedavi şeklidir. Köprü malzemesi seçilirken, görünüm ve fonksiyon göz önüne alınır. Köprüler, altın alaşımlar, kıymetli olmayan alaşımlar, porselen veya bütün bu malzemelerin kombinasyonundan oluşabilir. Ancak bu tür uygulamalarda kullanılan maddelerin kimyasal ve biyolojik olarak vücudumuza uyum sağlaması gerekmektedir. Aksi halde sağlığımız açısından daha kötü sonuçlar ortaya çıkarabilirler.

Seramik dental protezler, biyo uyumlulukları ve estetiklikleri nedeni ile çok önemli restorasyon malzemeleri olmuşlardır. Ancak, seramiğin gücü halen restorasyon ömrü için bir problem teşkil etmektedir. Bu problemi aşmak için, bu sistemlerin çoğu metal alaşım veya güçlü seramik dolgu ile iyi görsel özelliklerde porselen kaplamalar gibi iki katmanlı malzeme kullanılması gereklidir.

Bu yapıların üretimi esnasındaki fırınlama işlemi ve fırınlama sonrası soğuma esnasında, dental protezde kullanılan malzemelerin farklı termal ve mekanik özellikleri asal ve artık gerilmeler oluşturabilir. Eğer metal ve seramik kaplamanın termal genişleme davranışları arasında çok büyük oranda fark var ise kuronlarda azımsanmayacak değerlerde artık gerilmeler kalacaktır. Bu gerilmeler, çok büyük hatalara neden olacaktır.

Dental kuron ve köprüler ile pek çok çalışma yapılmıştır. Narayanaswamy (1978), viskoelastik teoriyi ve yapısal gevşeme teorisini içeren bir model geliştirmiştir. Fairhurst ve arkadaşları (1981), ısıtma ve soğutma oranlarına bağlı olarak camı geçiş sıcaklığı (T_g) oranlarını tanımlamıştır. Twiggs ve arkadaşları (1985) yüksek sıcaklıklarda T_g değerlerini araştırmıştır. Anusavice ve DeHoff (1986), dental porselenler için T_g üzerine uygulanan yükün ve ısıtma oranlarının etkilerini göz önüne alan bir analitik model geliştirmiştir. Asaoka ve Tesk (1990), porselen-metal yapılardaki artık gerilmeleri bulmak için hazırladıkları bilgisayar simülasyonunda soğuma oranına bağlı olarak T_g değerini hesaplamışlardır.

Isıl işlem esnasında, yüksek pişirme sıcaklıkları ve restorasyonun düzgün olmayan geometrik şekli artık gerilmelerin deneysel yollarla bulunmasını zorlaştırmaktadır. Ayrıca, porselen oda sıcaklığı ile T_g sıcaklığı arasında lineer elastik davranış, T_g ve yumuşama sıcaklığı arasında viskoelastik davranış ve T_s ile erime sıcaklığı arasında da viskoplastik davranış gösterir. Bu nedenle, bu tür problemlerde tüm davranışların etkilerini ve bilgisayar destekli çözümleri dikkate almak gereklidir.

Asoka ve arkadaşları (1992), temperleme metodlarından etkilenen porselen örneklerindeki soğuma oranlarını, porselen arayüzeyine yerleştirdikleri termokupullar ile ölçmüşlerdir. Anusavice ve Dehoff (1989), üst porselen ve opağın viskozitesini, sıcaklığın bir fonksiyonu olarak 550°C ile 625°C arasındaki sürünme oranı ölçümlerinden elde etmişlerdir. Asaoka ve arkadaşları (1992), iki temperleme metodu için viskoelastik analizler ve temperleme işlemi esnasında porselen disklerin hatalara direnci ile hesaplanan asal ve artık gerilmelerin arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Dehoff ve arkadaşları (2006), üç üyeli seramik-seramik kombinasyonlu sabit protezlerde üç boyutlu model ve sonlu elemanlar programının viskoelastik özelliğini kullanarak tam seramik yapılarda artık gerilmeleri hesaplamışlardır. Anusavice ve Dehoff (1989, 1992), havada yavaş soğuma ile elde edilen artık gerilmelerin porselen tabakalarda oldukça az olduğunu, yüksek soğutma oranlarında elde edilen artık gerilmelerinin ise önemli ölçülerde olduğunu göstermişlerdir. Coffey ve arkadaşları (1988), fırınlama sonrası oluşan artık gerilmeleri kırılma mekaniği metodları ile hesaplamışlardır.

Diğer yandan bazı yazarlar (Dai ve Shaw, 2004; Jager et al 2006; Lenz et al 2002), dental porselenlerin tüm ısıl işlem sıcaklıklarında lineer elastik malzeme olduğu kabulünü yapmışlardır. Ancak bu tür bir kabulde elastik özellikler, yüksek sıcaklıklardaki farklı davranışların etkilerini de içermelidir. Isgro ve arkadaşları (2004), tabakalanmış disklerin sapmalarını ölçerek, seramik dolgu ile porselen kaplama arasındaki termal uyumluluğu değerlendirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda ise, dental köprü uygulamalarında estetik üst yapı ile CoCr destekli altyapı arasında kullanılan opak malzemelerin termal genleşme katsayısındaki değişimlerinin, fırınlama sonrası oluşan gerilmeler üzerindeki etkileri araştırılmıştır.

1.2 Diş Hekimliğinde Kaplamalar, Porselenler ve Üretim Yöntemleri

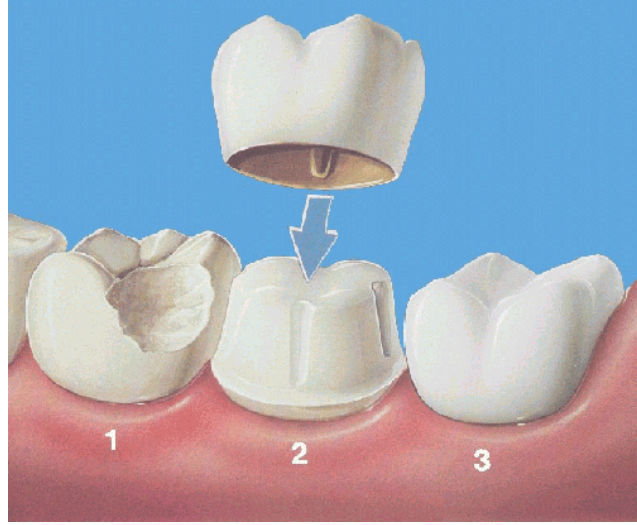
1.2.1 Diş Kaplamaları

Diş kaplamaları, üzerine geldiği diş parçasını tamamen kaplayıp oraya yapışan ve diş görünümünü taşıyan, hasta tarafından çıkarılmayan diş onarımlarıdır. Diş kaplamaları dişin şeklini, boyutunu ve dayanımını geri kazandırır ve görünümünü iyileştirir. Bir diş kaplaması dişin görünen kısmının tamamını kapladığı için dişin yeni dış yüzeyini oluşturur.

Bir diş kaplaması şu amaçlarla yapılabilir;

- Zayıf bir dişi (örneğin çürüme nedeniyle) kırılmaktan korumak veya kırılmış bir dişin parçalarını bir arada tutmak.
- Kırılmış veya ciddi şekilde yıpranmış bir dişi eski haline getirmek.
- Geriye çok fazla diş kalmadığı durumlarda büyük bir dolgu ile dişi kaplamak ve desteklemek.
- Şekli veya rengi bozulan dişleri kaplamak.
- Dental bir implantı kaplamak.
- Dental bir köprüyü tutturmak.

Şekil 1’de bir diş kaplamasının uygulama aşamaları görülmektedir. Birinci şekil büyük bir boşluğa sahip veya bir kısmı kırılmış bir dişi temsil etmektedir. Bu diş çürümelere ve kırılmalara karşı zayıf durumdadır. İkinci şekilde, diş kaplama için hazır hale getirilmiştir. Diş hazırlanırken, kaplamanın yerinde durması için gereken dayanıklılık ve kaplamayı tutma özellikleri dikkate alınır. Bu özellikler her dişte farklıdır ve dişteki hasara göre belirlenir. Üçüncü şekilde ise dişin özelliklerine uygun olarak üretilen kaplama dişe yapıştırılmıştır. Diş kaplamasının rengi dişe uygun olarak belirlenmektedir.



Şekil 1.1 Bir diş kaplamasının uygulanma aşamaları.

Kaplamalar porselenden (bazı dental seramik çeşitlerinden), metalden veya ikisinin birleşiminden yapılabilir.

Metal diş kaplamalarında kullanılan metaller, altın alaşımı, diğer alaşımlar (örneğin paladyum) veya ana metal alaşımları (örneğin krom veya nikel) olabilir. Bu kaplamalarda diğer kaplama türlerine daha az diş yapısı çıkartılır. Metal kaplamalar ısırma ve çiğneme kuvvetlerine iyi dayanır ve nadiren kırılırlar. Metal rengi en büyük dezavantajlarıdır.



Şekil 1.2 Metal (altın) diş kaplamaları.

Porselenle kaplanmış metal diş kaplamaları, metal kaplamaların aksine komşu dişlerle renk uyumu içinde olabilmektedir. Fakat bu kaplamaların porselen kısmı kırılabilir veya kopabilir. Tamamı seramik kaplamalar gibi porselenle kaplanmış metal kaplamalar da normal diş gibi görünürler. Ancak bazen kaplama porseleninin altındaki metal, özellikle dişeti çizgisinde, koyu bir çizgi olarak görülebilir.



Şekil 1.3 Porselenle kaplanmış metal diş kaplaması

Tamamı seramik veya porselen diş kaplamaları diğer diş kaplamalarına göre en iyi doğal renk uyumunu sağlarlar ve metal alerjisi olan insanlar için daha uygundur. Fakat porselenle kaplanmış metal kaplamalar kadar sağlam değildirler.



Şekil 1.4 Diş kaplaması çeşitleri, a) tamamı altın diş kaplaması, b) tamamı porselen diş kaplaması, c) Porselenle kaplanmış metal diş kaplaması.

Diş kaplamaları dişin görünen kısmını kapladıkları için, porselen yüzeye sahip diş kaplamaları dişlerin görünüşünü güzelleştirmek amacıyla kullanılabilir. Fakat diş kaplamalarından, dişlerin görünümünü güzelleştirmenin yanı sıra dişlerin şeklini düzeltmek veya dişleri güçlendirmek gibi amaçlarla en iyi şekilde yararlanılmaktadır.

1.2.2 Diş Kaplamalarının Tasarımı

Günümüzde modern teknoloji sayesinde yapay plastik reçinelerden, seramik kompozitlerden ve hafif metal alaşımlarından yüksek kalitede diş kaplamaları üretilmektedir. Diş kaplamalarının tasarımında dikkat edilmesi gereken birkaç ana etmen vardır. Birinci olarak, kaplamanın yapılacağı uygun hammaddeler belirlenmelidir. Bu malzemeler ağız boşluğunda kullanım için yani ağız dokularıyla ve sıvılarıyla uzun süreli temas için uygun olmalıdırlar. Kaplama bileşenleri güvenli olmalı ve alerjenik ve kanserojen olmamalıdırlar. Güvenlik özelliklerinin yanında bu malzemeler ağızda bulunan yüksek nem ve mekanik basınç koşullarına karşı dayanıklı olmalıdırlar. Özellikle sulu ortamda büzülme ve çatlamaya karşı dirençli olmalıdırlar. Metaller dayanıklılıkları için tercih edilirler fakat akrilik reçineler ve porselenler daha doğal bir görünüme sahiptirler. Bu nedenle kaplama malzemesinin seçimi kısmen kaplanacak dişin yerine bağlıdır. Akrilik ve porselen daha yüksek görünürlüğe sahip ön dişler için tercih edilir. Altın ve metal kaplamalar çoğu kez çiğneme için dayanıklılığın ve sağlamlığın gerektiği fakat görünümünün daha az önemli olduğu arka dişler için kullanılırlar.

Bir kaplama tasarlanırken göz önünde tutulan ikinci etmen hastanın ağız şeklidir. Diş kaplamaları, kişinin rahatsızlık hissetmemesi için, özgün ağız yüzeyinin ısırma

özellikleri taklit ederek tasarlanmalıdır. Her bireyin ağız yapısı farklı olması nedeniyle, her kaplamanın tam olarak uyması için özel olarak tasarlanması gerekir. Başarılı bir kaplama tasarımı, ağız boşluğunun hassas bir kalıbının hazırlanmasını gerektirir.

1.2.3 Diş Kaplamalarında Kullanılan Malzemeler

Kaplama yapımında kullanılan dört ana malzeme türü vardır. Bunlar; kalıbı üretmek için kullanılan alçılar, kaplamanın yapıldığı malzeme (örneğin metal, seramik, plastik), kaplamayı yerine yapıştırmak için kullanılan yapıştırıcılar ve kaplamayı kaplamak için kullanılan ve daha estetik görünüm sağlayan kaplamalar.

1.2.3.1 Alçılar

Alçı kalıplar su ve alçıtaşı tozunun bir karışımından yapılırlar. Alçıların uygulamalara göre farklı çeşitleri kullanılır. Baskı alçısı dişlerin şeklini kaydetmek için kullanılır, model alçısı ağız boşluğunun dayanıklı modelini yapmak için kullanılır ve kuşatma alçısı, metallerin, seramiklerin ve plastiklerin şekillendirildiği kalıpları üretmek için kullanılır. Balmumu da bazen bu amaçla kullanılabilir.

1.2.4 Kaplama Malzemeleri

Metaller sertlik, dayanıklılık, uzun ömürlülük ve korozyon direnci özellikleri nedeniyle kaplama yapımında sıklıkla kullanılırlar. Kaplamalarda yaygın olarak kullanılan alaşımlar temel olarak cıvanın gümüş, krom, titanyum ve altın ile olan karışımlarından oluşur. Bu karışımlar kolayca kalıba dökülüp şekillendirilebilirler ve birkaç dakika içinde katılaşırlar.

Seramikler doku uyumluluğu, dayanıklılık ve uzun ömürlülükleri nedeniyle kaplamalarda kullanım için oldukça uygundur. Ayrıca gerçek dişlerin görünümünü oldukça yakın bir şekilde taklit etmeyi sağlarlar. Fakat seramiklerin çekme gerilmesinin düşük olması onları, özellikle suyun varlığında, gerilme çatlamasına hassas hale getirir. Bu nedenle seramikler çoğu kez metal yapılı kaplamaları

kaplamada kullanılırlar. Kaplamalarda kullanılan iki temel seramik çeşidi potasyum feldispat ve cam-seramikten yapılırlar.

Günümüzde akrilik polimer reçineler çoğunlukla protezlerde ve kaplamalarda kullanılmaktadır. Polimetil metakrilat en sıklıkla kullanılan çeşididir.

Özel dental yapıştırıcı veya dental macunlar kaplamayı yerinde tutmak için kullanılırlar. Bunlar su içeren veya içermeyen olarak sınıflandırılabilirler. Ayrıca kaplamalar daha doğal görünmesi için porselenle veya reçineyle kaplanabilmektedir.

1.2.5 Diş Kaplamalarının Üretimi

1.2.5.1 Kalıbın Yapımı

Kalıbın yapımına başlanmadan önce kaplamanın geleceği alanın hazırlanması gerekir. Bu durum dişin dört tarafından ve ısırma kenarından 2-3 mm'lik diş yapısının kaldırılmasını gerektirebilir. Sonra şeklini kaydetmek için dişin baskısı alınır. Bu adımda en yumuşak olan ve en hızlı sertleşen dental alçı çeşidi olan baskı alçısı kullanılır. Baskı alçısı sıvı hale gelene kadar az miktarda suyla karıştırılır. Bu bulamaç dişin üzerine oturan bir tabla üzerine yerleştirilir. Alçı sertleşene kadar bu tabla yerinde tutulur. Tabla ağızdan çıkarıldığında kaplaması yapılacak dişin üç boyutlu baskısı elde edilmiş olur. Bu baskı dişin negatif veya ters bir kopyasıdır.

Bir sonraki adım model alçısını hazırlamaktır. Bu tip alçı baskı alçısından daha serttir. Alçı yine uygun miktarda suyla karıştırılır ve oluşan bulamaç baskı kalıbının üzerine dökülür. Bu yolla dişin pozitif bir modeli yapılır. Negatif baskıdan yapılan bu pozitif model döküm olarak adlandırılır. Bu döküm diş hekimi tarafından çalışma amacıyla kullanılmaktadır.

Yapılan baskı yüksek sıcaklıklara dayanabilen bir kalıp yapımında kullanılır. Kalıbın yüksek sıcaklıklara dayanabilmesi önemli bir noktadır çünkü bazı metal ve seramikler döküm için 1300°C'den yüksek sıcaklıklara ihtiyaç duyarlar. Bu kalıplar silika ve diğer ajanlarla karışmış kalsiyum fosfattan yapılırlar.

1.2.6 Üretim ve Yerleştirme

Kaplamanın üretimi kalıbın uygun malzemeyle doldurulmasıyla yapılır. Malzeme eğer metalse bu işlem metalin erimiş olduğu yüksek sıcaklıklarda yapılır. Seramik ve plastikler için, karışım başlangıçta sıvıdır fakat malzemelerin sertleşmesi ve pişmesi için ısı ilavesi gerekebilir. Dökümün kalıbı sıkıca doldurmasına yardımcı olması için dikey bir mengene kullanılabilir. Kaplamanın sertleştikten sonra kalıptan kolayca çıkabilmesi için kalıba daha önceden serbest bırakıcı bir madde uygulanması gerekmektedir. Bazı akrilik reçinelerin tamamen sertleşmesi için sekiz saate kadar ısıtılması gerekmektedir. İşlemler tamamlandıktan ve kalıp soğuduktan sonra kalıp bölünür ve kaplama çıkarılır.

Kaplama başarılı bir şekilde tamamlandıktan sonra yerleştirme işlemi yapılabilir. Yüzeyinin içine yapıştırıcı uygulanan kaplama diş üzerine takılır. İşlem sayısındaki fazlalık nedeniyle kaplamanın oturmasında küçük uyuşmazlıklar olabilir ve doğru bir şekilde oturması için kaplama yüzeyinde küçük blemeler ve düzeltmeler gerekebilir.

Kaplama, görünüşünü iyileştirmek için son bir yüzey kaplaması gerektirebilir. Bu tür kaplamalar genellikle akrilik polimerlerdir. Polimer ince bir film şeklinde uygulanmaktadır.

Kaplamanın uygun bir şekilde oturması ve hissedilmesini sağlamak için döküm işlemi tamamlandıktan sonra kaplamaya küçük detaylar elle eklenebilmektedir.

1.2.7 Metal-Seramik ve Tüm Seramik Diş Kaplaması Uygulamaları

Metal-seramik uygulaması (porselenle kaplanmış metal diş kaplaması) diş hekimliğinde yakın zamana kadar, hatta günümüzde hala sıklıkla tercih edilen tedavi seçeneğidir. Ancak metal-seramik uygulamalarında farklı özelliklere sahip iki malzeme bir arada kullanıldığından birbirleriyle uyumlu olmaları gerekmektedir. Kullanılan metal alaşımı ile seramik malzemesi arasında mekanik, kimyasal, ısı ve estetik özellikler açısından denge kurulabilmesi gerekmektedir. İki malzemenin ısı

genleşme katsayılarının uyumu, doğal dişlerin şekil, renk, yarı saydamlık ve ışık saçma özelliklerinin kaplamaya kazandırılabilmesi ve ağızda fonksiyon esnasında oluşan gerilmelere karşı direnç gösterebilecek kuvvette bir bağlanma kuvvetinin mevcut olması metal-seramik çalışmalarında başarı için şarttır. Ancak tüm bunlar sağlansa da metal-seramik uygulamaların en büyük olumsuzluğu estetik yetersizlikleridir. Metal alt yapının ışığı geçirmemesi ve özellikle kole bölgesinde metalin yansması arzu edilmeyen özelliklerdir. Metalin seramik yapıdan yansmasını önlemek amacıyla metal alt yapı üzerine uygulanan opak tabakası da çoğu kez kaplamanın estetiğini olumsuz etkilemektedir. Bu durum ön bölgedeki diş eksikliklerine yapılan metal-seramik köprü uygulamalarında daha da önem kazanmaktadır.

Bu olumsuz etkilerin giderilmesi amacıyla tamamı seramikten oluşan diş kaplamaları kullanılmaktadır. Tamamı seramik sistemler ile fonksiyon, estetik, biyolojik uyum ve hijyenik özellikler gibi gereksinimler sağlanabilmektedir. Bu özellikler içerisinde estetik; gerek hasta gerekse diş hekimi açısından vazgeçilmez bir unsurdur.

Doğal dişlerin sahip olduğu canlı görünüm, dişin yapısındaki prizmatik ve interprizmatik yapıların gelen ışığı yansıtma kapasitesine bağlıdır. Dişlerin rengi yüzey yapısından, kaplamayı çevreleyen diş eti dokusundan ve ortamın ışığından etkilenir. Tamamlanan kaplamanın başarılı kabul edilebilmesi için doğal dişe benzer renk derinliğine ve şeffaflığa sahip olmalıdır. Tamamı seramik sistemler ile metal alt yapının yansmasının olumsuz etkisi ortadan kalkmakta ve kaplama yüzeyine gelen ışığın geçişine imkan verilmektedir. Ayrıca kullanılan malzemeler arasında en yüksek biyolojik uyumu gösterdikleri de bilinmektedir.

Tamamı seramik kaplamalarda metal alt yapının kullanılmaması ile iyon salınımı sonucu alerjik ve toksik reaksiyonların ortaya çıkması büyük oranda önlenmektedir. Buna rağmen kullanım alanları kırılma dirençlerinin azlığı nedeniyle sınırlıdır. Dental seramik malzemelerin fiziko-kimyasal özellikleri ve camsı yapıları iyi bir görünüm sağlar ve ağız içerisinde bozunmalarını engeller. Bu malzemelerin en

büyük avantajı ağız ortamındaki kararlılıklardır. Seramiğin; korozyona, aşınmaya ve asitlere direncinin birçok malzemeye göre daha üstün olması, seramik sistemlere olan ilgiyi arttırmıştır.

1.2.7.1 Metal Destekli Seramik Kaplamaların Dezavantajları

Metal destekli seramik kaplamaların %97-99 başarı oranına rağmen bir çok dezavantajları vardır. Bu dezavantajlar şunlardır;

- Seramiğin bağlandığı metalin alerjik reaksiyon potansiyeli ve korozyon zehirliliği,
- Metal alaşımının içerdiği gümüş nedeniyle seramiklerde renk değişimine neden olma olasılığı,
- Metal ile seramik arasındaki ısıl genleşme katsayısı uyumsuzluğu nedeniyle bağlanma dayanıklılığının azalması,
- Fırınlama sonrası metal yüzeyinde ortaya çıkan oksit tabakasının metal-seramik birleşimini etkilemesi,
- Dişte, hem metal hem seramiğe yer sağlamak için yapılacak hazırlık miktarının fazla olması,
- Metalin ışık geçirgenliğinin olmaması nedeniyle, renk derinliğindeki yetersizliği ve kaplamanın doğal görünümünü elde etmedeki güçlük.

Bu dezavantajlar ve ön bölgedeki estetik gereksinim, bu tip kaplamalarda destekleyici olan metalin kaldırılmasına yönelik arayışları arttırmıştır. Önceleri özel basamak malzemeleri (metal yerine shoulder seramiği) kullanılmış, daha sonra platin folyo tekniği ile metal kalınlığı en aza indirilmeye çalışılmış ve zamanla metal destekli olmayan tamamen seramik kaplamalar geliştirilmiştir.

1.2.7.2 Tüm Seramik Kaplamaların Avantajları

Tamamen seramik kaplamalar şu avantajlarından dolayı metal destekli seramik kaplamaların yerine yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır;

- Biyolojik uyumlulukları metallere oranla daha üstündür.
- Alerjik reaksiyon oluşturmazlar.
- Homojendirler.
- Estetikler. Renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın bir görünümde dirler. Işığın köke kadar ulaşmasını sağlayarak dişeti bölgesindeki gölgelenmeyi ortadan kaldırırlar.
 - Doğal diş yapısına yakın ısıl genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptir.
 - Sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır lar.
 - Yapım aşamasında metal destekli seramik kaplamalarda karşılaşılan zararlı metal tozlarının ortaya çıkma olasılığı olmadığından teknisyen açısından da sağlıklıdır lar.
 - Metal destekli seramik kaplamalarda metal nedeni ile ortaya çıkan oksidasyon problemi ortadan kalkar ve opak fırınlama aşamalarına gerek kalmaz.
 - Diş etinde metal nedeni ile oluşan koyu renklenmenin de önüne geçilmiş olur.
 - İyon salınımı ve elektrolitik korozyon yönünden güvenilir dirler.
 - Diş etinde tahrişe neden olmazlar.

Tamamı seramik diş kaplamalarının kullanım yeri ve durumları şunlardır;

- Estetiğin önem kazandığı tüm ön dişlerde,
- Diş dokusunun korunması ve diş eti sağlığının devamı için,
- Özellikle alt keser dişlerde metal destekli seramik kaplamaların çok kaba olacağı ve ışığı fazla yansıtacakları durumlarda,
- Zedelenmiş dişlerde,
- Çürük, aşınmış ve kırık dişlerde,
- Endodontik tedavi görmüş veya renklenmiş dişlerde,
- Tek diş implant ve üç üyeli ön implant köprülerde,

- Metal alerjisi olan hastalarda.

1.3 Dental Seramiklerin Güçlendirme Yöntemleri

1.3.1 Dental Seramiklerin Dayanıklılığı

Tüm seramik restorasyonların metal destekli restorasyonlara oranla en büyük dezavantajları kırılma dayanımlarının düşük olmasıdır. Seramiklerin bası mukavemetleri yüksek olmasına rağmen çeki mukavemetleri düşüktür. Fakat pratikte, çiğneme kuvvetleri esnasında; makaslama kuvvetleri yanında çarpma kuvvetleri oluşur. Bu da restorasyonlarda kırılmalarla sonuçlanan gerilimlerin ortaya çıkmasına neden olur. Metal desteksiz seramikler sadece %1'lik elastik deformasyon gösterebilirler. Bu nedenle üzerlerine gelen kuvvetlere karşı metallere oranla (çünkü metallerin elastiklik modülleri yüksektir.) daha kırılındırlar. Simantasyon aşamasında, fonksiyon sırasında, travmalarda kırılmaya yatkındırlar.

Seramiklerdeki büyük iyonik ve kovalent bağlar büyük interatomik kuvvetlerle birliktedir ve bu nedenle metallerle karşılaştırıldığında plastik deformasyona karşı güçlü bir direnç gösterirler. Dışarıdan gelen yükler plastik akma (geri dönme) ile rahatlama yerine, çatlağa yakın yerde stres birikimine neden olurlar. Ortaya elastik enerji çıkar. Bu enerji yüksek streslerin oluşmasına neden olur ve çatlak gelişimini yönlendirir. Büyük ve keskin yapısal kusurların varlığında bu birikmiş yüksek stresler, yüklenme esnasında çok küçük kuvvetlerde bile çatlağın gelişmesine neden olacaktır.

Kırılgan materyallerin dayanıklılığı; çatlaklar, çatlak yerleşimi, stres eğimi, stres durumu, geometrisi, hacim gibi faktörlerden etkilenir.

1.3.2 Seramiklerin üretimi esnasında oluşan çatlaklar

Seramiklerin yapım aşamalarında (toz karıştırma ve sıkıştırma, şekillendirme, kurutma, fırınlama, son şekillendirme), ısıl genleşme katsayıları uyumsuz tabakalar nedeniyle, seramiklerde mikroçatlaklar oluşacaktır. Çiğneme esnasında üretim aşamasında oluşmuş olan bu çatlaklar tekrarlı yüklere maruz kalırlar. Başlangıçta

yavaş ilerleyen bu mikroçatlaklar, çatlak üzerindeki gerilme birikimi ve ortamdaki nemin etkisiyle daha da ilerlerler ve bir noktada kırılma gerçekleşir.

Çatlak ilerlemesi açısından dayanıklılığı etkileyen faktörler; çatlak boyu, çatlak geometrisi ve malzemenin kırılma tokluğu değeridir. Dental seramiklerde dayanıklılığı etkileyen faktörler; hazırlama biçimi, restorasyonun biçimi ve uyumu, malzemelerin ısı ve mekanik özellikleri, destek diş dokusunun durumu, dişlerin kapanmasıyla oluşan temasların oluşturduğu gerilme dağılımı, malzemenin kalınlığı ve yapım tekniğidir.

Restorasyonun hazırlanması esnasında alt destek (örn. metal) üzerine uygun formda hamur kıvamında işlenen estetik malzemenin (porselen) tamamen sertleşmesi için, destek malzeme ile birlikte 950°C gibi yüksek sıcaklıklarda belli bir süre fırında pişirilmesi gerekmektedir. Pişirme işleminden sonra ise fırından çıkarılan restorasyonda, dış ortam ve fırın arasındaki yüksek sıcaklık farkı ve iki yapının farklı mekanik davranışları sebebiyle, önemli büyüklükte ısı gerilmeler ortaya çıkmaktadır. Bu gerilmeler bazı durumlarda dış yüzeylerde gözle görülebilecek çatlaklara neden olabilirler. Ara yüzeylerde gerilme yığılma değerleri daha yüksek olduğu zaman çatlakların oluşması ihtimali daha yüksektir. Isıl işlem sonunda oda sıcaklığına ulaşmış restorasyonda belli bir düzeyde artık gerilmelerin kalması da kaçınılmazdır. Yapılan birçok deneysel çalışma ile kuron (kaplama) ve köprü yüzeylerinde bu artık gerilmelerin varlığı ispatlanmıştır. Alt ve üst malzemelerin farklı mekanik davranışlarının yanı sıra fırından çıkarılan restorasyonunun soğuma hızı da gerilmelerin şiddetine ve dolayısıyla çatlak oluşmasına etki eden önemli bir faktördür. Hasta ağzına uygulanan kuron ve köprüler gerek çiğneme kuvvetleri gerekse ağza alınan sıcak veya soğuk yiyecekler nedeniyle önemli ölçüde mekanik ve termal yorulmalara maruz kalmakta ve restorasyonun hazırlanışı sırasında oluşan bu mikroçatlaklar yorulma yükleri etkisiyle zamanla büyüyerek kırılmalara sebep olmaktadır. O halde bazı restorasyonların hasta ağzında belli bir süre sonra kırılarak işlevini yitirmesinde bu artık gerilmelerin ve soğuma sırasında oluşan mikroçatlakların çok önemli bir etkiye sahip oldukları şüphesizdir. Günümüzde sıkça karşılaşılan bu durum hasta sağlığını doğrudan etkilemekte ve buna ilaveten tedavi

ve malzeme maliyetleri açısından ortaya çıkan önemli kayıplar da düşünüldüğünde, bu problemin giderilmesi veya en az seviyelere çekilmesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Kuron ve köprünün hazırlanış aşamasında soğuma sonrası ortaya çıkan gerilmeleri ve dolayısıyla çatlakları azaltıcı ve yorulma ömrünü artırıcı tedbirlerin alınması ile bu problemin aşılması mümkündür.

Kuron ve köprülerin alt destek malzemesi ile üst estetik malzemesi için uygulamalarda genelde farklı firmalar tarafından üretilen ürünler tercih edilebildiğinden, birbirleriyle optimum uyum gösteren malzeme çiftlerini belirlemek oldukça önemlidir. Ancak birçok klinik uygulamadaki gözlemsel veriler, birlikte kullanılan malzeme çiftlerinde az veya çok uyumsuzlukların olduğunu göstermiştir. İki malzemenin farklı mekanik davranışlarının yanı sıra restorasyonun hazırlanışındaki işçilik kalitesinin düşüklüğü bu tip olumsuzluklara yol açabilmektedir.

1.3.3 Dental Seramiklerin Dayanıklılıklarının Arttırılması

Ağız ortamında yüksek kuvvetlere maruz kalan dental porselenlerin estetik kriterlerinden ödün verilmeksizin dayanıklılıklarının arttırılmasına yönelik bir çok yöntem geliştirilmiştir

1.3.3.1 Kimyasal Güçlendirme (İyon Değişimi)

İyon değişimi; yüzeyde ince bir kompresif-stres tabakası oluşturur. Bu da küçük modifiye cam iyonları ile daha büyük iyonların yer değiştirmesiyle meydana gelir. Bu duruma örnek olarak sodyum ve potasyum iyonlarının yer değiştirmesi gösterilebilir. Pişirilmiş kronlar platin bir kap içerisindeki potasyum nitrat solüsyonunda bekletilirler. Bu bekleme süresinin en az 2448 saat olması gerekmektedir. Dayanıklılıkta %45-140 arasında artma olduğu belirtilmiştir. İyon değişimi, erimiş tuzlar kullanılarak bir pasta (Ceramicoat=Tuff-Coat) yardımıyla gerçekleştirilir. Birçok porselen bu tür bir işlem ile güçlendirmeye olumlu yanıt vermektedir. Büyük iyonlar cam veya porselenin yapısına yüksek ısıda difüzyon yoluyla girerler. Soğuma sırasında büyük iyonlar porselen yüzeyince yakalanırlar ve

yüksek molariteleri nedeniyle daha çok yer işgal ederler. Bu şekilde yüzey tabakasının büzülme potansiyelini azaltır ve belli bir basınç değerinin altında kalmasını sağlarlar. Derin tabakaların büzülmesi ise tamamen dolu dış tabakanın belirli bir gerilime neden olmasından dolayı kısıtlanmış olur. Birçok cam ve seramik yapının başarısızlığının nedeni yüzey kusurları ve yüzeydeki bası gerilmelerinin çatlakların neden olabileceğinden daha erken bir zamanda yükselmesidir. Bu düşünce yapının başarısız olmadan önce daha büyük yükleri destekleyebileceğini belirtmektedir. Bilinen dental (feldspatik) seramiklerin kimyasal yapısı iyon değişimi ile yüzeydeki tabakada yüksek bası gerilmesini arttırmak için uygundur. İyon değişimi ile güçlendirme en etkili biçimde IPS-Empress seramikte izlenmektedir. Bunun yanında Dicor seramikteki cam fazın kimyasal yapısı potasyum iyonu ile iyon değişimine uygun değildir.

Kimyasal güçlendirme işlemi malzemenin çok ince bir yüzey tabakasını etkiler ve air-abrazyon ile seramiğin 16-18 µm'lik bir tabakasının kaldırılması ile iyon değişimi ile elde edilmiş kimyasal güçlendirmenin etkisi ortadan kalkar. Bu yüzden seramik yapının ajustesinde dönen aletlerin kullanılması, kimyasal güçlendirme işlemlerinin etkisini ortadan kaldırır.

1.3.3.2 Termal Güçlendirme (Isıl İşlem Uygulaması)

Dental porselenin ısıyla yumuşatılması (tempering) aynı zamanda porselenin güçlendirilmesini de sağlar. Termal işlemlerin avantajı; stres profilini materyalin daha derin tabakalarına kadar genişletmesi ve air-abrazyondan etkilenmemesidir. Dental porselenlerin bu şekilde güçlendirilmesi çatlak başlangıcını inhibe eder. Yalnızca forced-air tempering; sadece iyon değişiminden ya da iyon değişimi ve tempering kombinasyonundan daha iyidir. Termal tempering yapılan bir çalışmada bir porselende 150 µm derinliğe kadar etkili olmuştur ve bu termal olarak desteklenmiş en derin bası gerilmesi profilidir.

Kimyasal güçlendirme ile karşılaştırıldığında; termal metodun dezavantajı, soğuma oranının kontrolünün güç olmasıdır ve bu kaplama gibi kompleks şekilli bir

malzemede çok daha zorlaşmaktadır. Ancak metal-seramik kaplamalarda yapılan üç boyutlu sonlu eleman analizleri, kaplamanın kompleks yapısına, soğuma özelliğine ve opak porselenin oldukça yüksek gerilmelerine rağmen termal güçlendirmenin kaplama yapımı için uygulanabilir bir yöntem olduğunu göstermektedir.

1.3.3.3 Dağılma (Dispersion) Güçlendirme (Dental Seramiklere Kristal Eklenmesi)

McLean ve Hughes %50 alümina içeren ilk core materyalini geliştirmişlerdir. Bu core malzemesinin üzerinde uygun ısıl genleşme katsayılı yüzey seramiği pişiriliyordu. Alümina seramiğin dayanıklılığı alümina kristallerinin kuvvetlendirici etkisinden kaynaklanmaktadır. Fakat klasik sinterizasyon tekniğinde, katılacak alümina miktarında sınırlama olmaktadır. McLean dental seramiklerdeki alüminyum içeriğinin ağırlığının %50'sine kadar arttırıldığında dayanıklılıklarının da artacağını bulmuştur. O tarihten itibaren dental seramiklerdeki alüminyum içeriğinin daha da arttırılmasına doğru yönelmiştir. (Hi-Ceram %70, In-Ceram %90, Procera AllCeram ~%100). Yeni geliştirilen bir metot sayesinde düşük vizkoziteli eriyik camın inhibisyonuyla yoğunlaştırılan, hafif sinterlenmiş alümina core'lar üretilebilmiştir. Sonuçta alümina ile güçlendirilmiş seramiklerde %40 olan Al_2O_3 kristalleri oranı %85 seviyelerine çıkmıştır.

Kristal yapı, çatlakların ilerlemek için gereksinimi olan enerjinin artmasına neden olduğundan, çatlak gelişimini engellemekte ya da azaltmaktadır. Küçük boyutlarda eklenen bu dirençli cam kristaller seramiklerin yapısını güçlendirir ve kaplamanın direncini arttırır. Mikroçatlakları önlemek ya da en aza indirmek için seramik yapısına alümina (Al_2O_3) (Vitadur-N, Hi-Ceram, In-Ceram, Procera AllCeram), magnezyum oksit (Cerestore), mika kristalleri (Dicor), zirkonyum oksit (Mirage), leucite (Optec, Cosmotec 2, IPS-Empress) kristalleri eklenir.

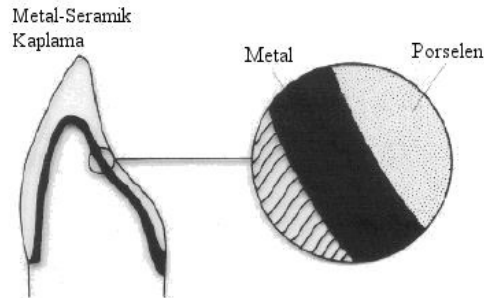
Mikroçatlak kristalin merkezinden geçemez ancak etrafını dolaşarak zayıf olan cam yapının içinde ilerleyebilir. Bu nedenle matris içerisindeki kristal miktarı arttırılıp, zayıf olan cam yapı miktarı da minimum seviyeye indirilirse, mikroçatlakların

ilerleyebilmek için daha fazla kinetik enerjiye sahip olması gerekecektir. Alüminyum oksit bilinen en dayanıklı ve en sert oksittir. Ayrıca yüksek elastisite modülüne sahip olduğu için kristal bileşiğın sertliğini ve esnekliğini yükseltir.

1.3.3.4 Alt Yapı ile Güçlendirme

Alt yapı destek malzemesinin metal ve folyo olmasına göre iki grupta sınıflandırılabilir.

1.3.3.4.1 Seramiğın Metal Alt Yapı ile Desteklenmesi. Dr. Swann ve arkadaşları seramiğı güçlendirmede metal kullanmışlar ve seramo-metal kaplamaların gelişimini başlatmışlardır. Weinstein ve arkadaşları ise metal alt yapılı seramik restorasyonu, % 11-15 arası frit içeren porselen tozu ile uygulamışlardır. İçeriğinde en az %11 oranında K_2O içeren sistem, metale bağlanmayı arttıran yüksek genleşmeye sahip cam içermektedir. Bu yüksek termal genleşme, K_2O içeriğindeki leucitein kristalizasyonundan ileri gelmektedir. Seramiğı desteklemek için metal alt yapı kullanımının birçok sakıncası bulunmaktadır. Metal alt yapının korozyon ve oksidasyon ürünleri; metal-seramik arası bağlantıda risk yaratabildiğı gibi, biyo-uyumluluğın da azalmasına neden olur. Metallerin ışık geçirmez ve opak yapısı, estetik açıdan olumsuz ve cansız bir görünüm oluşturur. Bu nedenlerle, daha üstün bir estetik ve yüksek biyo-uyumluluk arayışı, yüksek dayanıklılıktaki tüm seramik sistemlerinin geliştirilmesini sağlamıştır.



Şekil 1.5 Metal alt yapının şematik görünümü.

1.3.3.4.2 Seramiğin Folyo ile Desteklenmesi. ilk kez 1903 yılında Dr. Charles Land tarafından uygulanan platin folyo tekniği ile yapılmış tüm seramik kaplamalar, kırılğan ve zayıf olmaları nedeniyle çok yaygın kullanılamamışlardır. 1965 yılında Mclean ve Hughes, platin folyo üzerinde alumina taneciklerinin dağılmasıyla güçlendirilmiş bir alt yapı porseleni kullanarak tüm seramik kaplamaların dayanıklılığını arttırmışlardır. Folyo ile güçlendirilmiş seramik kaplama sistemlerinden uygulanabilirliği olan ilk sistem, 1976 yılında McLean ve Sced tarafından geliştirilmiştir. Bu sistemde, platin folyo 2 µm kalınlığında kalay ile kaplanır. Oluşan kalay oksit seramiğin bağlanmasını sağlar. Bu sistem Vita-Pt (Vita Zahnfabrik, Sackingen, Germany) ticari adı ile pazarlanmıştır. 1980'li yıllarda folyo ile güçlendirilmiş birçok tüm seramik kaplama sistemi tanıtılmış olup Renaissance (Williams Gold Refining Co, Buffalo, NY), Sunrise (Tanaka Dental, Skokie, IL) ve Captek (Davis Ltd, Herts, England) bu sistemlerdendir.



Şekil 1.6 Folyo alt yapılı Captek kaplamalar.

İlk sistem olan Vita-Pt (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ince bir oksidize platinyum folyonun güdük üzerine adaptasyonu ve bunun üzerine alüminöz porselenin işlenmesiyle yapılan bir metal-seramik teknolojisidir. Bu prensibi kullanan daha sonraki sistemler güdük üzerinde şekillendirilen, adapte edilen ve parlatılan prefabrike altın kullanmışlardır. (Örneğin; Renaissance/ Ceplatec, Williams Gold Refining Co.; Sunrise, Tanaka Dental). Bu sistemler mum modelaj, döküm gibi aşamalar içermediğinden zaman kazancı sağlarlar ve diğer tüm seramik sistemlere göre çok daha ucuza mal olurlar.

İstenilen folyo kalınlığı 0,025 mm (platin-bonded alüminöz kaplama, oksidize platin folyo), 0,09-0,159 mm (Renaissance sistem, %99 soy metal) ve 0,050 mm (Sunrise sistem, %98 saf altın)'dır. Bu sistemlerde porselen kalınlığındaki artış

döküm copinglerle kıyaslandığında 0,10-0,20 mm arasında değişir ki bu da daha fazla renk derinliği elde etmeyi sağlar. Porselende 0,5-1,0 mm arası her kalınlık artışı dikkate değer oranda renk değişimine neden olur ve 1,0 mm'nin altında porselen kalınlığı olduğu zaman final görünümünde altyapının rengi yansır. Termal genleşme katsayıları nedeniyle, alüminöz porselen sadece platin folyolar ile, metal-seramik tekniği için kullanılan feldspatik seramik ise altın folyo alaşımları ile uyumludur.



Şekil 1.7 Captek kaplamanın alt yapısı ve feldspatik porselen yüklemesi.

Tüm seramik sistemlerin önemli bir özelliği yüzey yapılarının doğası ve kalitesidir, pürüzsüz, kusursuz bir yüzey yüksek dayanıklılık sağlar. Platin-bonded alüminöz kaplamalarda standart bir platin folyo, alüminöz veneer porseleni ile kaplanmadan önce kalay kaplanmıştır ve oksitlenmiştir. Bu şekilde hazırlanan folyo kaplamaların çift eksenli bükülme dayanımında konvansiyonel alüminöz porselen jaket kaplamalara oranla %83 artış sağlanmıştır. Çünkü böylelikle ince oksit tabakası sayesinde porselen-folyo arasındaki yüzeylerdeki kusurlar azaltılarak porselenin ıslatabilirliği artmış olur.

Folyo kaplamalar ön dişlerde gerekli durumlarda kullanıldığında ve uygun porselen kalınlığı sağlandığında mükemmel klinik performans göstermektedirler. Renaissance folyo kaplamaların metal-seramik kaplamalarla kıyaslandıklarında; Dicor ve Cerestore'dan %40-60 daha üstün oldukları bildirilmiştir. Folyonun soyulması kaplamanın dayanıklılığını %24 azaltmaktadır. Bu muhtemelen açığa çıkan kusurlardan veya porselene gelen gerekli bası gerilmelerinin ortadan

kaldırılmasından kaynaklanmaktadır. Folyoyu yerinde bırakmak kusurların açığa çıkmasını ve potansiyel çatlak yayılmasını önler.

1.4 Tüm Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tüm seramik sistemler içeriklerine ve yapım tekniklerine göre gruplandırılabilir: Seramik alt yapıların içeriklerine göre sınıflandırılması;

1.4.1 Alümina porselenler

Alümina alt yapılı: Vitadur-N

Alümina-magnezya alt yapılı: Cerestore

Alümina alt yapı üzerine cam infiltrasyonu : In-Ceram

In_Ceram Spinell(alümina-magnezya alt yapılı)

In-Ceram Zirconia (zirkonyum oksit alt yapılı)

Alümina alt yapının CAD/CAM sistemi ile oluşturulması: Procera

1.4.2 Güçlendirilmiş konvansiyonel feldspatik porselenler

Ekstra leucite ile güçlendirilmiş feldspatik porselen: Optec

Fiber ile güçlendirilmiş feldspatik porselen: Mirage 2

1.4.3 Cam seramikler

Tetrasilik mika kristalleri içeren cam seramikler: Dicor

Hidroksiapatit kristali içeren cam seramikler: Cerapearl

Leucite kristali içeren cam seramikler: IPS-Empress

Lityum disilikat içeren cam seramikler:IPS-Empress 2

1.4.4 Zirkonyum oksit içeren seramikler: Cercon

Yapım tekniklerine göre tüm seramik sistemlerin sınıflandırılması;

- 1) Folyo tekniği: Renaissance, Sunrise, Optec HSP, Flexobond, Plati-deck
- 2) Isıya dayanıklı refrakter model üzerinde hazırlanan tüm seramik restorasyonlar: Vitadur-N Cerestore, Hi-Ceram, In-Ceram (alumina, zirconia, magnesia), Duceram, Optec, Mirage
- 3) Dökülebilir cam seramikler: Dicor, Cerapearl
- 4) Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler: IPS-Empress, Empress 2, Finesse, Evopress, Optec 3G, Carrara press
- 5) Bilgisayarlı freze tekniğine dayalı seramik sistemler (CAD-CAM restorasyonlar): Cerec, Procera, Cicero
- 6) Kopya-freze tekniđine dayalı sistemler: Celay, Celay / In-Ceram, Cercon

1.5 Kuron/ Köprü

1.5.1 Kuron

Hasarlı bir dişi yeniden eski haline getirmek için dişe uygulanan bir kaplamadır. Amacı dişi güzelleştirmek, sağlamlaştırmak ve korumaktır. Kuron aşağıdaki durumlarda yapılabilir,

- Yeterince diş desteđinin olmaması durumunda büyük bir dolguyu restore etmek için,
- Zayıf dişlerin kırılmasını önlemek için,
- Bir diş implantına üst yapı olarak,
- Kırık, şekli bozuk veya renklenmiş dişleri kaplamak için.



Şekil 1.8 Kuron kaplama

1.5.2 Köprü

Bir veya birden daha fazla diş eksikliğinde komşu dişlerin küçültülüp, bunlara gelen özel kaplamalardan destek alınarak ara boşluların doldurulması işlemidir. Herhangi bir nedenle diş kaybı meydana geldiğinde komşu dişlerde bu boşluğa doğru hareket başlar. Bunun sonucunda yandaki dişlerde dişeti problemleri, bu boşluğa devrilmeye bağlı kemik kayıpları, estetikte bozulma ve çiğneme kuvvetlerinde değişiklikler meydana gelir. Eğer uzun süre bu boşluk implant veya köprü ile restore edilmezse bu komşu dişlerde kayıplar olabilir. Standart bir köprü protezinin elemanları şu şekilde özetlenebilir;

- a) Dayanak Diş: Köprüyü taşıyan dişlere dayanak denir.
- b) Çapa Tutucu: Dayanak dişlerin üzerine yapılan kronlara denir.
- c) Gövde: Eksik dişlerin yerine geçen kronlara denir. Mesial veya distalden birer çapa ile komşuluk eden gövdeler “ Ara Gövde”, tek taraftan çapaya bağlı olup diğer taraftan diğer arayüz koşuluğu bağımsız olan gövdeler ise “ Terminal Gövde” ya da “ Kanat “ adı ile bilinir.
- d) Üye: Gövde ve çapaların tamamı üyeleri oluşturur. Çapaların birbiri ile ya da gövde ile birleştiği alanlar “ Bağlantı Noltası” olarak adlandırılır.



Şekil 1.9 Köprü uygulaması.

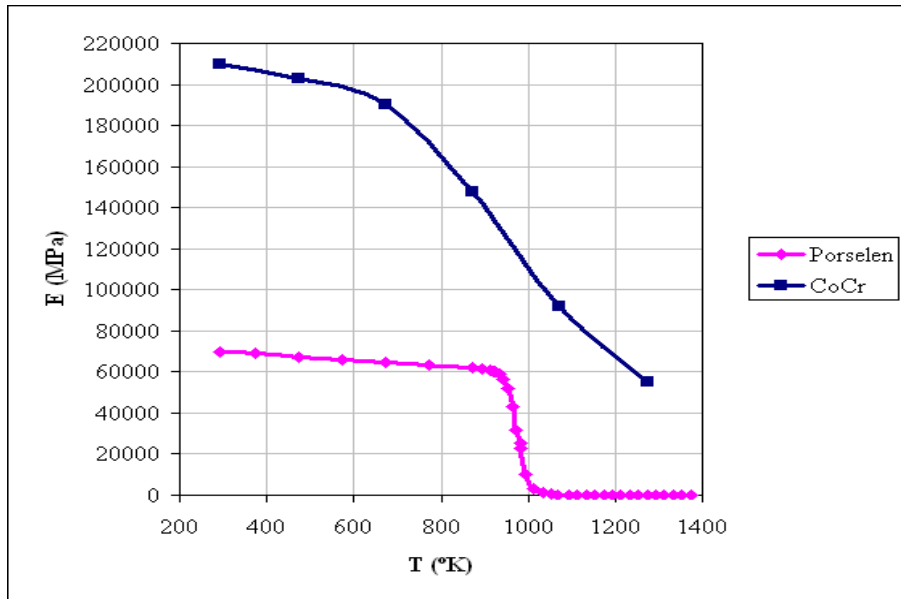
BÖLÜM İKİ

MALZEME ÖZELLİKLERİ VE METOD

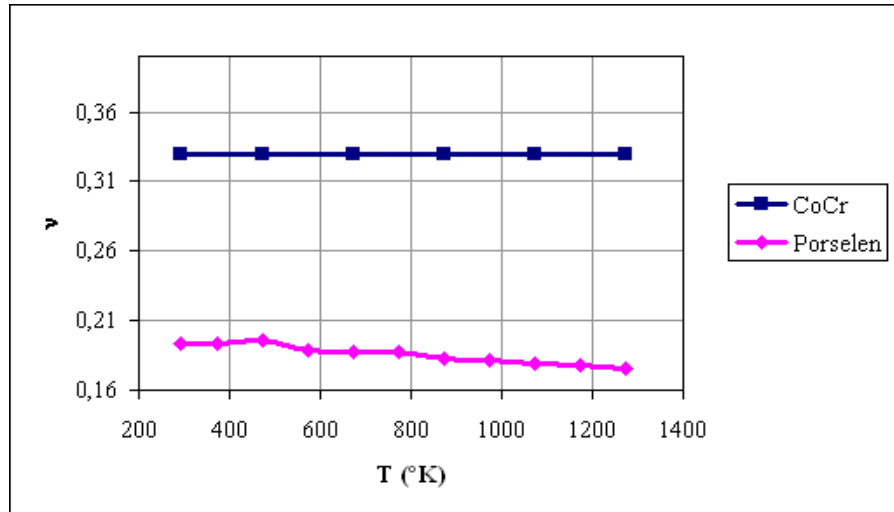
Bu çalışmada alt çene arka bölgesindeki son dört diş üzerine uygun köprü üretilmiş ve modellenmiş, metal alt yapı ve porselen üst estetik yapı için 1'er, arayüzey opak yapısı için ise 6 farklı malzeme tipi incelenmiştir. Porselen ve metal alt yapının malzeme özellikleri Dr.Yusuf ARMAN'ın doktora tezinden alınmıştır. Ağırlıklı olarak yöntemin geliştirilmeye çalışıldığı bahsi geçen tezde, tek diş üzerine uygulanan kaplama (kuron) modellenmiş; metal yapı için dört, porselen ve opak yapıların herbirisi için birer malzeme kullanılmış, ısı transfer katsayıları deneysel olarak elde edilmiş, porselenin viskoelastik ve viskoplastik davranışlarının etkileri elastik özelliklerin içine yansıtılmış ve bu şekilde elasto-plastik analizlerin yapılması yeterli olmuştur. Bu çalışmada da aynı yöntem kullanılmıştır.

Aşağıda metal altyapıda kullanılan Co-Cr ve porselen yapı için malzeme özellikleri verilmiştir. İki malzeme arasında kullanılan opak yapının ısıl genleşme katsayı değerlerinin sıcaklıkla değişim grafikleri birbirlerine göre farklılık arz etmekle birlikte, diğer özellikleri porselen malzeme ile aynı alınmıştır.

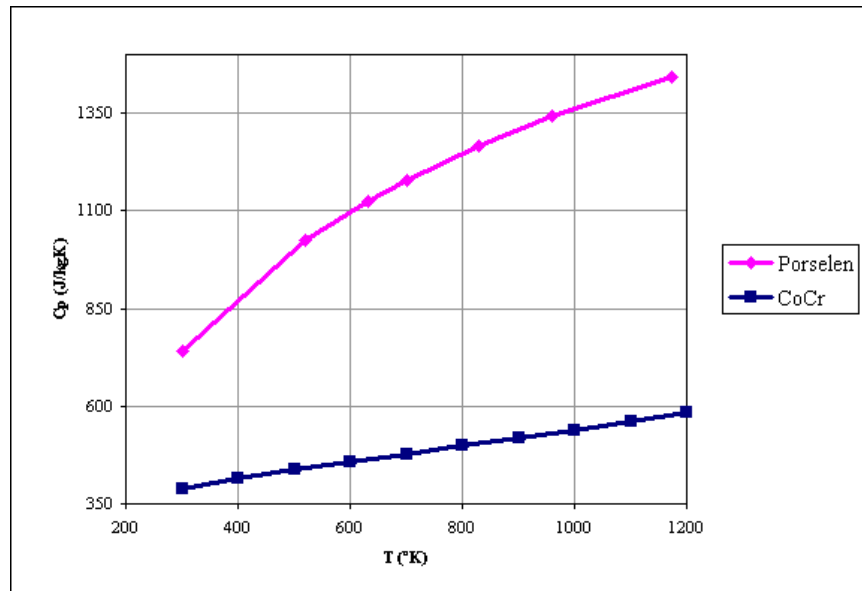
2.1 CoCr ve Porselen İçin Kullanılan Malzeme Özellikleri



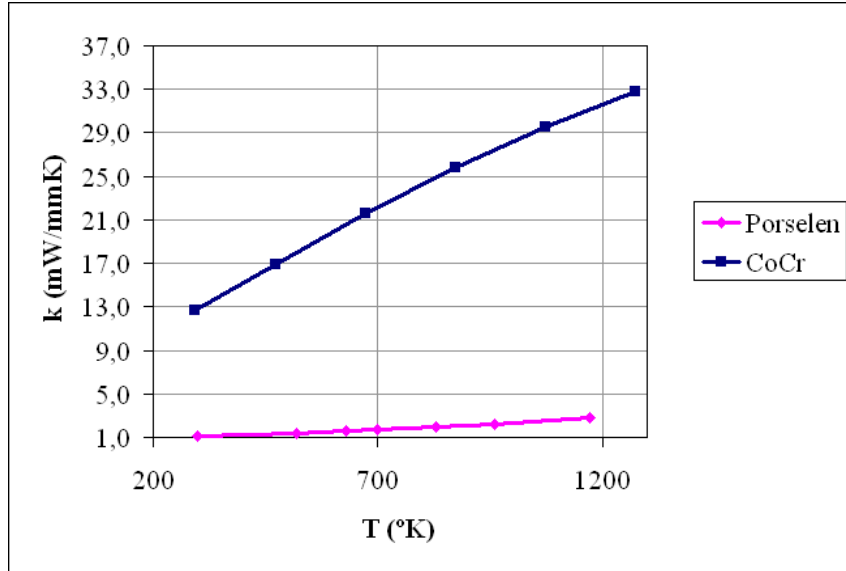
Şekil 2.1 CoCr ve Porselen için elastisite modülü. [Arman, 2008]



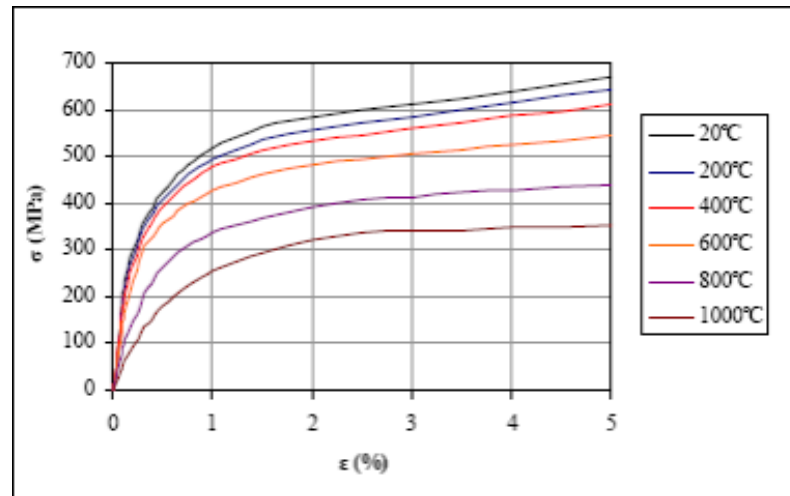
Şekil 2.2 CoCr ve Porselen için poisson oranı. [Arman, 2008]



Şekil 2.3 CoCr ve Porselen için özgül ısı grafiği. [Arman, 2008]



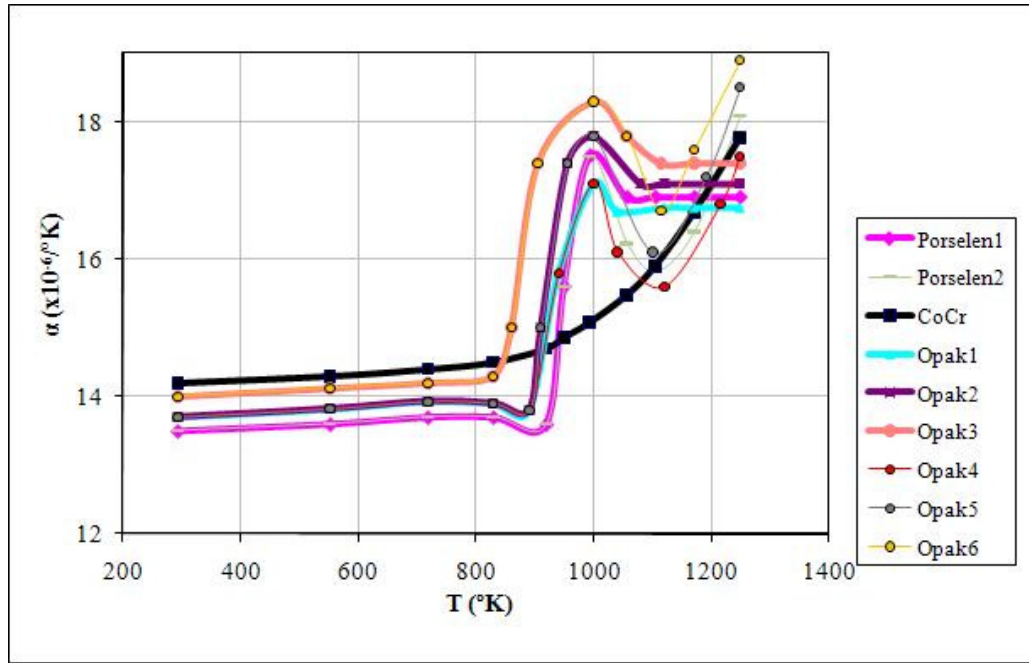
Şekil 2.4 CoCr ve Porselen için termal iletkenlik grafiği. [Arman, 2008]



Şekil 2.5 CoCr için gerilme-şekil değiştirme grafiği. [Arman, 2008]

2.2 CoCr, Porselen ve Opak Yapı İçin Termal Genleşme Katsayısı

Analizde, opak yapı için kullanılan altı farklı termal genleşme katsayısı aşağıdaki grafiklerde gösterilmiştir. Gene aynı grafikte CoCr ve porselen için termal genleşme katsayı değerleri belirtilmiştir. Opak için gösterilen ilk üç termal genleşme değeri (alfa1, alfa2 ve alfa3) yüksek sıcaklıklardan sonra sabit bir hal izlediği durumdaki değerlerdir. Sonraki üç değer (alfa4, alfa5 ve alfa6) ise yüksek sıcaklıklardan sonra yükselen bir hal izlemiştir.



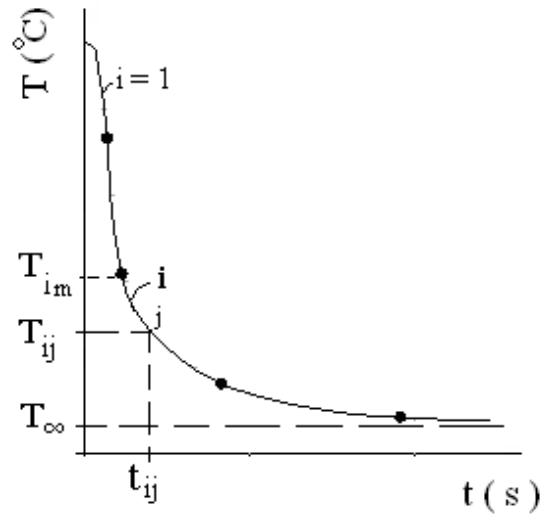
Şekil 2.6 CoCr, porselen ve opak için termal genişleme katsayı grafiği.

2.3 Metod

Sonlu elemanlar analiz programlarını kullanarak dental köprü uygulamalarında fırınlama sonrası oluşan gerilmeleri belirleyebilmemiz için öncelikle soğuma ortamının tanımlanması gerekmektedir. Bu tür bir tanımlamada yüksek sıcaklıklarda çalışılması ve dental köprü modelinin düzgün olmayan bir profile sahip olması gibi birtakım zorluklar mevcuttur. Fırınlama esnasında yüksek sıcaklıklarda ışıınım, düşük sıcaklıklarda ise taşınımın önem arz eder. Kullanılan modelin geometrik yapısının düzgün olmaması, ışıınım ve taşınım katsayıları için teorik hesaplamalarda bazı kabullerin yapılması gerektirir. Bu ise sonuçlar açısından önemli sapmalara yol açabilir. Bu nedenle bu çalışmada yapıldığı gibi, ısı transfer katsayılarının deneysel ölçümlerle tespit edilmesi bu gibi problemler açısından büyük bir önem arz etmektedir.

Bizim çalışmamızda, öncelikle üretilen dörtlü üye numunesi standart fırınlama işlemine tabi tutulmuştur. Numunenin iç ve dış yüzeylerindeki 2 farklı noktadan

bağlanan termokupullar ve bunların bağlı olduğu data okuyucu sayesinde, bu noktaların sıcaklıkları bilgisayara 5'er sn aralıklarla otomatik kaydedilmiş ve özellikle soğuma eğrileri çıkartılmıştır. Deneysel soğuma eğrisi 5 farklı kısma ayrılıp, (Şekil 2.7) ve her "i" kısmı için eşdeğer ısı transfer katsayısı aşağıdaki gibi hesaplanır.



Şekil 2.7 Deneysel soğuma eğrisi

$$\frac{T_{ij} - T_{\infty}}{T_{i-1} - T_{\infty}} = \exp(-b_i \cdot t_{ij}) \quad (1)$$

$$b_i = \frac{h_{eqi} A_s}{V \cdot \rho_{ij} \cdot C_{p_{ij}}} \quad (2)$$

Burada

T_{ij} : Anlık sıcaklık,

T_{∞} : ortam sıcaklığı,

T_{i-1} : maksimum sıcaklık,

t_{ij} : zaman,

A_s : numune yüzey alanı,

ρ : yoğunluk,

V : hacim,

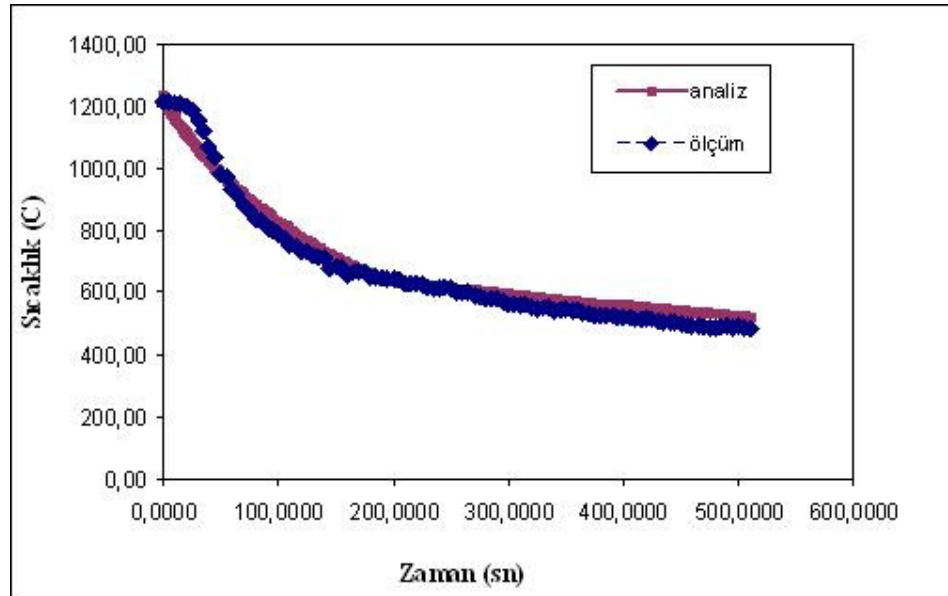
c_p : özgül ısı.

Bu iki eşitlikten eşdeğer ısı transfer katsayısı

$$h_{eqi} = \frac{V \cdot \rho_{ij} \cdot c_{p_{ij}}}{A_s \cdot t_{ij}} \cdot \ln \frac{T_{im} - T_{\infty}}{T_{ij} - T_{\infty}} \quad (3)$$

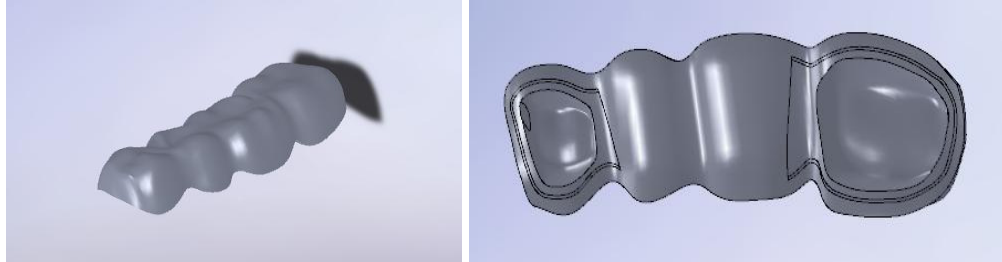
olarak bulunur.

Bu katsayılar herbir “i” parçası için hesaplandıktan sonra analizlere girilmiş ve analizler sonunda bulunan numeric soğuma eğrilerinin de deneysel soğuma eğrileri ile karşılaştırılmıştır. (şekil 2.7). İstenilen soğuma ortamı bilgisayarda simüle edildiği için gerilme analizlerine geçilmiştir.



Şekil 2.8 Deneysel ölçüm sonucu ile analiz sonucunda elde edilen soğuma eğrileri.

Deneysel çalışmalarda kullanılan dörtlü üyenin modeli SolidWorks programında kurulmuştur. (şekil 17). Modelin tasarımında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesince lazer tarama cihazı ile taratılan bir CAD/CAM modeli baz alınmıştır.



Şekil 2.9 SolidWorks programı ile kurulan dört üye dental köprü modeli

SolidWorks programı ile kurulan model, ABAQUS sonlu elemanlar analiz programına aktarılmıştır. ABAQUS programında öncelikle *Properties modülü*nde her üç hacime termal, mekanik ve fiziksel özellikleri sıcaklıklara bağlı olarak girilmiştir. *Assembly modülü*nde her üç hacim de olması gereken yerlere yerleştirilmiştir. *Step modülü*nde analizin tipi, analiz süresi ve analiz esnasında okutulacak veriler arası süre gibi değerler girilmiştir. *Interaction modülü*nde ise eşdeğer ısı transfer katsayısı değerleri sıcaklığa bağlı olarak girilmiştir. Model üzerine başlangıç sıcaklığı 960 °C , ortam sıcaklığı 23 °C girilmiş ve modelin hava ile temas eden yüzeylerine hesaplanan ısı transfer katsayıları uygulanmıştır. *Mesh modülü*nde modelimiz sonlu elemanlara bölünmüştür. *Job modülü*nde analiz ismi, bilgisayarın kullanacağı bellek miktarı gibi veriler girilmiştir. *Visulation modülü*nde analizdeki anlık veriler görülebilir, o ana kadar okunan değerler grafiksel olarak okunabilir.

BÖLÜM ÜÇ

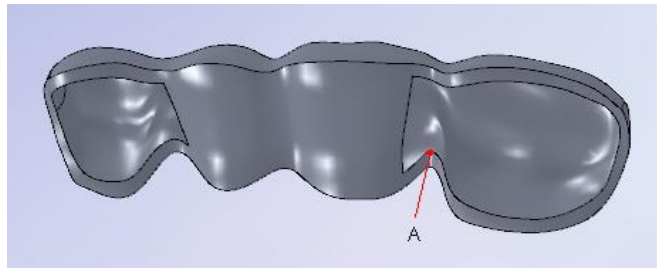
SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

3.1 Analiz Sonuçları

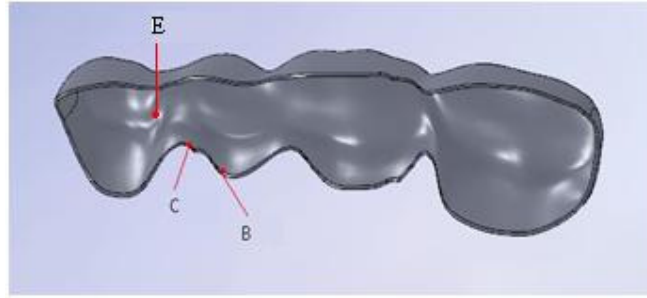
Tüm Analizlerde çıkan gerilmeler ve yerleri Tablo 1 de görülebilmektedir. Gerilmelerin çıktığı noktalar Şekil 3.1-3.3 de ayrıca görülmektedir.

Tablo 3.1 CoCr/Opak/Porselen üzerinde oluşan maks. Gerilmeler, artık gerilmeler ve kritik bölgeler.

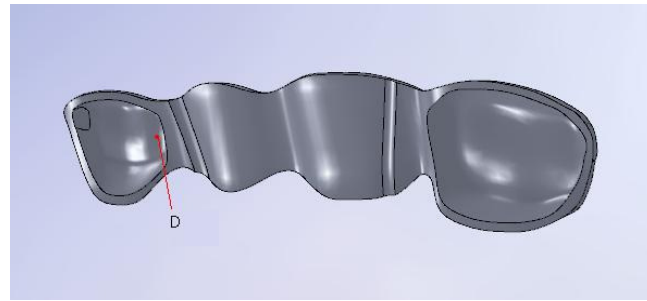
	Porselen				Opak				CoCr			
	Max.Asal Gerilme (MPa)		Artık Gerilme (MPa)		Max.Asal Gerilme (MPa)		Artık Gerilme (MPa)		Max.V. Mises Gerilmesi (MPa)		Artık Gerilme (MPa)	
opak 1	65	B	28	B	114	B	40	E	268	D	111	D
	58.sn				56.sn				52.sn			
opak 2	75	B	22	B	131	B	60	E	279	D	162	D
	66.sn				56.sn				52.sn			
opak 3	83	B	20	B	134	B	72	E	281	D	179	D
	57.sn				57.sn				53.sn			
opak 4	176	A	106	A	118	C	80	C	285	D	207	D
	88.sn				90.sn				84.sn			
opak 5	188	A	108	A	154	C	112	C	300	D	230	D
	80.sn				92.sn				86.sn			
opak 6	198	A	107	A	168	C	146	C	302	D	273	D
	84.sn				108.sn				104.sn			



Şekil 3.1 Porselen yapı için kritik bölge.



Şekil 3.2 Opak yapı için kritik bölge.

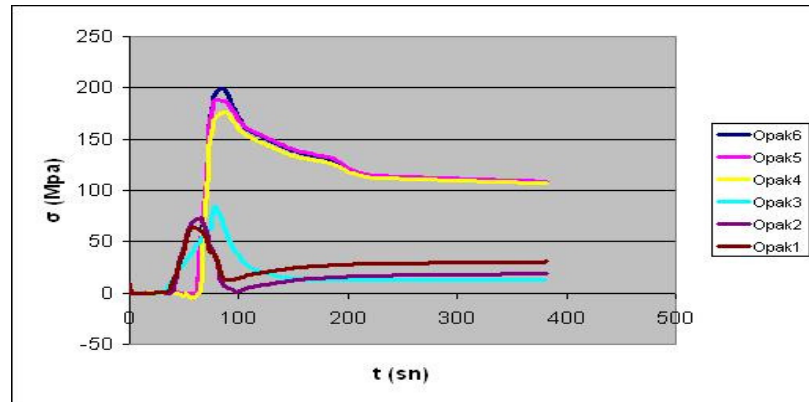


Şekil 3.3 CoCr yapı için kritik bölge.

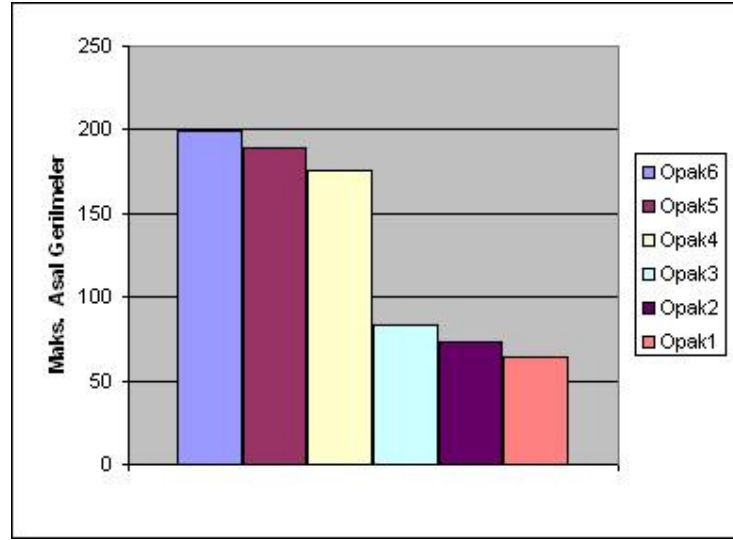
Porselen için B noktası, opak için de aynı bölgeye karşılık gelir. Noktanın gösterim zorluğu nedeni ile sözel olarak yeri açıklanmıştır.

Altta grafiklerden ise Şekil 2.6 da değişimleri verilen farklı opak malzemelerinin sonuçlara etkisi incelenebilir.

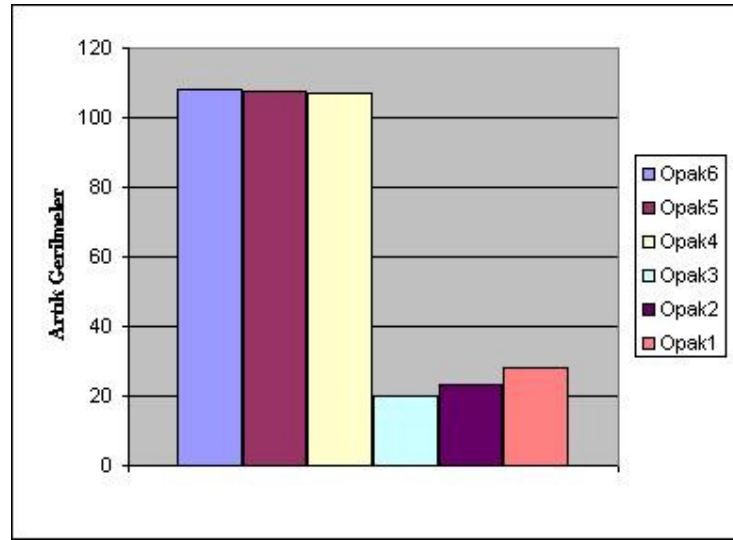
3.1.1 Porselen için analiz sonuçları



Şekil 3.4 Porselen üzerinde kritik noktalardaki maksimum asal gerilmelerin soğuma sırasındaki değişimi

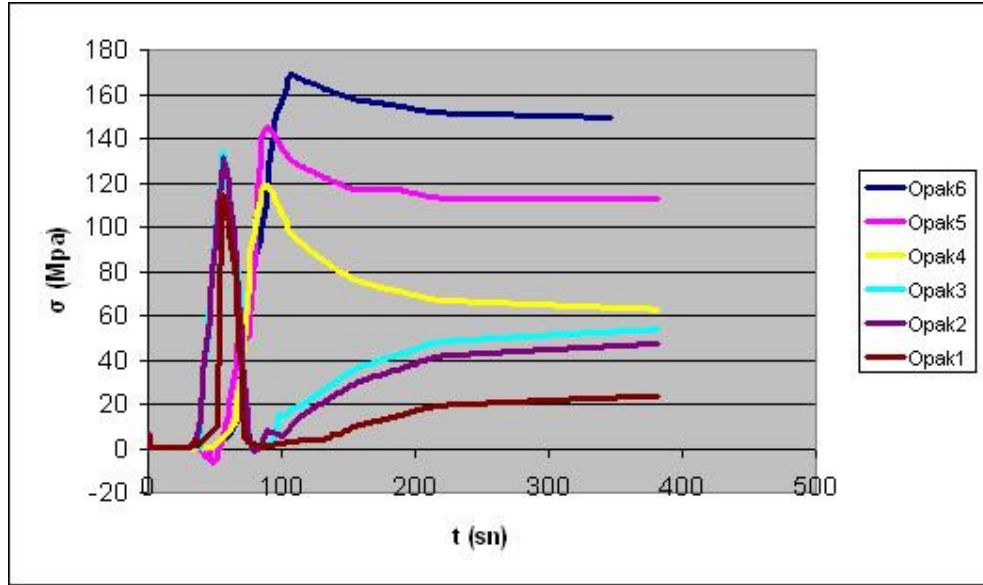


Şekil 3.5 Porselen üzerinde oluşan maksimum asal gerilmeler

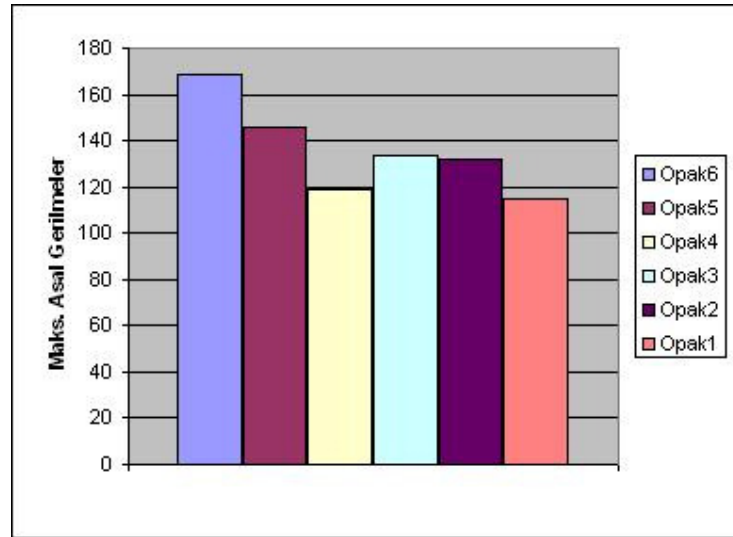


Şekil 3.6 Porselen üzerinde kalan artık gerilmeler

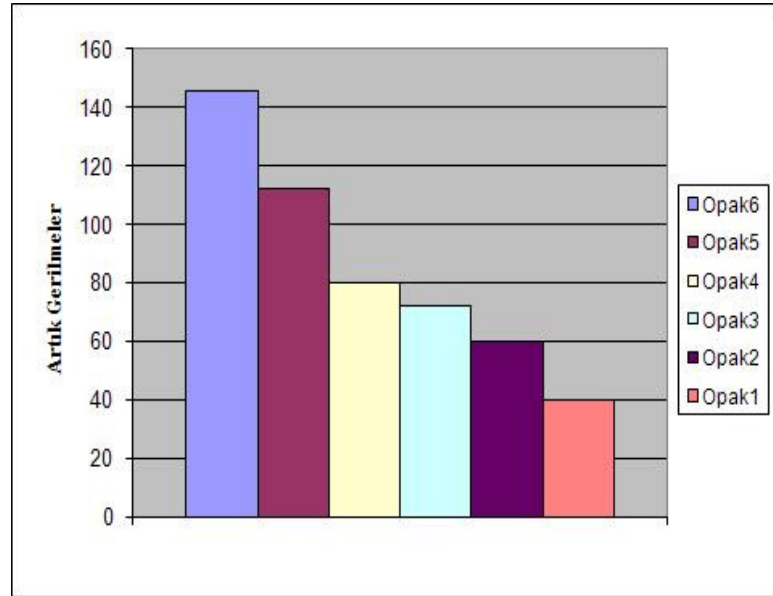
3.1.2 Opak için analiz sonuçları



Şekil 3.7 Opak üzerinde kritik noktalardaki maksimum asal gerilmelerin soğuma sırasındaki değişimi

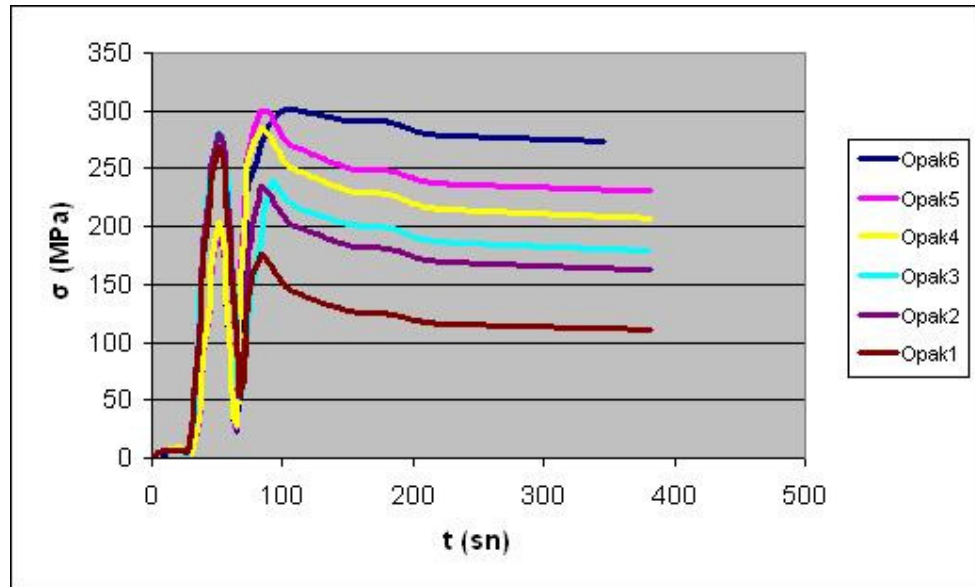


Şekil 3.8 Opak üzerinde oluşan maksimum asal gerilmeler

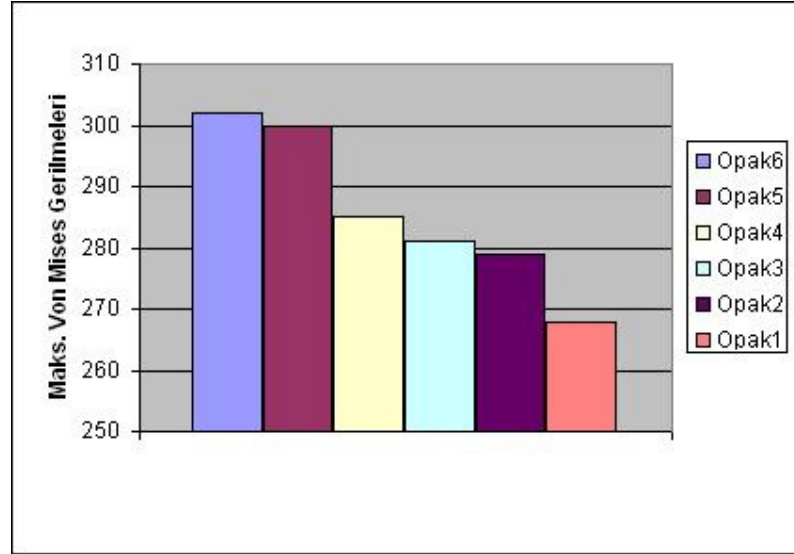


Şekil 3.9 Opak üzerinde kalan artık gerilmeler

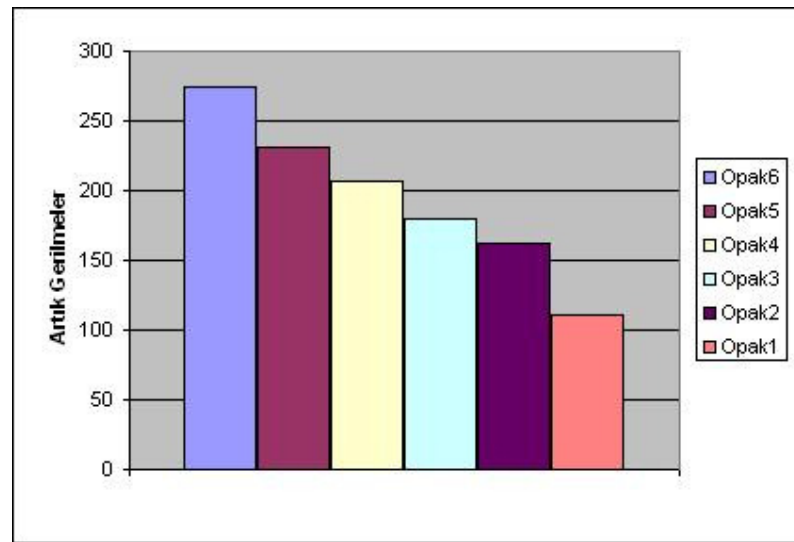
3.1.3 CoCr için analiz sonuçları



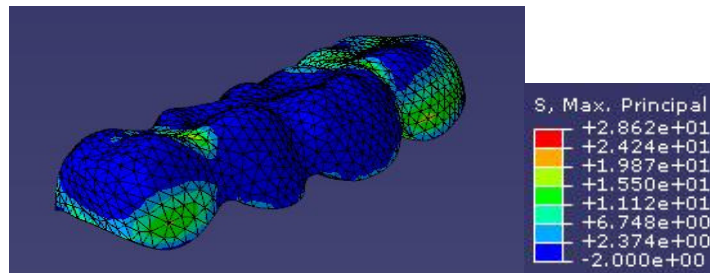
Şekil 3.10 CoCr alt yapı üzerinde kritik noktalardaki maksimum asal gerilmelerin soğuma sırasındaki değişimi



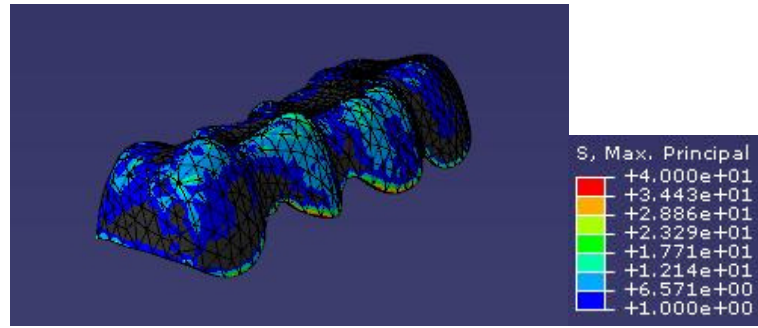
Şekil 3.11 CoCr üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilmeleri



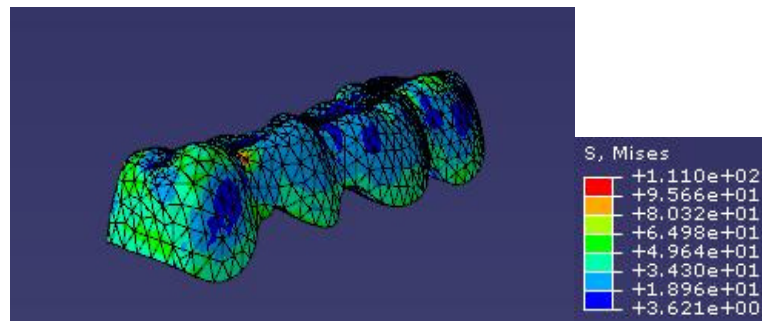
Şekil 3.12 CoCr üzerinde kalan artık gerilmeler



Şekil 3.13 Opak 1 kullanıldığında porselen üzerinde kalan artık gerilmeler



Şekil 3.14 Opak 1 kullanıldığında opak üzerinde kalan artık gerilmeler



Şekil 3.15 Opak 1 kullanıldığında CoCr alt yapı üzerinde kalan V. Mises artık gerilmeleri

Şekil 3.13, 3.14 ve 3.15’de siyah ile gösterilen alan skala dışı kalan değerleri temsil etmektedir.

3.2 Sonuçların Değerlendirilmesi

Tablo 1’den de anlaşılacağı üzere, opak malzemesi için girilen termal genişleme katsayısı yüksek sıcaklıklardan sonra sabit alındığı durumlarda (Şekil 2.6, opak 1, opak 2, opak 3) her üç yapı için gerilmeler açısından daha emniyetli durumlar arz etmektedir. Tüm opak tipleri için ise termal genişleme katsayısının değeri yükseldikçe, tüm yapılarda oluşan gerilmelerin de aynı şekilde arttığı gözükmektedir.

Alfanın yüksek sıcaklıklardan sonra sabit olduğu durumlarda (opak 1, 2, 3) gerilmeler, soğumanın 52. ila 66. saniyeleri arasında maksimum değere ulaşmaktadır. Alfa değerinin yüksek sıcaklıklardan sonra yükselen bir hal izlediği durumlarda

(opak 4, 5, 6) ise gerilmeler 80. saniye ila 108. saniyeler arasında maksimum değere ulaşmaktadır.

Sonuç olarak en büyük gerilme değeri alfa6'da en küçük gerilme değeri ise alfa1'de görülmüştür.

Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar göstermiştir ki, opak yapı için alınan termal genleşme katsayısı (alfa) değerleri gerilmeler üzerinde oldukça önemli bir etkiye sahiptir. Malzemeler arasında termal genleşme katsayıları arasındaki fark açıldıkça ısı gerilmelerin arttığı gözükmektedir. Benzer sonuçlar Dr Yusuf ARMAN'ın doktora tezinde de görülmektedir. Bu durumu ortadan kaldırmak için opak yapı için alınan alfa değeri mümkün olduğunca porselenin ve metal yapının değerlerine yakın tutulması gereklidir. Ancak bu tip uygulamalarda malzemelerin birbirlerini belli ölçülerde de tutmaları istenirki buda ancak ısı genleşme katsayıları arasındaki farktan elde edilebilir. Bu nedenle bir taraftan tutuculuğu sağlamak, diğer taraftan çok fazla çeki artık gerilmelerine sebebiyet vermemek gerekir. Aksi halde dental köprü yapısı üzerinde hasarlar oluşabilecektir.

Maksimum gerilmelerin soğuma sırasında ortaya çıkması da bu uygulamalar açısından önemli bir bulgudur. Soğuma hızının iyi ayarlanarak bu maksimum gerilme değerlerinin düşürülmesi de uygulamalar açısından oldukça önemlidir.

Maksimum gerilmelerin özellikle arayüzeylerde ve kalınlığın incelendiği bölgelerde çıkması opak kalınlığının da sonuçlar üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu gösterir. Ayrıca porselen malzemelerin çeki mukavemetlerinin bası mukavemetlerine göre daha düşük olması da gerilmeler açısından maksimum asal gerilmelerin incelenmesinin önemini ortaya koyar. Artık çeki gerilmeleri mukavemet sınırlarını aşmamış olsa bile zaman içinde çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle de yapı üzerindeki mikro çatlakların açılmasında önemli rol oynarlar. Bu nedenle değerlerini düşürücü tedbirlerin alınabilmesi için bu gerilmeleri yeterince hassas hesaplayabilmek de oldukça önemlidir.

Metal alt yapı üzerinde görülen artık gerilmeler beklenildiği gibi mukavemet sınırları aşmamaktadır. Soğuma sırasında ise bazı lokal bölgelerde az da olsa plastik bölgeye geçişler gözlenmiştir. Bu ise restorasyonun işlevliği açısından çok önemli değildir. Özellikle gerilme birikimlerinin keskin köşelerde oluşacağı bilinen bir gerçektir. Bu nedenle gerek metal alt yapı hazırlanmasında gerekse üzerine porselen işlenmesinde mümkün olduğunca keskin köşelerin yuvarlatılmasının önemli bir tedbir olduğu açıktır.

KAYNAKÇA

- Arman, Y. (2008). *Optimization of Human Tooth Crown In Terms of Stres Occured after Firing Process*, Dokuz Eylül Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Mekanik ABD, İzmir.
- Asoka, K., Kuwayama N., ve Tesk, J. A. (1992). Influence of Tempering Method on Residual Stress in Dental Porcelain. *Dental Research*, 71 (9), 1623-1627.
- Asoka, K., ve Tesk, J. A. (1990). Transient and residual stress in a porcelain-metal strip. *Journal of Dental Research*, 69 (2), 463-469.
- Coffey, J. P., Anusavice, K. J., Dehoff, P. H., Lee, R. B. Ve Hojjatie, B. (1988). Influence of contraction mismatch and cooling rate on flexural failure of PFM systems. *Journal of Dental Research*, 67 (1), 61-65.
- Dai, K. Ve Shaw, L. (2004). Thermal and mechanical finite element modeling of laser forming from metal and ceramic powders. *Acta Materialia*, 52, 69–80.
- Dehoff, P. H., ve Anusavice, K. J. (1986). An analytical model to predict the effects of heating rate and applied load on glass transition temperatures of dental porcelain. *Journal of Dental Research*, 65 (5), 643-647.
- Dehoff, P. H., ve Anusavice, K. J. (1989). Tempering stresses in feldspathic porcelain. *Journal of Dental Research*, 68 (2), 134-138.
- Dehoff, P. H., ve Anusavice, K. J. (1986). Effect of visco-elastic behavior on stres development in a metal-ceramic system. *Journal of Dental Research*, 68 (8), 1223-1230.
- Dehoff, P. H., ve Anusavice, K. J. (1992). Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain discs. *Journal of Dental Research*, 71 (5), 1139-1144.

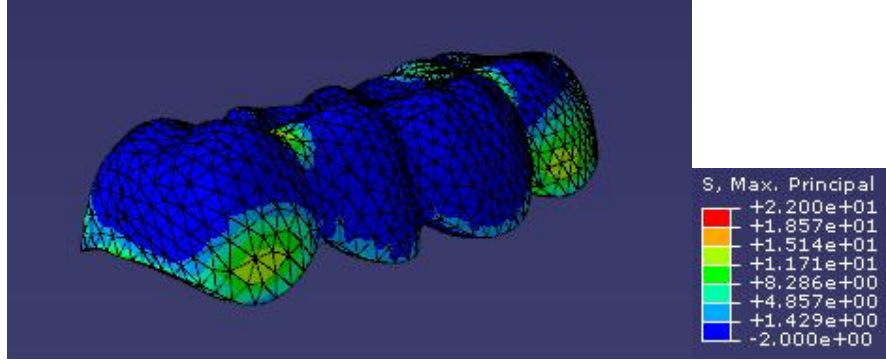
- Dehoff, P. H., ve Anusavice, K. J. (2006). Viscoelastic finite element analysis of an all-ceramic fixed partial denture. *Journal of Biomechanics*, 39, 40– 48.
- Fairhurst , C. W., Hashinger, D. T., ve Twiggs, S. W. (1981). Glass transition temperatures of dental porcelain. *Journal of Dental Research*, 60 (6), 995-998.
- Isgro G., Wang H., Kleverlaan C. J. ve Feilzer A. J. (2004). The effects of thermal mismatch and fabrication procedures on the deflection of layered all-ceramic discs. *Dental Materials*, 21, 649-655
- Jager, N. D., Kler, M. D. Ve Van Der Zel, J. M. (2006). The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dental Materials*, 22, 234–242.
- Lenz, J., Thies, M., Schweizerhof, K. Ve Rong, Q. (2002). Transient and residual thermal stresses in porcelain-fused-to-metal dental crowns. CADCOMP 98, Montreal, Canada, August 26-28, In: *Computer Methods in Composite Materials VI*, Comp. Mech. Publ., WIT Press, Southampton, UK and Boston, USA, 255-264.
- Narayanaswamy, O. S. (1978). Stress and structural relaxation in tempering glass. *Journal of the American Ceramic Society*, 61, 146-152.
- Palladium in Restorative Dentistry*, January 2004, Retrieved 2009 <http://www.platinummetalsreview.com/dynamic/article/view/48-1-030-031>.
- Parks, D. M. (2002). Elements of polymer structure and viscoelasticity. *Mechanics and Materials 2*.
- Twiggs, S. W., Hashinger, D. T., Morena, R., ve Fairhurst, C. W. (1985). Glass transition temperatures of dental porcelains at high heating rates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 20 (3), 293-300.

Ün, H. (2002). *Malzeme bilgisi* 6. 2009, from http://hun.pamukkale.edu.tr/ders_notlari/malzeme_bilgisi/Malzeme_ders_6_Reolaji.pdf

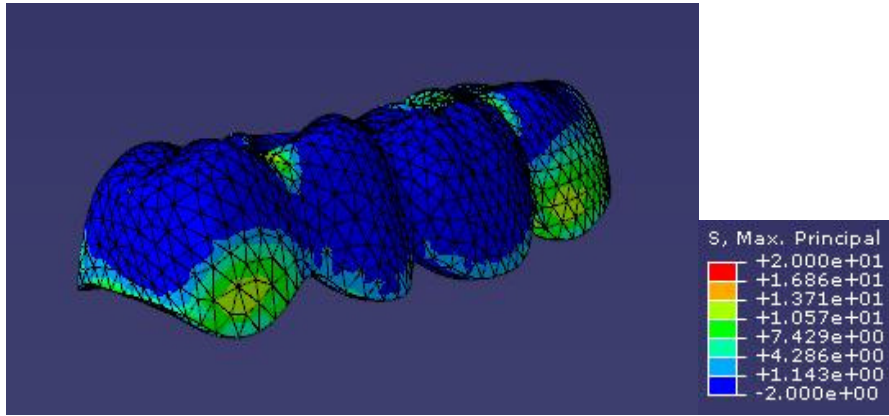
Introduction to polymers., (b.t). 2009, <http://openlearn.open.ac.uk/mod/resource/view.php?id=196665>

EKLER

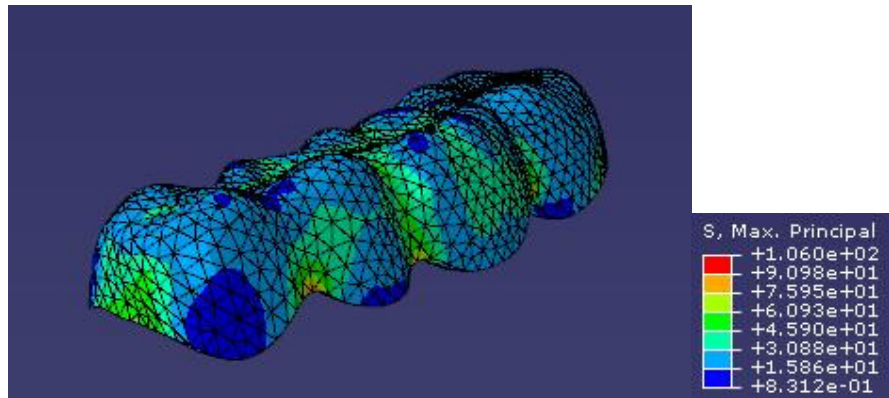
Porselen Üzerinde Oluşan Gerilmelerin Model Üzerindeki Dağılımı



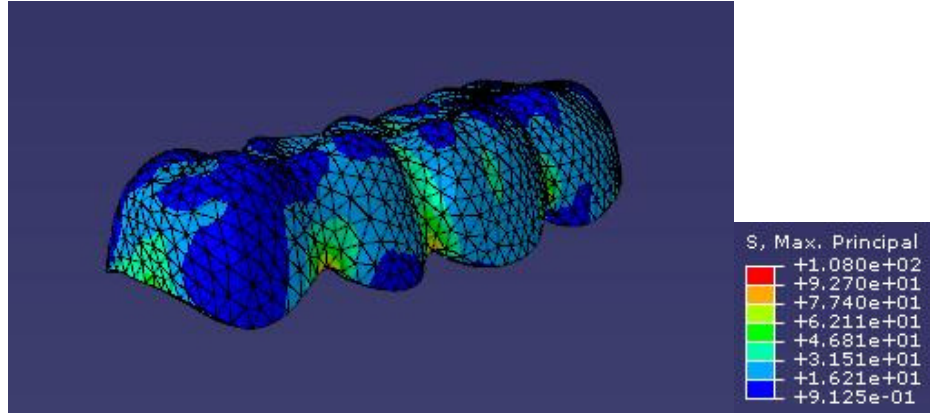
Şekil 1 Opak 2 kullanıldığında porselen üzerinde kalan artık gerilmeler



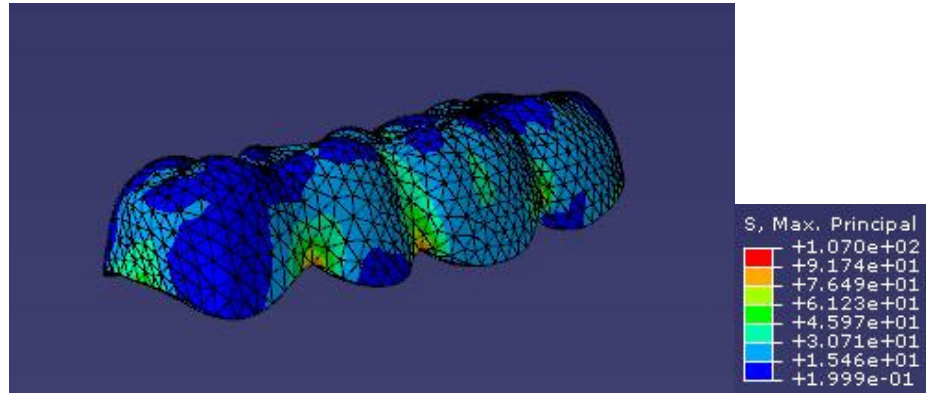
Şekil 2 Opak 3 kullanıldığında porselen üzerinde kalan artık gerilmeler



Şekil 3 Opak 4 kullanıldığında porselen üzerinde kalan artık gerilmeler

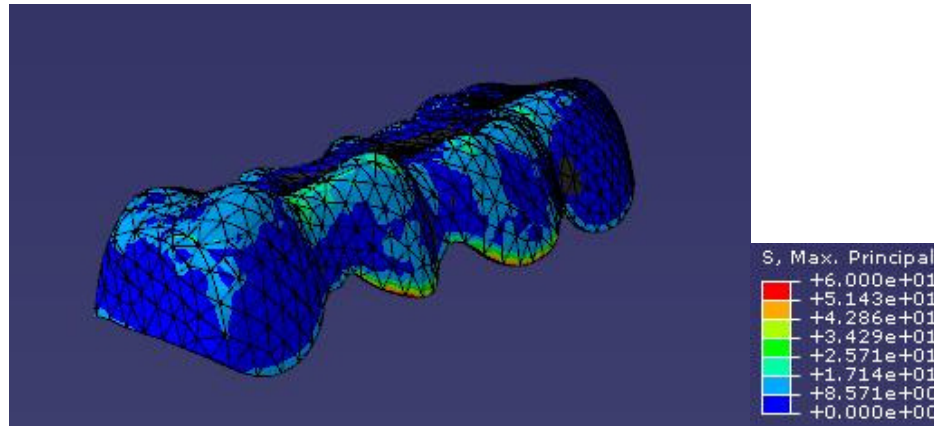


Şekil 4 Opak 5 kullanıldığında porselen üzerinde kalan artık gerilmeler

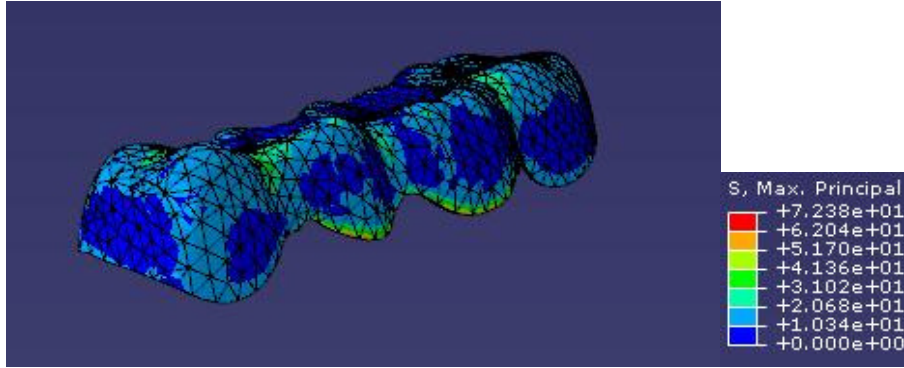


Şekil 5 Opak 6 kullanıldığında porselen üzerinde kalan artık gerilmeler

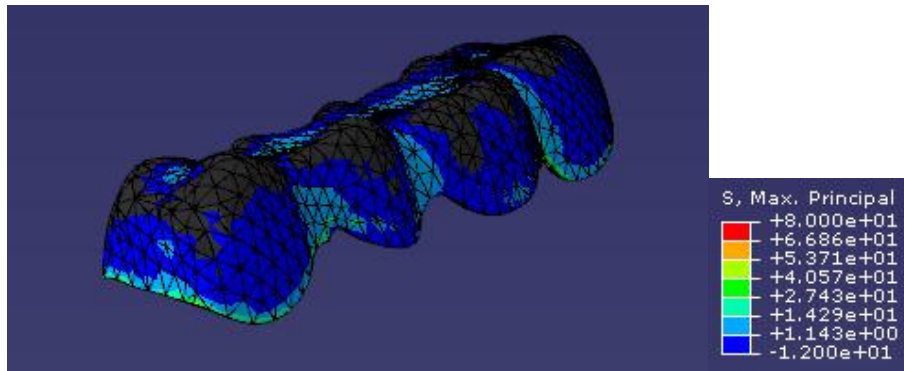
Opak Üzerinde Oluşan Gerilmelerin Model Üzerindeki Dağılımı



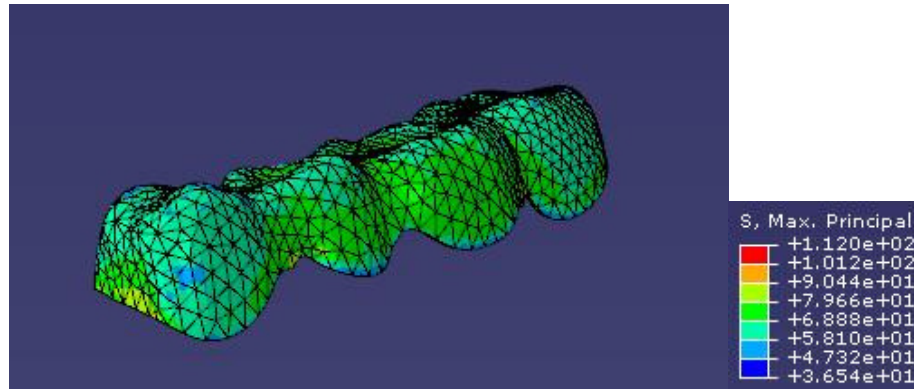
Şekil 6 Opak 2 kullanıldığında opak üzerinde kalan artık gerilmeler



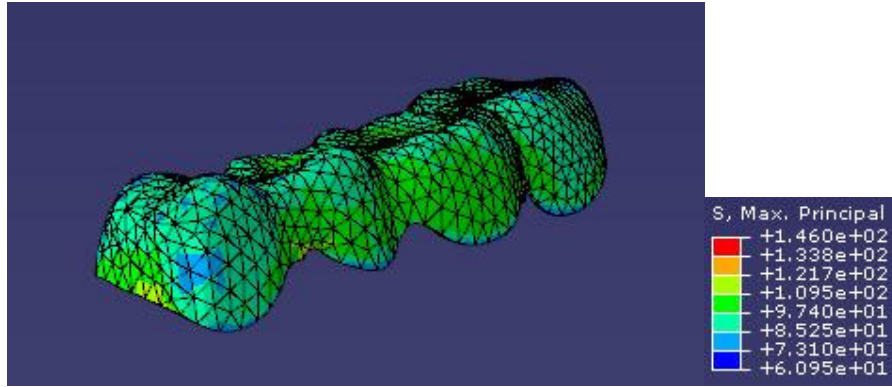
Şekil 7 Opak 3 kullanıldığında opak üzerinde kalan artık gerilmeler



Şekil 8 Opak 4 kullanıldığında opak üzerinde kalan artık gerilmeler

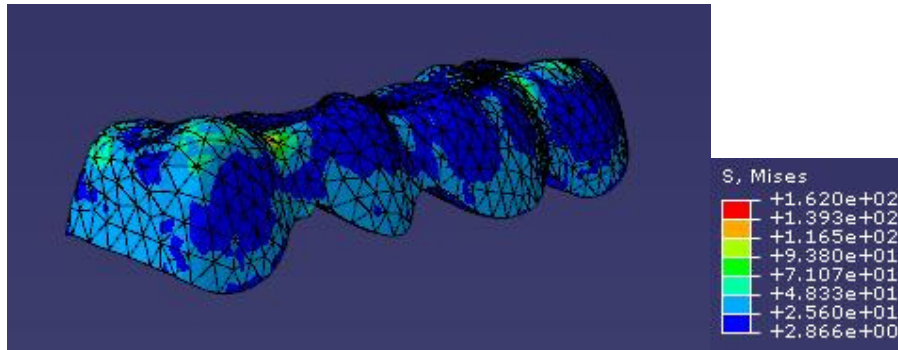


Şekil 9 Opak 5 kullanıldığında opak üzerinde kalan artık gerilmeler

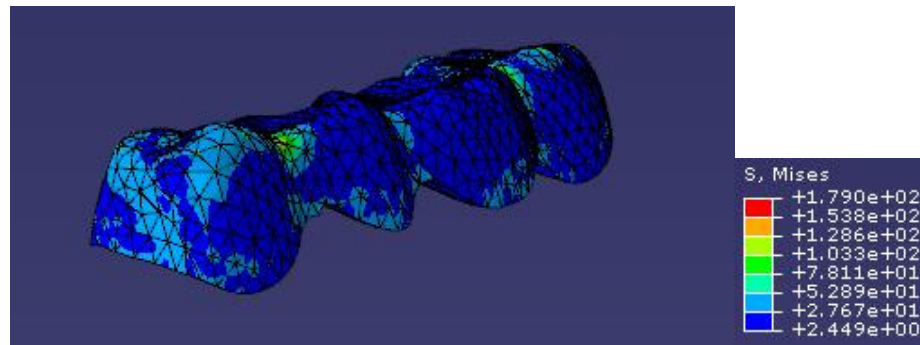


Şekil 10 Opak 6 kullanıldığında opak üzerinde kalan artık gerilmeler

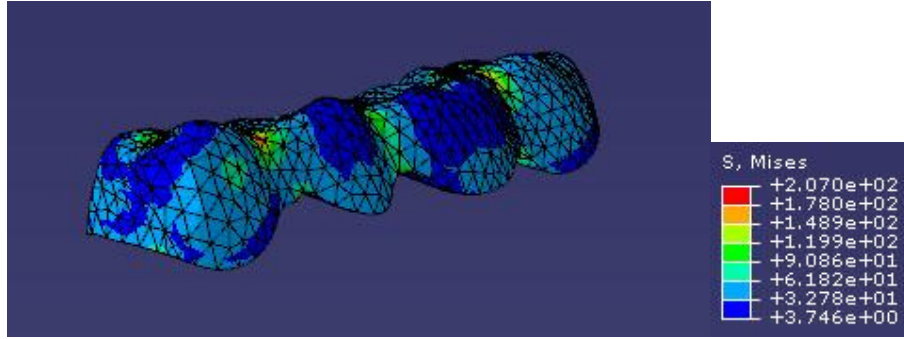
CoCr Üzerinde Oluşan Gerilmelerin Model Üzerindeki Dağılımı



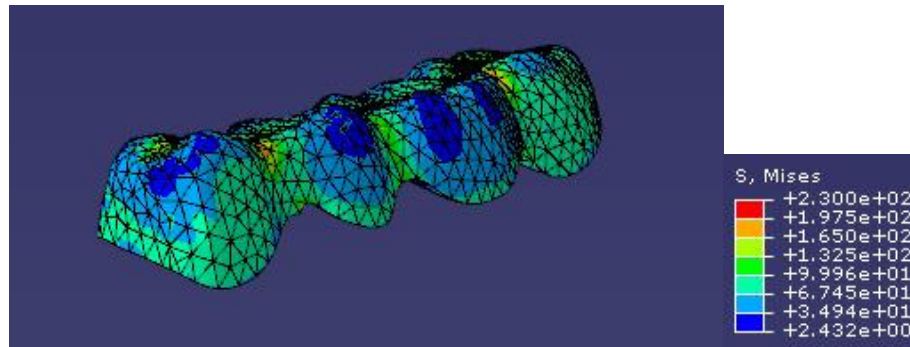
Şekil 11 Opak 2 kullanıldığında CoCr alt yapı üzerinde kalan V. Mises artık gerilmeleri



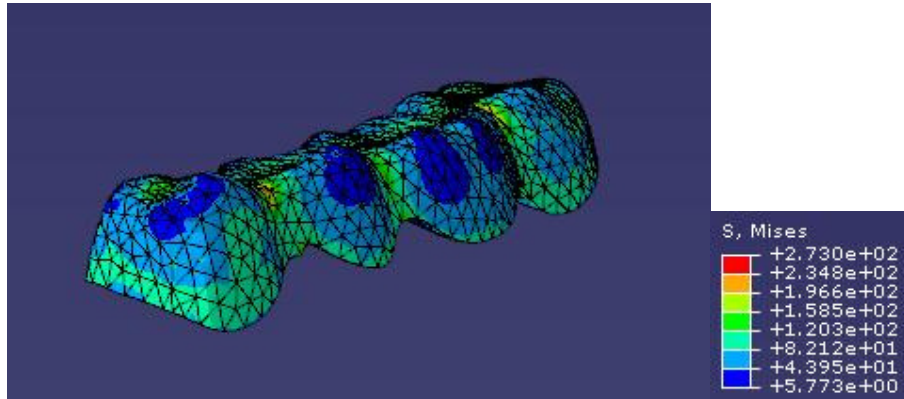
Şekil 12 Opak 3 kullanıldığında CoCr alt yapı üzerinde kalan V. Mises artık gerilmeleri



Şekil 13 Opak 4 kullanıldığında CoCr alt yapı üzerinde kalan V. Mises artık gerilmeleri



Şekil 14 Opak 5 kullanıldığında CoCr alt yapı üzerinde kalan V. Mises artık gerilmeleri



Şekil 15 Opak 6 kullanıldığında CoCr alt yapı üzerinde kalan V. Mises artık gerilmeleri