

TC
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



GALVANO KRONLARDA MARJİNAL ADAPTASYONUN VE
PORSELEN BAĞLANTISININ İN-VİTRO İNCELENMESİ VE Ni-
Cr ALAŞIMLARLA KARŞILAŞTIRILMASI

DOKTORA TEZİ

Dt Aycan Sönmez

Ankara / 2008

TC
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



GALVANO KRONLARDA MARJİNAL ADAPTASYONUN VE
PORSELEN BAĞLANTISININ İN-VİTRO İNCELENMESİ VE Ni-
Cr ALAŞIMLARLA KARŞILAŞTIRILMASI

DOKTORA TEZİ

Dt Aycan Sönmez

Danışman : Doç. Dr. Pervin İmirzalıoğlu

Ankara / 2008

Proje No : D-DA07/01

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Dalında Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:22/02/2008

“Galvano Kronlarda Marjinal Adaptasyonun ve Porselen Bağlantısının Invitro Olarak İncelenmesi ve Ni-Cr Alaşımlarda Karşılaştırılması”

TEZ DANIŞMANI: DOÇ.DR.PERVİN İMİRZALIOĞLU

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

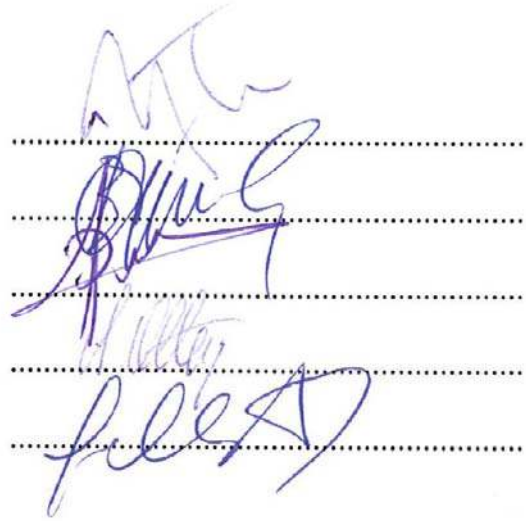
Prof.Dr. Nehir ÖZDEN

Prof.Dr.Bülent DAYANGAÇ

Doç.Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU

Doç.Dr.Tuğrul ALTAY

Doç.Dr.SelimERKUT



ONAY:Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 29./02./2008. tarih SABA /2008/ 024 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.


Prof.Dr.Rengin Erdal
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tüm çalışmam süresince benden her konuda desteğini esirgemeyen danışmanım Doç Dr. Pervin İmirzalıoğlu'na, mekanik deneylerimin yapımı sırasında gösterdiği tüm yardımlar için Yrd. Doç. Dr. Cenk Balçık ve makine teknikeri İsmail Karabacak'a, mikroskop incelemelerinde benden değerli vaktini ve yardımını esirgemeyen Prof. Dr. Rıza Gürbüz'e, örneklerin yapımı sırasındaki titiz çalışmaları için tüm Dentalas çalışanlarına, tüm yardımları için değerli arkadaşlarım Dr. Dt. Duygu Çınar ve Dt. Soykan Köklü'ye teşekkürü bir borç bilirim.

Aileme ve Dr.Dt. Cansuf Köse'ye ithaf olunur.

ÖZET

Protetik diş hekimliğinde, soy olmayan alaşımlar, iyi mekanik özellikler göstermesi ve düşük maliyete sahip olması sebebiyle metal destekli seramik restorasyonlarda en çok tercih edilen materyallerdir. Fakat dokularda alerjik reaksiyon oluşturabilmesi, döküm sonrası restorasyon kenarlarının kısa çıkması ve bazı durumlarda estetik kaygılar yaratması, farklı materyallerin ve sistemlerin arayışını doğurmaktadır. Elektro-kaplama sistemi, diş hekimliğinde yaklaşık otuz senedir uygulanmakta olmasına rağmen , ülkemizde henüz tam olarak tanınmamaktadır.

Elektro-kaplama sistemi, konvansiyonel metal seramik sistem ile karşılaştırıldığında , 24K altın yapının sağladığı bio-uyumluluk, hassas uyum, estetik görünüm, her tarafta eşit kalınlıkta ve pörözitesiz (0.2-0.4 mm) altyapı elde edebilme, basit prosedür ve altın alaşımlara kıyasla daha düşük maliyet gibi üstünlükler taşır.

Dental restorasyonların uzun dönem başarı sağlaması için hem mekanik özelliklerinin hem de kenar uyumlarının iyi olması gerekir. Bu sebeple çalışmada, altyapısı elektro-kaplama sistemiyle üretilen galvano-seramik kronlar ile konvansiyonel metal seramik alaşımların marjinal uyumları ve bağlantı dayançlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çalışma için üst kesilmiş santral dişi taklit eden 50 adet paslanmaz çelik day üretildi ve 25'er örnekle iki gruba ayrıldı. İlk olarak, porselen pişimi öncesi kopinglerden, porselen pişimi sonrası ise kronlardan dikey kenar uyumu ölçümleri yapıldı. Daha sonra mekanik test işlemine geçildi. Kuvvet, makaslama ve çekme stresi oluşturmak amacı ile örnek yüzeylerine 135°'lik açıyla , 0.5 mm/dak hızla uyguladı. Kırılma değerleri (Newton olarak) ve kuvvet grafiği kaydedildi. Kırık yüzeyleri SEM'de incelendi, yüzey element analizleri yapıldı. Bulgularda, galvano-seramik restorasyonların kenar uyumlarının Ni-Cr alaşımlı seramik restorasyonlardan çok daha iyi olduğu görüldü. Pişirme öncesi ve sonrası 'altın' grubu ile 'Ni-Cr' grubunun kenar açıklıkları sırayla $23.1 \pm 3.70 \mu\text{m}$, $27.6 \pm 7.52 \mu\text{m}$ ve $65.2 \pm 12.30 \mu\text{m}$, $72.5 \pm 13.77 \mu\text{m}$ olarak bulundu. Kenar

açıklıkları, Ni-Cr grubunda klinik olarak kabul edilebilir düzeyde, altın grubunda bu düzeyin çok daha altında olduğu gözlemlendi. Bağlantı testinde ise Ni-Cr grubunun, altın grubuna göre çok daha dayançlı olduğu görüldü (sırayla 950.8 ± 219.27 N, 555.1 ± 126.36 N). Konvansiyonel metal-seramik restorasyonlar, klinikte oluşan çiğneme kuvvet değerlerinin çok üstünde kırılırken, altın grubunun molar bölgede güçlü çiğneme kuvvetlerinin varlığında yeterli dayancı sağlayamayabileceği belirlendi.

Anahtar kelimeler : Galvano-seramik kronlar, marjinal adaptasyon, kırılma dayancı, porselen bağlantısı

ABSTRACT

Base metal alloys, with good mechanical performance and low price, have been used widely in prosthetic dentistry. The possible cause to allergic reactions, short margins and unsatisfied esthetic, generates searching for new system and materials.

Although electroforming techniques have been used in dentistry for more than 30 years , it is not well-known yet in our country. Electroforming system has some superiority in comparision with conventional metal system like high biocompatibility, precise fit, good aesthetics, uniform framework with no porosity, economic and simplified procedure. For long term success, dental prosthesis must have good mechanical properties and marginal fit. The purpose of this study was to evaluate marginal fit and bond strength of galvano-ceramic restorations and compare with conventional metal ceramic alloys.

A total of 50 steinless steel dies representing prepared upper central teeth were fabricated and divided into 2 groups of 25 samples. Primarily, the vertical marginal discrepancies of gold copings and Ni-Cr copings evaluated, secondly vertical marginal discrepancies of porcelain fused to metal alloys and gold copings evaluated. The results in turns of gold group were $23.1 \pm 3.70 \mu\text{m}$, $27.6 \pm 7.52 \mu\text{m}$ and of Ni-Cr group $65.2 \pm 12.30 \mu\text{m}$, $72.5 \pm 13.77 \mu\text{m}$. Results indicated that, galvano-ceramic restorations exhibited significantly less marginal discrepancies than the conventional metal ceramic restorations. In mechanical failure test, force was applied to surfaces of the restorations with 135° to the horizontal axis and a crosshead speed of 0.5 mm/min until failure had occurred.

The fracture values (in Newton) and stress diagrams were saved. The mean fracture resistance for Ni-Cr group was $950.8 \pm 219.27 \text{ N}$ and $555.1 \pm 126.36 \text{ N}$ for galvano ceramic group. Significant differences were found for the resistance comparisions of two groups. While, conventional metal ceramic restorations

resists to the stresses during masticatory forces, the use of galvano-ceramic restorations is limited where high masticatory forces occurred.

Key words: Galvanoceramic crowns, marginal adaptation, fracture strength, porcelain bonding.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR VE SİMGELER.....	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xvi
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1.1 Tarihçe	3
2.1.2 Diş Hekimliğinde Elektro-Kaplama Sisteminin Tarihçesi	4
2.2 METAL DESTEKLİ SERAMİK RESTORASYONLAR.....	5
2.2.1 Diş Hekimliğinde Seramiklerin Özellikleri	5
2.2.2 Sınıflama	6
2.2.3 Soy metal alaşımlar.....	7
2.2.3.1 Altın-platin-paladyum alaşımları	8
2.2.3.2 Altın-paladyum-gümüş alaşımları	8
2.2.3.3 Altın-paladyum alaşımları	9
2.2.3.4 Paladyum-gümüş alaşımları	9
2.2.3.5 Paladyum- Bakır alaşımları	9
2.2.4 Soy olmayan alaşımlar	10
2.2.4.1 Ni-Cr alaşımlar	10

2.2.4.2	Krom-Kobalt Alaşımları.....	10
2.3	Galvanik sistem	10
2.3.1	Elektro-kaplama Teknolojisi	10
2.3.2	Altının Depozisyonu	12
2.4	Uyum.....	13
2.4.1	Uyumu Etkileyen Faktörler	13
2.4.	Uyumsuzluğun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler	14
2.5	Bağlantı	17
2.5.1	Mekanik Bağlantı.....	17
2.5.2	Kimyasal Bağlantı.....	17
2.5.3	Moleküler Çekimle Bağlantı.....	18
2.5.4	Sıkışma Bağlantısı	18
2.6	Galvano-seramik kronlarda bağlantı.....	19
2.7	Metal-Porselen Sistemlerde Bağlantı Başarısızlığı.....	19
2.7.1	Başarısızlık Tipleri	19
2.7.2	Uygulanan in-vitro testler.....	20
3	GEREÇ YÖNTEM	22
3.1	Doğal Dişleri Temsil Eden Dayların Hazırlanması.....	22
3.2	Ni- Cr Koping Örneklerin Hazırlanması	24
3.3	Ni-Cr Örneklerin Porselenlerinin Hazırlanması.....	25
3.4	Galvano Kopinglerin Hazırlanması	27
3.5	Galvano Kopinglerin Porselenlerinin Hazırlanması	33
3.6	Test Örneklerinin Kenar Uyum Ölçümlerinin Yapılması	35
3.7	Test Örneklerinin Mekanik Dirençlerinin Ölçümü	36
3.8	İstatistiksel Analiz	39
4.	BULGULAR	40
4.1	Kenar uyumları ölçüm sonuçları	40
4.2	Bölgelere göre ölçümlerin analizi	42
4.3	Kırılma Direnci Ölçümlerinin Değerlendirilmesi.....	45
4.4	Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi	48

5. TARTIŞMA.....	53
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	62
7. KAYNAKLAR	63

SİMGELER VE KISALTMALAR

Al₂O₃	Alüminyum oksit	mm	Milimetre
°C	Derece Santigrat	µm	Mikrometre
dk	Dakika	Mpa	mega paskal
Gpa	Giga paskal	N	Newton
SEM	Taramalı elektron mikroskobu	sn	saniye

ŞEKİLLER

Şekil 2.1	Elektro-kaplama sisteminin prensibi (Hoop, 2001).....	11
Şekil 2.2.	Katota altının birikmesi (Hoffmann,2000).....	12
Şekil 2.3	Dikey ve yatay yöndeki ölçümlerin şematik görüntüsü (Sorensen 1990).....	15
Şekil 3.1.	Kesilmiş santral diş şeklinde üretilen paslanmaz çelik day...	22
Şekil 3.2	Çalışmada kullanılan metal daylar.....	23
Şekil 3.3 .	Metal day üzerinde açılan çentiğin görüntüsü.....	24
Şekil 3.4.	Ni-Cr alaşımlı koping.....	25
Şekil 3.5.	Ni-Cr alaşımlı seramik örnekler.....	26
Şekil 3.6.	Metal day, block-out ve alçı model resimleri.....	27
Şekil 3.7	Hazırlanan silikon kalıp ve içindeki alçı daylar.....	28
Şekil 3.8	Trimlenen alçı day (solda) ve gümüş vernikle kaplanan daya bakır telin uyumlanması.....	29
Şekil 3.9	Bakır telin izolasyonlu kısmının kaldırılması ve birleşme yerine vernik uygulanması.....	30
Şekil 3.10	Her diş için gerekli olan solüsyon miktarlarını şematize eden resim.....	30
Şekil.3.11	Örneklerin kaplama işleminden önce yüzey işlemleri tamamlanmış görüntüsü.....	31
Şekil 3.12.	Örneklerin, yükleme kafasına bağlandıktan sonraki (solda) ve banyodaki görüntüsü.....	32
Şekil 3.13	Elektro-kaplama işlemi.....	32
Şekil 3.14	İşlemden sonra elde edilen galvano kopingler.....	33
Şekil 3.15.	Kopinlere bağlayıcı ajan (solda) ve opak porseleni uygulandıktan sonraki görüntüler.....	34
Şekil 3.16 .	Galvano-seramik kronların glaze aşamasından sonraki görüntüsü.....	35
Şekil 3.17	Kronlarda kuvvetin uygulandığı noktanın ve uygulanan kuvvetin açısını gösteren resim.....	37
Şekil 3.18.	Yükleme cihazının ve test düzeneğinin görüntüsü	37

Şekil 3.19 Kuvvet açısının belirtildiği resim.....	38
Şekil 4.1 Gruplar arasında pişirme öncesi ve pişirme sonrası genel marjin adaptasyon düzeyleri	41
Şekil 4.2 Marjin adaptasyon düzeyinde meydana gelen değişimin gruplar arasında dağılımı.....	42
Şekil 4.3 Gruplar içerisinde bölgelere göre pişirme öncesi ve pişirme sonrası marjin adaptasyon düzeylerinin dağılımı	43
Şekil 4.4. Işık mikroskopunda galvano kopingin X50 büyütülmüş dijital görüntüsü.....	44
Şekil 4.5 Işık mikroskopunda Ni-Cr kopinginlerin X50 büyütülmüş dijital görüntüsü.....	44
Şekil 4.6 Işık mikroskopunda porselen kaplanmış örneklerin x50 büyütülmüş dijital görüntüsü.....	45
Şekil 4.7 Gruplar Arasında Kırılma Kuvveti Düzeylerinin Dağılımı.....	46
Sekil 4.8 Ni-Cr kırılma diyagramlarından örnekler.....	47
Şekil 4.9 Galvano-seramik örneklerin kırılma diyagramından örnekler..	47
Şekil 4.10 Yüklemeden sonra Ni- Cr örneklerde oluşan deformasyonların görüntüsü.....	48
Şekil 4.11 Ni-Cr (solda) ve galvano-seramik örneklerde (sağda) ayrılan yüzeylerin görüntüsü.....	49
Şekil.4.12. Yüklemeden sonra galvano-seramik örneklerde oluşan deformasyonların görüntüsü.....	49
Şekil 4.13 Altın yüzeyinin x1000 (solda) ve x 3500 büyütülmüş görüntüsü.....	50
Şekil 4.14 Altın yüzeyinden kopmayan porselenin (solda) ve altın yapıda oluşan çatlağın görüntüsü.....	50
Şekil 4.15 İç içe geçmiş seramik altın yapının SEM görüntüsü.....	51
Şekil 4.16 Kopan porselen parçadaki altın partüllerinin SEM görüntüsü.	51
Şekil 4.17 Metal, metal-oksit ve porselen yüzeylerinin kesitsel SEM görüntüsü	52

Şekil 4.18 Metal yüzeyinde oksit tabakasının (solda) , sağda porselen ile oksit tabakasının kesitsel SEM görüntüsü.....**52**

TABLÖLAR

Tablo 2.1.	Döküm altın alaşımların ADA tarafından sınıflandırılması.....	8
Tablo 2.2	ADA'nın kabul ettiği soy metal içerik sınıflaması.....	8
Tablo 4.1	Gruplar arasında pişirme öncesi ve pişirme sonrası genel marjin adaptasyon düzeyleri.....	40
Tablo 4.2	Marjin açıklık düzeyinde meydana gelen değişimin gruplar arasında dağılımı.....	41
Tablo 4.3	Gruplar içerisinde bölgelere göre pişirme öncesi ve pişirme sonrası marjin adaptasyon düzeylerinin dağılımı.....	43
Tablo 4.4	Gruplar arasında kırılma kuvveti düzeylerinin dağılımı.....	45

1.GİRİŞ

Kaybedilmiş dokuların fonksiyonlarını yeniden oluşturan restorasyonların başarısı, hem teknik özellikleri hem de diş ve diğer dokulara olan uyumu ile değerlendirilir. Estetik, periodontal ve alerjik sebepler göz önünde bulundurulduğunda tek krun restorasyonlarda tam seramik ve galvano-seramik restorasyonlar konvansiyonel metal seramik sistemlere iyi birer alternatif oluşturmaktadırlar .

Diş ve dişeti sağlığı ile değişik materyallerden yapılmış protetik restorasyonlar arasındaki ilişki, uzun yıllardan beri çeşitli araştırmalara konu olmuştur (1). Bu ilişkiyi belirleyen kriterler; kron materyalinin basamakla olan kenar uyumu, kron kenarından başlayan sızıntıların düzeyi, materyalin bio-uyumu, mekanik özellikleri ve korozyon direncidir. Kenar uyumu, sabit restorasyonlarda kritik önem taşır. Marjinal uyum bozuklukları, daha fazla plak birikimine, gingival olukta sıvı artışına ve kemik kaybına yol açar. Kron kenarlarındaki geniş açıklık ayrıca yapıştırıcı simanın çözünmesine ve sızıntı sonucu ağız sıvılarının diş dokularına temas etmesine neden olur. Artan sızıntı, pulpal problemlere, hipersensitiviteye, sekonder çürüklere hatta, problemlerin artması halinde restorasyonun yenilenmesine yol açabilir (2). Bu sebeple maksimum başarı ve uzun ömürlü sabit restorasyonların oluşabilmesi için diş ile kron kenarları arasındaki açıklık minimum olmalıdır.

Metal seramik restorasyonlarda, ülkemizde en sık kullanılan alaşım Ni-Cr' dur. Ni-Cr alaşımlar, yüksek sertlik, yüksek çekme dayancı, kolay manipulasyon ve düşük maliyettedirler (3). Bu alaşımlarda porselen bağlantısı yüzey üzerindeki oksit tabakasıyla ilişkilidir (4).

Galvanik sistemde ise altın alaşımıla porselen arasındaki bağlantı yüzeye uygulanan bağlayıcı ajanla sağlanır. Bu sistemde; galvanize altın yapı ile

seramik arasındaki bağlantı kuvvetlerini inceleyen araştırmaya, literatürde rastlanılmamıştır.

Metal-seramik bağlantı direncinin belirlenmesi için mekanik testler uygulanmaktadır. Bazı araştırmacılara göre metal porselen yüzeyindeki makaslama kuvvetini ölçmek için net bir yöntem yoktur. Melo ve ark.'ına (5) göre, Anusavice, metal-seramik bağlantı testinde iki ciddi problem oluştuğunu, bunların metal-seramik yüzeyinde salt makaslama kuvveti oluşmaması ve porselenin sınır noktalarındaki stres birikimi olduğunu bildirmiştir (5). Bu durumda ağız içi oluşacak kuvvetleri deneysel ortama yansıtarak metal-porselen bağlantısını incelemek, daha akılcı bir yaklaşım olacaktır.

Bu çalışmada; konvansiyonel metal-seramik restorasyonlarla galvano-seramik restorasyonların kenar uyumları ve porselen bağlantılarındaki kırılma dirençleri karşılaştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. 1.TARİHÇE

Yüzyıllar boyunca birçok kültürde dişler; sağlığın, gençliğin, güzelliğin ve asaletin simgesi olarak kabul edilmiştir. Dişlerin kayıpları, özellikle ön dişlerin eksikliği fiziksel ve fonksiyonel problemlerin yanı sıra toplumda psikolojik ve sosyal rahatsızlık oluşturur. Dental teknoloji; izleri MÖ 700'de Etruria ve MS ilk yüzyılda Roma İmparatorluğu'na kadar uzanmasına rağmen 18.yy'a kadar gelişme göstermemiştir.

Diş hekimliğinde kullanılan en eski materyallerden olan seramikler, protetik tedavide ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından kullanılmıştır.Yine Parisli bir diş hekimi olan Dubois de Chemant dental porselenin formülünü geliştirmiş ve ilk seramik dişler 1808 yılında İtalyan asıllı bir diş hekimi olan Fonzi tarafından Paris'te yapılmıştır. Fakat bu protezler, opasite ve kırılmalık nedeni ile başarılı olamamıştır (6).

Seramikler 19. yy sonlarında sabit restorasyonların yapımında kullanılmaya başlanmış ve Dr Charles Land Detrouite 1889 yılında porselen jaket kronların yapımı için patent almıştır. İlk veneer kron tanımı 1869'da W.N Morrison tarafından yapılmıştır. 1889'da C.H Land platin matrix üzerine porselen şekillendirmiş, 1900 yılından itibaren yüksek ısıda pişirilen porselenler ile veneer kronların yapımı rutin olarak kullanıma girmiştir. 1907'de William H. Taggart diş hekimliğinde ilk olarak döküm örneğin yapımında mumu kullanarak yeni bir döküm sistemi geliştirmiştir. Dikkate değer başka bir gelişme de 1950 yılında porselenin yapısına lösit ilavesiyle yaşanmıştır. Lösit, porselenin termal ekspansiyon katsayısını artırarak belirli altın alaşımlarına seramiğin füzyonunu sağlamıştır ve patent 1962'de Weinstein tarafından alınmıştır (7). Son otuzbeş yılda yapılan araştırmalarla; alaşımlarda, porselen-metal bağlantısında ve

porselenlerde gelişmeler kaydedilmiştir. 1963 yılında Mc Lean ve Hughes alüminöz seramikleri geliştirerek günümüzdeki tamamı seramik sistemlerinin temelini oluşturmuşlardır (6,8). Gelişmeler diğer birçok sistemin ortaya çıkması ile devam etmiştir.

2.1.2 Diş Hekimliğinde Elektro-Kaplama Sisteminin Tarihçesi

Elektro-kaplama teknolojisinin başlangıcı 1800'lü yıllara uzanır. 1935'de Damiano ve Viverihofi bu sistemle hassas, abrazyona dirençli daylar elde etmişler fakat 'banyo' adı verilen elektroliz işleminin gerçekleştirildiği solüsyonlarda, siyanür kullanmışlardır. Banyolarda, altın, bakır, cadmium, nikel ve gümüş kullanılması ile hassas altyapı elde edilebilmesine rağmen, eklenen bileşenlerin kimyasal yapısı, ısısal işlemin deformasyona sebep olması, ayrıca solüsyonların siyanür içeriği, dental kullanım için kontrendikasyon oluşturmaktaydı (9).

Armstrong ve Rogers adlı araştırmacılar, 1962 yılında elektroliz sistemini kullanarak 250 µm kalınlığında kopingler elde etmişlerdir. İlk seramik veneer kronlar 1979'da Rogers tarafından üretilmiştir (9,10,11). 1968 yılında Wiesmann, elektro-kaplamanın dental uygulamaları konusunda deneysel çalışmalar yapmaya başlamış ve 1971'de ABD'den gümüş içeren vernikle kaplı daylar kullanarak galvanik sistemle dental protez üretiminin patentini almıştır. Elektro-kaplama sisteminde gelişim süreci Wiesmann'ın Platamic R isimli sistem için patent başvurusu ile devam etmiştir. Bu yöntemin sağladığı avantaj, ilk defa siyanürsüz, toksik olmayan altın banyolarının kullanılmış olması, dezavantajları ise, sistem için gerekli ekipmanın maliyetinin yüksek olması ve seramik veneer uygulamasının; sadece lisanslı laboratuvarlar tarafından yapılmasıydı. 1989 yılında Wialand Edelmetall GmbH+Co firması, ilk elektro-kaplama ünitesi olan Auto-Galvano Crown(AGC) cihazı üretmişlerdir. Cihazda siyanürsüz altın banyolar kullanılıyordu . Ekipmanın çok daha az yer kaplaması küçük dental laboratuvarlarda bile kullanım alanı sunuyor, aynı zamanda daha iyi yapıllı depozitler elde edilebiliyordu. Teknolojideki ilerlemelerle, Hafner, Gramm Technik ve Austenal adlı firmalar, hem küçük tablalı hem de çok daha düşük

maliyetli olan yeni sistemleri piyasaya sürmüşlerdir (9).

2.2 METAL DESTEKLİ SERAMİK RESTORASYONLAR

2.2.1 Diş Hekimliğinde Seramiklerin Özellikleri

Seramik materyali; baskı kuvvetlerine karşı dirençli, makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı dirençsizdir. Porselen materyalini kuvvetlere karşı daha dayanıklı hale getirmek için alt yapısı, metal veya yüksek dayanıklı seramik ile desteklenmiştir (12). Metal alaşımlarda kullanılan porselenin içeriği cam ve çözülmemiş kalay oksit şeklindedir. Ayrıca %5-15 kristalin alümina içerir. İçeriğinde yüksek oranda bulunan sodyum bikarbonat ve potasyum hidrat, ısıl genleşmeyi arttırmakta ve metal altyapı ile uyum sağlamaktadır.

Metal alaşımlarla beraber kullanılan porselenlerin sahip olması gereken özellikler şunlardır;

- termal genleşme katsayısı metal alaşımdan daha az olmalı (12),
- metal alaşımla iyi bir bağlantı kurmalı (12),
- porselenin direnci yeterli düzeyde olmalı (12),
- belirli bir büzülme göstermeli (13),
- doğal dişlerle uyumlu estetiğe sahip olmalı, renk değiştirmemeli ,
- metal alaşımların ergime derecesinden daha düşük ısıda pişirilebilmelidir.(12,13)

Metal destekli seramik restorasyonlar; iyi klinik başarıya ve estetiğe sahip olmaları nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde çok çeşitli metal-seramik sistemleri geliştirilmiş ve uygulanmıştır. Metal-porselen kombinasyonunda porselenin yüksek ısıda pişirilmesi, kullanılan alaşımların daha yüksek ergime dereceli elementlerden seçilmesini gerektirir. Metal alaşımların mekanik özelliklerini artırmak ve porselenle uygun bir bağ oluşturmalarını sağlamak amacıyla alaşımlara modifiye edici elementler eklenir. Bunlar

genellikle indiyum, kalay, berilyum, krom, demir, nikel, molibden ve oksitlerdir (14).

Dental porselenle birlikte kullanılan metal alaşımlardan beklenen özellikler;

- 1.İyi dökülebilirlik özelliğine sahip olması,
- 2.Çiğneme basınçlarını karşılayacak dirençte olması,
- 4.Yüksek dirençte mekanik özellikler taşıması,
- 5.Ağız ortamında korozyona karşı dirençli ve biyolojik olarak uyumlu olması,
- 6.Porselenle kuvvetli bir bağ oluşturması,
- 7.Isısal genleşme katsayılarının porselenle uyumlu olması,
- 8.Ergime derecesinin porselenin fırınlama ısısından en az 150°C fazla olması,
- 9.Porselende renklenmeye neden olan metal ve oksitleri içermemesidir (12,15).

2.2.2 Sınıflama

Günümüzde metal-porselen restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları şu şekilde sınıflandırılmaktadır (13).

A) Soy Metal Alaşım Sistemleri

- 1) Yüksek altın alaşımları (Au-Pt-Pd ve Au-Pt-Ta)
- 2) Düşük altın alaşımları (Au-Pd-Ag ve Au-Pd)
- 3) Altın içermeyenler (Pd-Ag ve Pd-Cu)

B) Soy olmayan metal alaşımları (baz-metal alaşımları)

- 1) Ni-Cr
- 2) Ni-Cr-Be
- 3) Co-Cr

Metal seramik restorasyonlarda metal alt yapının elde edilmesinde en sık kullanılan yöntem döküm metodudur. Dökülen alaşımlardan en yaygın kullanım alanı olanlar ise altın ve Ni-Cr alaşımlarıdır (3).

2.2.3 Soy metal alaşımlar

Döküm amacıyla kullanılan ilk metal saf altındır. Diş hekimliğinde ilk modern altın alaşımlar tam metal kuron ve köprülerin yapımı amacıyla, Taggart tarafından 1907’de kayıp mum-döküm tekniğiyle elde edilmiştir (16). %70 yeşil altın içeren alaşımların aynı zamanda bakır içermesi, porselen veneer uygulamasında problemler oluşturmuştur. Dental porselenin termal genleşme katsayısı altın alaşımlardan çok daha düşük olduğundan ideal bağlanma sağlanamamış ve bu nedenle alaşımların genleşme katsayısı platin ve paladyum ilave edilerek porselene yakın bir hale getirilmeye çalışılmıştır. Altına paladyum ve platinum ilavesiyle daha dayançlı ve uzun köprüler elde edilebilmiştir. Alaşıma paladyum ilavesi alaşıma beyaz rengi ve yüksek erime dereceli porselenlerle uyumu, platinum ise dayancı sağlamıştır (17, 18).

Soy metaller, altın, platin, paladyum, rodyum, rutenyum, iridyum, osmiyum elementleridir. Soy metal alaşımlarda temel element altın veya paladyumdur. Ticari altın bazlı ve platin bazlı alaşımların geniş çeşitliliğini kategorize etmek için çok sayıda sınıflandırma sistemleri oluşturulmuştur. ADA’nın kabul ettiği tüm soy metal alaşımların içerik sınıflaması Tablo 2.1 ve Tablo 2.2’de gösterilmektedir.

Tablo 2.1 : Döküm altın alaşımların ADA tarafından sınıflandırılması

Tip I $\geq 83\%$ Au (inley)
Tip II $\geq 78\%$ Au (inley, onley, kuron)
Tip III $\geq 78\%$ Au (onlay, kuron)
Tip IV $\geq 75\%$ Au (kuron, köprü,hareketli bölümlü protez barı, kroşe)

Tablo 2.2. ADA'nın kabul ettiği soy metal içerik sınıflaması

ALAŞIM TİPİ	TOTAL SOY METAL İÇERİK
Yüksek soy metal	ağırlık olarak %90'a eşit veya %90'dan fazla
Orta soy metal	ağırlık olarak %70'e eşit veya %70 'den fazla fakat
%90'dan küçük	
Düşük soy metal	ağırlık olarak %70'den az
Temel alaşım	ağırlık olarak % 0

2.2.3.1 Altın-platin-paladyum alaşımları

İçeriklerinin yaklaşık %81-87 'i altın, %5-11 paladyum, %5-8'i platin, %5'ini mevcutsa gümüş oluşturmaktadır. Porselenle ısısal uyumluluğunun, bağlantısının iyi olması ve toksik olmaması avantaj, pahalı olmaları, elastik modüllerinin, çökme dirençleri ve ısıya bağlı esneme dirençlerinin düşük olması dezavantajlarıdır (18).

2.2.3.2 Altın-paladyum-gümüş alaşımları

İçeriklerinin %50 'sini altın, %30'unu paladyum, %12'sini gümüş, %8'ini indiyum ve kalay oluşturmaktadır (12). Korozyon dirençleri ve klinik çalışma özellikleri genel olarak iyi, ısıyla oluşan esnemeleri daha az, elastik modülleri daha yüksektir. Gümüş içeriğinin fazla olması ekonomik avantaj sağlarken, porselende renklenme oluşturabilmesi dezavantaj yaratır (18).

2.2.3.3 Altın-paladyum alaşımları

İçeriklerinin %45-50'sini altın, %37-45'ini paladyum, %13,5'ini kalay ve indiyum oluşturmaktadır. Gümüş içermediğinden porselende renklenme oluşturmazlar. Gerilme direnci ve sertliği, restorasyonlar için uygundur, elastik modülü, yüksek altın içeren alaşımlardan belirgin olarak fazladır. Yüksek maliyeti, bu alaşımların dezavantajıdır (18).

2.2.3.4 Paladyum-gümüş alaşımları

İçeriklerinin yaklaşık %53-61'ini paladyum, %28-40'ını gümüş oluşturmaktadır. İndiyum ve kalay, alaşımın sertliğini artırmak ve porselen bağlantısı için oksit tabakasının oluşumunu sağlamak için ilave edilir. Porselenle bağlantıları iyi, elastik modülleri yüksektir. Maliyetleri daha düşüktür fakat dökümleri zordur ve içeriğindeki gümüş nedeniyle renk değişikliği oluşabilmektedir (18).

2.2.3.5 Paladyum- Bakır alaşımları

Altın alaşımlara alternatif olarak geliştirilmiştir. Alaşımlar %74-80 paladyum, %9-15 gümüşten oluşmaktadır. civarında paladyum içermektedirler. Metal-porselen ara yüzeyinde kalın ve renk değişimine neden olabilecek oksit tabakasına izin vermesi, gaz absorpsiyonuna eğilimli olması, yüksek genleşme katsayılı porselenlerle kullanım gerekliliği bu alaşımların dezavantajlarıdır. Ancak gaz absorbe etmeleri ve uzun süreli klinik kullanımları hakkında yeterli bilginin olmaması alaşımların dezavantajlarıdır (18).

2.2.4 Soy Olmayan Alaşımlar

2.2.4.1 Ni-Cr Alaşımlar

İçeriğinde berilyum elementinin bulunup bulunmamasına bağlı olarak iki grupta incelenebilir. Ni-Cr alaşımların yapısında %68-80 nikel, %11.9-26.3 krom, % 0.1-14 demir, alüminyum, berilyum, molibden, manganez, tantalyum gibi elementler bulunmaktadır (19). Ni-Cr alaşımlar, yüksek elastik modülüne ve gerilme direncine sahiptir, ayrıca ekonomiktir (3). Sertlik derecesi, elastikiyet modülü, çekme dayanıklılığı gibi fiziksel özellikleri kıymetli metal alaşımlardan yüksektir. Ni-Cr alaşımların korozyon dirençleri kabul edilebilir düzeydedir. Dezavantajları; dökümden sonra marjinlerin kısa ve yuvarlak çıkabilmesi, dokuda alerjik reaksiyona sebebiyet verebilmesi, marjinal açıklık miktarlarının altın alaşımlar kadar düşük olmaması ve içeriğine bağlı kontrol edilemeyen oksit tabakası nedeniyle metal-porselen bağlantısında sorunlar oluşabilmesidir (12).

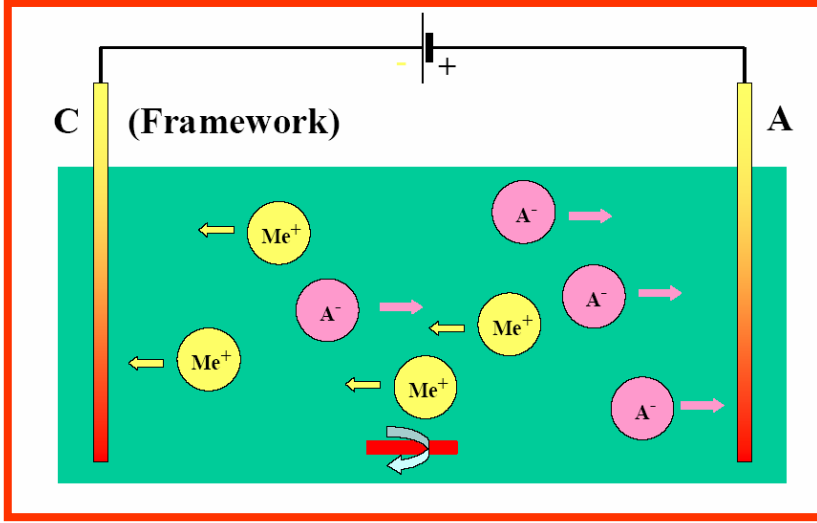
2.2.4.2 Krom-Kobalt Alaşımları

Yapısının %63-58'ini kobalt, %25-34'ünü krom, kalanını da molibden ve rutenyum oluşturmaktadır. Nikel-krom alaşımlardan biyolojik uyumlulukları daha üstündür, korozyona dirençlidirler. Ancak yapı olarak daha serttirler ve laboratuvar çalışmaları güçtür.

2.3 Galvanik sistem

2.3.1 Elektro-kaplama Teknolojisi

19 yy başlarından itibaren elektro-kaplama sistemi özellikle hassas materyal elde etmek amacıyla kullanılmaktadır. (10). Elektro-kaplama veya galvano-kaplama, genel kural olarak bir tabaka metalin elektrik enerjisi yardımıyla elektrot üzerinde birikmesi anlamına gelmektedir. Elektro-kaplama sisteminin ana prensibi Şekil 2.1'de gösterilmektedir.



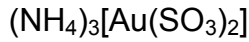
Şekil 2.1: Elektro-kaplama sisteminin prensibi (Hopp, Electroforming in Dentistry)

Oluşan metal tabakanın niteliği sistemin komponentlerine ve banyo adı verilen solüsyonların kimyasal kompozisyonuna bağlıdır (9). Yüksek biouyumluluk, ince ve eşit kalınlıkta ve pörözitesiz alt yapı, hassas uyum, pulpanın koruması, yapıştırma kolaylığı, estetik görünüm ve makul üretim maliyeti elektro-kaplama sisteminin en önemli özellikleridir (10,20,21). Elektro-kaplama ile elde edilen restorasyonların laboratuvar üretimi, komplike olmayan cihazlar gerektirir. Altın kopingler veya internal restorasyonların yüzeyleri 0.2 ile 0.4 mm kalınlığında, 150 Vickers sertliğinde ve %99.8 saf altından oluşmaktadır. Oluşan yapı homojendir, diğer kıymetli metal alaşımlarıyla kıyaslandığında yapısında pöröz oluşmaz içermez ve seramik bağlantısı için şüphe uyandıran oksit tabakasına ihtiyaç duyulmaz. Altın kopinglerin üzerine konvansiyonel tüm seramik materyalleri uygulanabilir ve konvansiyonel simanlarla yapıştırılabilirler (9) .

Galvano-seramik sistemde koping kalınlığı 0.2-0.4 mm civarında elde edilir (22). Bu da dıştan minimum miktarda dentinal sert doku kaldırılmasını sağlar. Böylece pulpa daha iyi korunurken porselen için de daha fazla kalınlık sağladığından, tam seramik sistemler kadar estetik sonuçlar elde edilebilir.

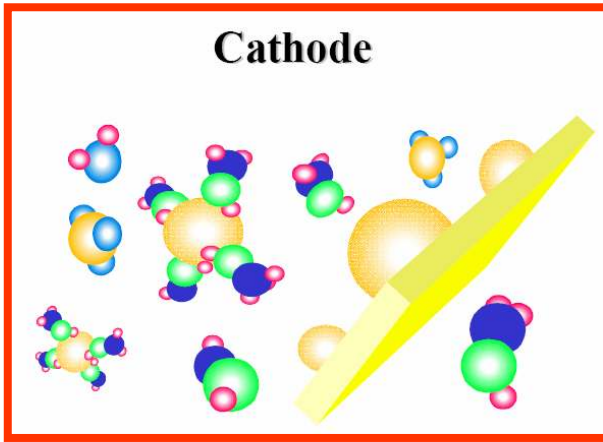
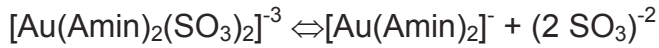
2.3.2 Altının Depozisyonu

Galvanik sistemde %99 saf altın kullanılmaktadır. Metal altyapı, döküm yöntemiyle değil day üzerine elektroliz yöntemiyle direkt olarak altın kaplanmasıyla elde edilir. Altın banyoları, altının depozisyonu için belirleyici öğedir. Banyolardaki altın, çözünmüş dörtlü amonyum kompleksinden oluşmaktadır. Amonyum-altın-sülfat bileşiminin kimyasal formülü aşağıdadır;



Dental teknoloji için kullanılan akıcı solüsyonda bileşim; katodik altın-amin bileşiğine ve sülfid anyonuna ayrışır. Altın-amin bileşiği katot yüzeyinde saf altın depozitini bırakırken, amin, banyoda indirgenme ürünü olarak kalır.

Elektrolitten katota altının birikimi Şekil 2.2’de gösterilmektedir. Reaksiyonun kimyasal formülü aşağıdaki şekildedir (23).



Şekil 2.2 : Katota altının birikmesi (Electroforming in Dentistry)

Elektrolit banyolarının limitli ömrü, reaksiyon sonucu oluşan bu indirgenme ürünlerinin miktarına bağlıdır. Belirli bir dereceye kadar banyoların ömrünü uzatmak için solüsyondaki altın konsantrasyonu artırılır. İndirgenme

reaksiyon ürünleri arttığında, altın depozisyonu için gereken koşullar olumsuz etkilendir ve sonuçta elde edilen birikimin yapısında hatalar meydana gelir. 1cm²'lik bir yüzeye altının elektro-depozisyonu, saniyede 28 ile 31 milyar altın atomunun çökmesiyle oluşur. Bu yüzey, yaklaşık bir premolar dişin restorasyonu için gerekli olan alana karşılık gelir. Fakat saf altın tabakanın bu hızlı oluşumu, ideal kristal örgü yapısının oluşumuna izin vermez. Altın depozisyon sürecinde sertlik, kristal örgü yapısında tabakalı gerinim oluşumuyla artırılır. Sürecin sonunda, 140 ile 160 Vickers sertliğinde altın depozisyonu elde edilir. Bu işlemin sonunda olağanüstü örgü yapısıyla biriken altın, seramik fırınında ısıyla re-kristalize olur (9). Kopingin 1 µm'den küçük tane boyutu re-kristalizasyon sonucu 50 µm'ye çıkar. Döküm altında pöröziteler oluşması kaçınılmazdır. Döküm altının granül boyutu çok daha büyük olduğundan (400 µm), elektro-kaplama altın ile döküm altın arasında yapısal farklılıklar bulunmaktadır (9,23).

Bu sistemin avantajları; diğer döküm alaşımlarla kıyaslandığında kolelerin mikron düzeyinde hassasiyetle kopyalanması, daha ince metal altyapı, daha estetik görünüm ve basit prosedüre sahip olmasıdır. Döküm altın restorasyonlardan daha düşük maliyettedirler. Sebebi döküm işlemi sırasında yaklaşık %40-50 civarında oluşan firelerin galvanik sistemde oluşmaması ve kopinlerin ince üretilmesidir (24).

2.4 Uyum

2.4.1 Uyumu Etkileyen Faktörler

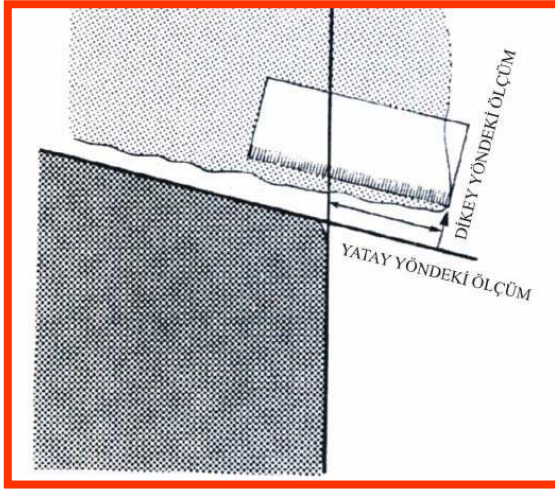
Dental restorasyonların ve restore edilen dişin uzun dönemde başarılı olabilmesi için iyi bir marjinal uyuma sahip olması çok önemlidir (7). Marjinal uyum, restorasyonun başarısını etkileyen önemli faktörlerden biridir. Fazla miktardaki açıklık dişte ve periodontal dokularda harabiyete sebebiyet verir. Plak retansiyonu ile periodontal dokularda marjinal enflamasyona ve dişeti çekilmesine neden olur. Yetersiz marjinal uyum, kron marjinlerinde çürük veya

sekonder çürüğe neden olur (7,25). Klinik olarak kabul edilen marjinal açıklık 40 ile 120 µm arasındadır (7). Bazı araştırmacılar, klinik olarak kabul edilebilen marjinal açıklığın çıplak gözle görülemeyen ve keskin aletlerle belirlenemeyen düzeyde olması gerektiğini bildirmişlerdir (26, 27)

İyi bir kenar uyumunun sağlandığı durumlarda bile diş ve restorasyon ara yüzeyinde her zaman siman ile kapatılan mikroskobik boşluklar oluşur. Restorasyonun modelasyonu, döküm aşamaları çok titizlik ile yapılsa dahi marjinlerde aralık oluşması kaçınılmazdır. Burada başarıyı etkileyen; oluşan açıklığın miktarıdır. 150 µm'den fazla oluşan açıklıklarda tükürüğün, simanın çözülmesine neden olduğu bulunmuştur (28). Simanın ağız sıvılarından etkilenip çözünmesi riskini en aza indirmek için restorasyonun marjinleri, prepare edilen dişe mümkün olduğunca hassas oturmalıdır. Marjinal adaptasyonu etkileyen faktörler, diş preperasyon şekli, alaşım tipi, döküm ve simantasyon prosedürü, porselen fırınlama aşamaları ve profesyonel etkenlerdir (1).

2.4.2 Uyumsuzluğun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler

Restorasyon uyumu veya marjinal uyum, döküm ile diş arasında önceden belirlenen noktalardan ölçülür. Döküm ile diş arasındaki ölçümler marjinlerin internal yüzeyindeki veya dökümün eksternal yüzeyindeki noktalardan yapılır. Klinik olarak önemli kabul edilen ölçümler marjinal aralık ölçümleri ve taşkın kenar ölçümleridir. Marjin aralığı; dökümün internal yüzeyinden marjindeki preperasyonun aksiyal duvarına kadar , taşkın kenar ise marjin aralığından döküm kenarına kadar olan mesafedir. Restorasyonun giriş yoluna paralel olarak ölçülen uyumsuzluğu "dikey kenar uyumsuzluğu", restorasyonun giriş yoluna dikey olarak ölçülen uyumsuzluğa "yatay kenar uyumsuzluğu" adı verilir. Şekil 2.3'de uyumsuzluk ölçümleri gösterilmiştir.(28).



Şekil 2.3 : Dikey ve yatay yöndeki ölçümlerin şematik görüntüsü (Sorensen 1990)

Marjinal uyum konusundaki değerlendirilmeler kalitatif veya kantitatif olabilir. Kalitatif metotlar; gözle inceleme, sondla kontrol ve radyolojik muayenedir, sonuçlar sayısal değerler veremez. Bu tür değerlendirmelerin doğrulukları insan gözünün algılayabildiği $60\ \mu\text{m}$ ile sınırlıdır (1). Radyolojik ve klinik olarak marjin açıklığının incelendiği bir çalışmada, $80\ \mu\text{m}$ 'dan daha az seviyedeki marjin açıklığının radyolojik olarak değerlendirilmesinin çok zor olduğu belirtilmiştir. Sond yardımıyla yapılan klinik incelemede ise bu oranın $200\ \mu\text{m}$ olduğu belirtilmiştir (28). Hassas ölçüm yapabilmek için kantitatif yöntemler kullanılmalıdır.

Sayısal değerler elde edebilmek için kullanılan yöntemler;

- Direkt yöntem
- Kesit alma
- Ölçü almadır.

Bu tip değerlendirmeler için en sık kullanılan alet, kuşkusuz mikroskoptur. Mikroskobun yüksek güçteki görüntü büyütme özelliği hassas ölçümler yapabilmeyi sağlar (1). Direkt yöntem, kolay ve hızlı bir metottur. Bu yöntemde, örneklerin zarar görmesine sebep olan kesit alma, simantasyon veya

rezin içine gömme gibi işlemler uygulanmaz, böylelikle üretim sırasında kronların farklı aşamalardaki ölçümleri yapılabilir. Fakat kronların tekrar tekrar diş örneği üzerine yerleştirilmesi aşınmalara yol açabilir ve ölçümler değişebilir. Diğer bir dezavantajı da taşkın kenar ölçümlerinin bu yöntemle yapılamamasıdır. Kesit alma yönteminde örnekler rezin içine gömülür. Bu metod zaman alıcıdır, ek basamaklar gerektirir ve örnekler deneyden sonra kullanılamaz hale gelir (29). Marjinal uyum ölçümlerinde en çok ışık mikroskobu veya taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope) kullanılır. Literatürde kenar açıklığı ölçümleri için ışık mikroskobu ve SEM kullanılan araştırmalar mevcuttur (30,31,32,33). Metal ve seramik malzemeler ışık mikroskobuyla rahatlıkla incelenebilir. Işık mikroskobu gözlemi, elektron mikroskobu gözlemine göre çok daha az hazırlığa ihtiyaç duyması açısından pratiktir. Kamera ile incelenen kenar bölgesi, birkaç yüz kat büyütülüp, bilgisayar ekranında özel bir analiz programıyla ölçülebilir (1). Taramalı elektron mikroskobundan renkli görüntü alınmaz, elde edilen görüntüler siyah beyazdır. Ayrıca inceleme yapmak için örnek yüzeylerinin belli işlemlerden geçmesi gerekir.

Marjin uyumu ölçümlerinin doğru ve hassas bir şekilde yapılabilmesi için şu kriterler sağlanmalıdır;

- restorasyonların servikal kenarları ve diş preparasyonun bitim hatları net olmalıdır ve aynı odak merkezinde pozisyonlanmalıdır,
- örnekler, x-y düzleminde aynı üç boyutlu pozisyonda yerleştirilebilmelidir,
- restorasyonların diş preparasyonuna yerleştirilmeleri için gereken kuvvet standart olmalıdır,
- ölçüm yapılacak noktalar örneklerde standart olmalı, iyi belirlenmeli ve hassas olmalıdır(1,26).

2.5 Bağlantı

Metal seramik bağlantı yüzeyinin özellikleri, restorasyonların fonksiyonel ve estetik başarısını etkilemektedir. Bağlantının oluşmasını sağlayan gerçek mekanizmalar tam olarak bilinmemektedir fakat porselen-metal ara yüzeyi arasındaki ilişkiyi açıklayabilen, kabul edilmiş teoriler vardır (13).

Metal-seramik bağlantı dayancını dört faktör belirler. Bunlar;

A-Mekanik Bağlantı

B-Kimyasal Bağlantı

C-Sıkıştırma Bağlantısı

D-Moleküler Çekimle Bağlantı(Van Der Waals) (34)

2.5.1 Mekanik Bağlantı

Mekanik tutuculuk, metal ve porselen arasında her iki yüzeyin temas ettiği bölgede, seramiğin metal yüzeyindeki pürüzleri doldurmasıyla oluşan kilitlenme şeklindeki bağlantıdır. Tutuculuk, metal veya metal oksit yüzeyinin, porselen tarafından iyi bir şekilde ıslatılmasına bağlı olarak, metal döküm yüzeyindeki pek çok mikroskobik düzensiz pürüzlülükler içine opak porselenin akması ile sağlanır. Mekanik bağlantı, metalin geometrisi ve yüzey düzensizliği ile ilgilidir. Al_2O_3 kumlama gibi yöntemler ile metal üzerinde yüzey alanı arttırılır, kompresyon altında metal ile porselen arasında mekanik kilitlenme sağlanır. Dental porselen, metale bağlanmak için pürüzlü yüzeylere ihtiyaç duymaz, iyi polisajlanmış yüzeylere de tutunabilir. Ancak yüzey pürüzlülüğü tutunma kuvvetini arttırır (13,34).

2.5.2 Kimyasal Bağlantı

Metal-porselen restorasyonlarında kuvvetli bir bağın oluşumundaki temel rolü kimyasal bağlantı üstlenir (35). Kimyasal bağlantı, seramiği oluşturan maddeler ile metal oksitler arasında reaksiyonla oluşan kimyasal adezyon olarak tanımlanabilir. Bu bağ, oksit tabakası aracılığı ile oluşur. Metal yüzeyi

üzerinde oluşan bu tabaka, metal ve porselen arasında, iki materyali birbirine bağlayan ara tabaka olarak görev yapmaktadır. Kıymetli metal alaşımlarında oksit tabakası kendiliğinden oluşmaz. Alaşımlara kalay, indiyum ve demir gibi metaller katılarak oksit tabakasının oluşumu sağlanır. Bu metaller, fırınlanma esnasında alaşım yüzeyine yayılarak, porselen ile kimyasal bağlantıyı sağlayan kalay-indiyum-demir oksitleri oluşturur. Ni-Cr ve Cr-Co gibi kıymetsiz alaşımlarda ise oksit tabakası kendiliğinden oluşmaktadır. Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasındaki oksitler ile porselen içindeki oksitler kimyasal olarak bağlanır. Alaşımın yüzeyinde oluşan oksit tabakasının opak seramik ile oluşturduğu metalik, kovalent ve iyonik bağlar, kimyasal bağlantıyı oluşturur.

2.5.3 Moleküler Çekimle Bağlantı (C-Van Der Waal'S Kuvvetleri)

Moleküler çekimle oluşan bağlantı, kimyasal bağlanma olmaksızın bir alan içinde birbirlerine yaklaşan iki atom arasındaki elektrostatik çekim kuvvetiyle oluşur. Metal yüzey porselen ile ne kadar iyi ıslanabilirse Van Der Waals kuvvetleri o kadar geçerlidir. Soy metal alaşımlarının ıslanabilirliği, soy olmayan metal alaşımlardan çok daha iyidir. Van der Waal's mekanizması; adezyon için oksit tabakasına bağlı değildir. Bu bağlantı; tüm bağlantının gücüne sadece minör bir katılım sağlar (13,34).

2.5.4 Sıkışma Bağlantısı

Dental porselenin metale sıkışma kuvvetleri ile tutunması metal yüzeyinin geometrisine, metal ile porselenin ısısal genleşme katsayıları arasındaki uyuma bağlıdır. Metalin ısısal genleşme katsayısı porselenden büyükse, soğuma sırasında metalin hızla büzülerek porselene sıkıştırıcı kuvvet uygulamasına neden olur. Soğuma sırasında metal orijinal boyutuna dönme çabasında iken metalin genleşmesi porseleninkinden biraz daha fazla seçildiğinden metal daha çabuk büzülür ve sonuçta metal gerilim, porselen ise baskı altında kalır ve sıkışma bağlantısı oluşur (13) .

2.6 Galvano-seramik kronlarda bağlantı

Galvanik sistemde, altın alt-yapı ile porselen arasındaki bağlantı mekanizması, döküm yöntemi ile elde edilen alaşımlardan farklıdır. Saf altında oksitlenme meydana gelmediği için bağlantı, yüzeye uygulanan bağlayıcı ajanla sağlanır (36). Bağlayıcı ajanın içeriğini, saf altın, seramik partiküller, ve %1'den az titanyum-dioksit(TiO_2), çinko-oksit (ZnO) oluşturur. Bağlayıcı ajanın içinde bulunan küçük çaplı partiküllerin fırınlama esnasında erimesi ve altın yapıya yayılım göstermesi ile oluşan boşluksuz bağlantı, porselen ile altın arasında mekanik kilitlenme yaratır (9, 23). Bu sistemde bağlantı dayancı ve özelliklerini inceleyen çalışmalara literatürde rastlanmamaktadır.

2.7 Metal-Porselen Sistemlerde Bağlantı Başarısızlığı

2.7.1 Başarısızlık Tipleri

Metal-seramik restorasyonlarda porselen, metal bir altyapıyla desteklenir. Metal ve porselen arasında sağlanan kimyasal uyumluluk, restorasyonların termal ve mekanik kuvvetlere direnç göstermesini sağlar (37). Fakat, metal ve porselen yapısındaki fiziksel ve kimyasal farklılıklar, her iki madde arasında uygun bağlantı oluşumunu güçleştirir. Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakası porselen-metal arasında bağlantı oluşması için uygun zemini hazırlar. Metal-oksit ve porselen bağlantısı güçlüdür fakat oksit tabakası ile metal arasında oluşan bağlantı kaybında veneer yapının ayrılması söz konusu olabilir. Alaşımda gereğinden fazla oksit tabakasının oluşumu da ya bağlantının oluşmamasına ya da metal oksit yüzeyinde kırıklara sebebiyet verir (3,38).

Metal-seramik restorasyonlarda görülen kırıklara çiğneme veya travma sırasında oluşan tekrarlayan gerilim ve gerimin stresleri etken olur (39).

1977'de O'Brien metal-seramik hatalarını kırık olan yüzeye göre 6'ya ayırmıştır (15).

- 1) Metal-porselen
- 2) Metal oksit-porselen
- 3) Metal-metal oksit
- 4) Metal oksit-metal oksit
- 5) Metal kohezyonu
- 6) Porselen kohezyonu

McLean'e göre porselen-metal kırığı; metal-porselen, metal oksit-porselen, metal-metal oksit, metal oksit-metal oksit şeklinde ise bu oksit tabakasının kalite ve miktarı ile ilişkilidir. Kırık metal kohezyonu şeklinde ise yalnız sabit protezlerdeki bağlantıyla ilgilidir. Eğer başarısızlık porselen içinde kohesif ise porselen ve metalin ideal bağlantısı var demektir (12).

2.7.2 Uygulanan in-vitro testler

Restorasyonların direncini zorlayan kuvvetler, devamlı kuvvetler, aralıklar ile etkiyen kuvvetler, gerilim, baskı ve makaslama kuvvetleri şeklindedir. Metal-porselen restorasyonların başarısında çok sayıda karmaşık faktörlerin etkili olmasının yanı sıra metal-porselen bağlantı direnci mekanik anlamda klinik başarıda belirleyici bir öneme sahiptir. Porselen-metal bağlantı direncini ölçen ideal bir test tasarımı için şu kriterler sağlanmalıdır ;

- 1) Örneklerin ve test metotlarının standardizasyonu sağlanmalıdır.
- 2) Metal-porselen ara yüzeyine uygulanan kuvvet uniform şekilde yayılım göstermeli ve eşit baskıyla yapılmalıdır.
- 3) Test düzeneği, porselen içinde düzensiz stres oluşturmamalı, ara yüz bağlantı bölgesi içinde adeziv metal-porselen hata oluşumunu teşvik etmelidir (40,41).

Test metotları, test örneklerinde olan esas streslere göre sınıflandırılmıştır. Tensile (gerilme), shear (makaslama), bending (eğme), torsion (torsiyon, burma), tensile-shear (gerilme-makaslama), test tasarımları kullanılmıştır (41). Seramikler için birçok direnç ölçüm test metotları kullanılır. Küresel çelik veya sivri uçlarla kompresyon testleri, eğme testleri örnek olarak verilebilir (42,43). Direnç ölçüm testlerinde kullanılan kırıcı uç şekilleri de çalışmalarda farklılık göstermektedir. Araştırmacılar test işleminde birçok farklı metot kullansalar da bu metotların tam olarak doğal diş, restorasyon ve ağız ortamı şartlarını yansıttığı söylenmez. Daha güvenilir test yöntemleri için arayışlar sürmektedir (43).

David Carrier ve ark. (44) İn-ceram'ın kırık davranışını incelemek için yaptıkları çalışmada üst anterior dişlerin metal replikasını kullanmışlar ve metal-seramik kron restorasyonlara yüklemeyi insizale yakın palatinal bölgeden uygulamışlardır. Yine, Ku ve ark. (42) kronların kırılma dayançlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, santral diş formunda metal daylar kullanmış ve yükleme 130° açı ile palatinalden yapılmıştır (42).

Att ve ark. (45) seramik dayancını ölçmek için yaptıkları deneylerde santral kesici diş kullanmışlar ve yüklemeyi klinik koşullara uygun olması amacıyla palatinalden uygulamışlardır.(45) Metal-seramik bağlantı testinde, metal-seramik bağlantı yüzeyinde salt makaslama veya çekme kuvvetinin oluşmaması ve porselenin sınır noktalarındaki stres birikimi problem oluşturabilir. Bu nedenle; metal-seramik bağlantı direncini yalnızca makaslama veya çekme testiyle sinamak yerine ağız içinde kurona gelecek kuvvetleri deneysel ortama yansıtarak metal-porselen bağlantısını incelemek, daha akılcı bir yaklaşım olacaktır (46). Metal-porselen bağlantı kuvvetinin tespiti için pek çok test yöntemi geliştirildiyse de (41, 40) kinik şartları tam olarak yansıtan, standardize edilmiş bir yöntem henüz mevcut değildir (47).

3 GEREÇ YÖNTEM

3.1 Doğal Dişleri Temsil Eden Dayların Hazırlanması

Doğal diş yerine kullanılacak metal modeller, paslanmaz çelik bloklardan tornalanarak boyut olarak maksiler 1. keser dişi taklit edecek şekilde üretildi (Elit Torna, Ostim, Ankara). Daylar; dişin uzun eksenine 120° açı yapan chamfer basamaklı ve toplam 6° yüzey eğim açılı, 2 mm insizalden, 1,5 mm tüm aksiyal yüzeylerden küçültülerek 7 mm yüksekliğinde kesilmiş diş formunda olacak şekilde hazırlandı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Kesilmiş santral diş şeklinde üretilen paslanmaz çelik day

Torna cihazında 25 adet nikel-krom alaşımlar için, 25 de galvanik kaplamalı restorasyonlar için toplam 50 adet paslanmaz çelik kesilmiş santral diş modeli elde edildi.



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan metal daylar

Tüm örneklerde; kenar açıklık ölçümlerinin hep aynı noktadan yapılabilmesi için 3 eksenli pantograf cihazında (Pg 400i i, Germany) metal daylara, 90^0 lik aralıklarla, basamakların başlangıç sınırına kadar çentikler açıldı (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 : Metal day üzerinde açılan çentiğin görüntüsü

3.2 Ni- Cr Koping Örneklerin Hazırlanması

Metal diş modellerinden elde edilen daylar üzerine, siman aralığı oluşturmak amacıyla basamakların 1 mm üzerinden iki tabaka day spacer uygulandı ve 0.3 mm kalınlığındaki mum, dişlerin kron bölümüne kaplandı, kumpas ile kalınlıkları kontrol edildi. 25 adet 0,3 mm kalınlığında elde edilen mum alt yapılar kıymetsiz metal alaşımdan (Böhler Welding, SZW 6050, Austria) (%61,5 nikel, %26 krom, %11 molibden, %1,5 silisyum) döküldü . Döküm sonrası revetman artıkları 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleri ile kumlanarak temizlendi. Eşit kalınlık sağlanabilmesi için tüm örnekler, hassas kumpasla (Digument; Germany) kontrol edildi.



Şekil 3.4. Ni-Cr alaşımlı koping

3.3 Ni-Cr Örneklerin Porselenlerinin Hazırlanması

Seramik uygulamalarında iki grup için de aynı marka porselen kullanıldı (Dentsply, Ceramco, USA). Metal alt yapılar üzerine, firmanın önerdiği oksit bağlayıcı ajanı uygulandı (650° - 980° , 5 dakika 40 saniye). Opak, tüm metal altyapılar üzerine iki aşamada uygulandı (10 dakika 37 saniye , 500° - 962° ısıda).

Dentin pişirme işlemleri 930°C 'de yapıldı. Dentin uygulaması sırasında tüm örneklerin eşit kalınlığa sahip olmaları için şeffaf akrilik kalıp kullanıldı. Glazür işlemi 900°C 'de vakumsuz olarak yapıldı.



Şekil 3.5. : Ni-Cr alaşımlı seramik örnekler

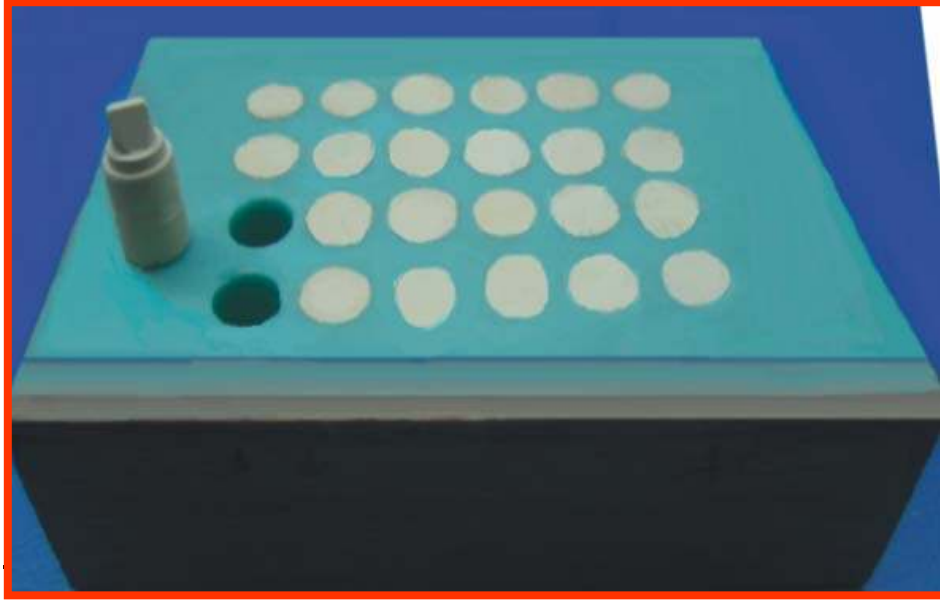
3.4 Galvano Kopinglerin Hazırlanması

Metal diş modellerinin gövde kısmına mum ile block-out yapıldı.



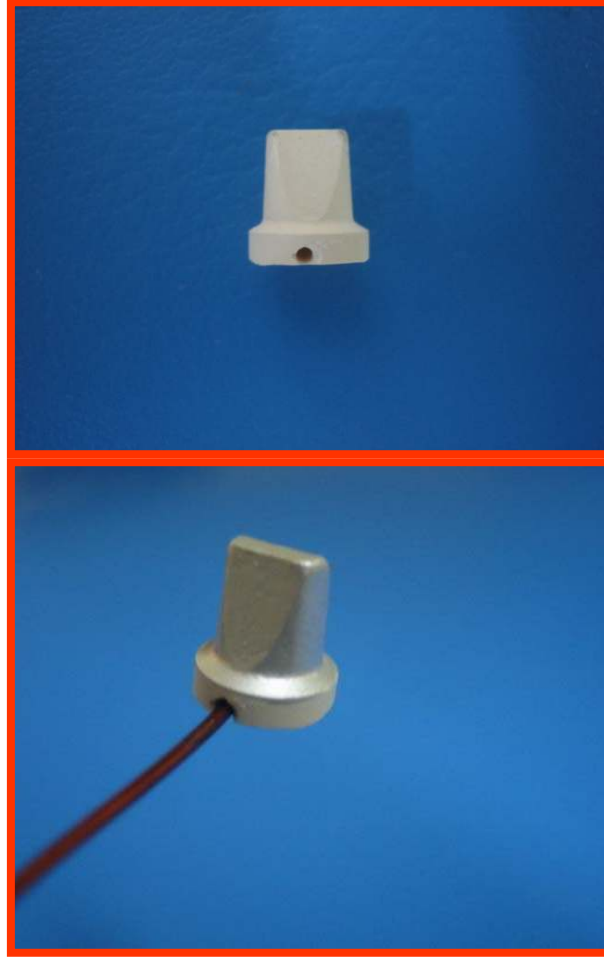
Şekil 3.6.: Metal day, block-out ve alçı model resimleri

Elde edilen daylar üzerine, siman aralığı oluşturmak amacı ile basamakların 1 mm üzerinden 25 μ m kalınlığında day spacer (Gramm's day spacer, Gramm's Technik, Germany) uygulandı. Dayların dublikasyonu için özel bir silikon kalıp hazırlandı. Silikon kalıptan örnekler çıkarıldı ve içine tip 4 alçı döküldü.



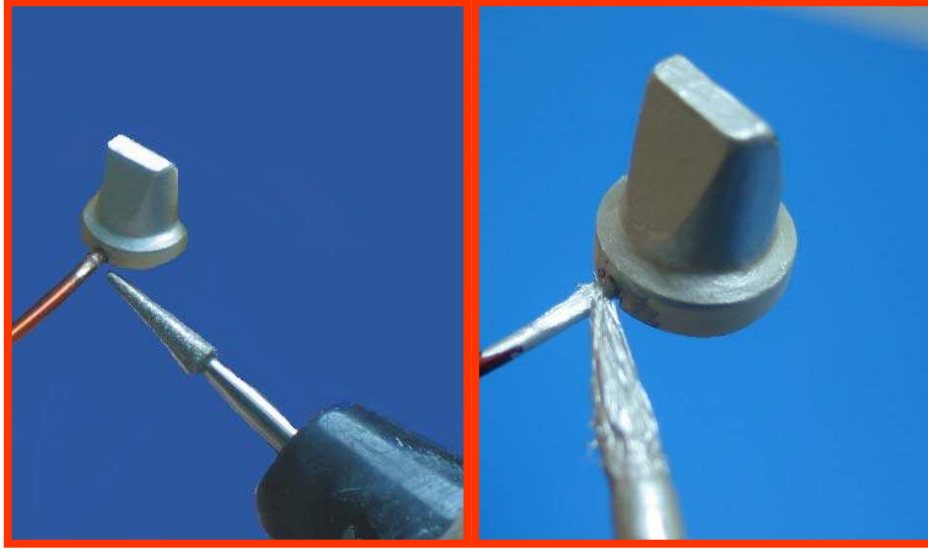
Şekil 3.7 : Hazırlanan silikon kalıp ve içindeki alçı daylar

Alçı sertleştikten sonra silikon kalıptan çıkartılan daylar, basamağın 3 mm altına kadar trimlendi. Hazırlanan daylarda, elektro-kaplama işleminde sistem ile ara bağlantıyı sağlayan bakır teller hazırlandı. Bitim hattının altına, bakır telin yerleştirilmesi için tek bir delik açıldı. Bakır tel, deliğe uyumlandı ve modelasyon mumu ile sabitlendi. Bakır tel ile kuron arasında elektrik temasının sağlanması için telin yaklaşık 2 mm'lik izolasyonlu kısmı frezle kaldırıldı.



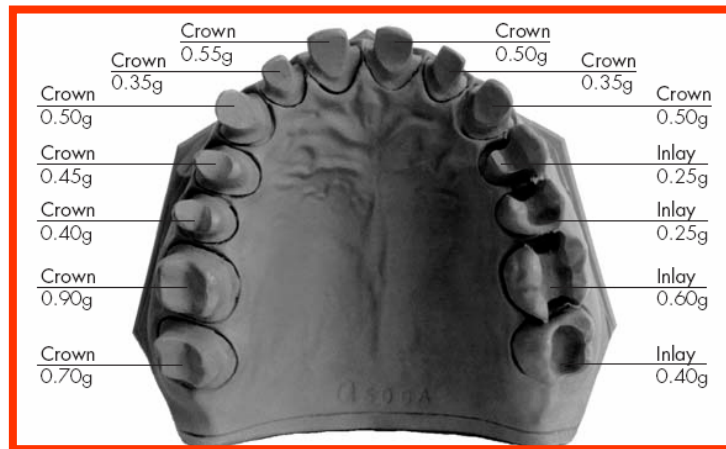
Şekil 3.8 : Trimlenen alçı day (üstte) ve gümüş vernikle kaplanan daya bakır telin uyumlanması (altta)

Yüzeyde elektro-kaplama işleminin oluşması için iletkenlik sağlayan gümüş vernik (Gramm's Silver Lacquer, Gramm's Technik Germany), bir fırça yardımı ile elektro-kaplama yapılacak yüzeye ve bakır telin birleşme yerine uygulandı, verniğin kuruması için 1 saat beklenildi.



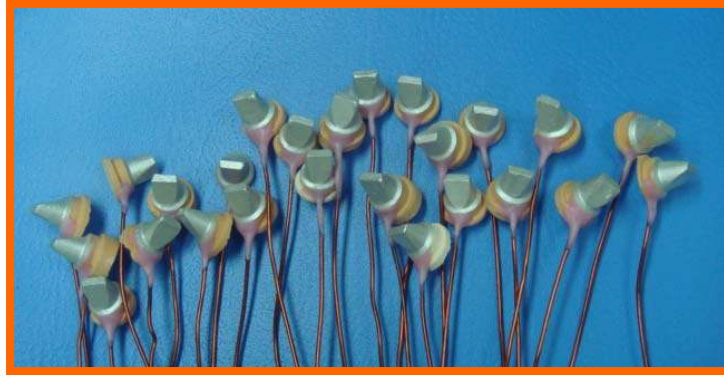
Şekil 3.9. Bakır telin izolasyonlu kısmının kaldırılması (solda) ve birleşme yerine vernik uygulanması (sağda)

Daylar üzerine uygulanan bu aşamalardan sonra elektro-kaplama işlemine geçildi. Önceden belirlenen toplam ağırlığa göre kullanılacak elektrolit solüsyonunun (Ecolyt, SG100) ve aktivatörün (Activator SG100) miktarı, cihaz tarafından otomatik olarak belirlendi. Sistemde, her diş için gerekli olan solüsyon miktarları aşağıdaki şekildedir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10 : Her diş için gerekli olan solüsyon miktarlarını şematize eden resim

Bakır tellere bağlı tüm örnekler, cihazın yükleme kafasında uygun konumda yerleştirildi. Örneklerin tümünün uygun pozisyonda olması sağlandı. Anot ile daylar arasındaki mesafenin 20 mm civarında olup olmadığı kontrol edildikten sonra oklüzal yüzeyler akımın ters yönünde (saat yönünün tersine) konumlandırıldı. Yükleme kafası solüsyona daldırıldı, 0.3 mm'lik koping kalınlığı seçilerek sistem çalıştırıldı ve elektro-kaplama işlemine başlandı. 6 saatlik süreç sonunda dayların elektro-kaplama işlemi tamamlandı, örnekler akar su altında yıkandı, bağlantı bölgelerinden kesildi. Kopinglerin daylarından ayrılabilmeleri için örnekler ultrasonik banyoda bekletildi. Kopingler daylardan ayrılarak ağırlıkları hassas terazide ölçüldü ve kumpasla kalınlıklar kontrol edildi.



şekil 3.11 : Örneklerin kaplama işleminden önce yüzey işlemleri tamamlanmış görüntüsü



Şekil 3.12 : Örneklerin, yükleme kafasına bağlandıktan sonraki (solda) ve banyodaki görüntüsü (sağda)



Şekil 3.13 : Elektro-kaplama işlemi



Şekil 3.14 : İşlemden sonra elde edilen galvano kopingler

3.5 Galvano Kopinglerin Porselenlerinin Hazırlanması

Kopingler 2 bar basınçla 50 μm 'lik aliminyum oksit partikülleriyle kumlandı. İki dakika süreyle alkolde bekletildi ve kuruması beklendi. Daha sonra porselen bağlayıcı ajanı (Gramm's Galvanobonder) firmanın talimatlarına göre karıştırıldı ve ince bir tabaka halinde koping yüzeylerine uygulandı, kuruması beklenildi. Tam kuruma sağlanması için porselen fırınında vakumsuz olarak önce 540°C'de 10 dakika, sonra 950 °C'de 17 dakika bekletildi.



Şekil 3.15 : Kopinlere bağlayıcı ajan (üstte) ve opak porseleni (alta) uygulandıktan sonraki görüntüler

Opak ve dentin uygulamaları için Ni-Cr örneklerle aynı tip porselen kullanıldı (ceremco II). Boyutlarda standardizasyonu sağlamak amacıyla şeffaf akrilik kalıp kullanıldı ve örnekler kumpasla kontrol edildi.



Şekil 3.16 : Galvano-seramik kronların glaze aşamasından sonraki görüntüsü

3.6 Test Örneklerinin Kenar Uyum Ölçümlerinin Yapılması

Ölçümler, her yüzde (labial, mesial, distal, lingual) metal daylar üzerinde açılan çentikler referans alınarak yapıldı. Ölçüm sırasında dayların hareketini engellemek için, kopingler az miktarda tek patlı geçici siman ile yapıştırıldı, restorasyon kenarlarına taşmamasına özen gösterildi. Her oluğun sağından ve solundan, kopinglerin bitim sınırı ile metal diş örneği üzerinde oluşturulmuş olan basamak arasındaki dikey mesafe ölçüldü. Ölçümler ışık mikroskobu ile yapıldı (Nikon SM2-2T, Japan). Ölçümlerin hep aynı mesafeden yapılabilmesi için dayların yerleştirileceği özel silikon kalıp hazırlandı. Kalıba yerleştirilen örneklerin, ışık mikroskobuna bağlı bir kamerayla (Nikon , Japan) x50 büyütmeyle dijital fotoğrafları alındı. Dijital fotoğraflar, daha sonra bilgisayar ortamına aktarıldı ve görüntü analiz programıyla (Corel Graphics Suite, Corel

Draw 11) kenar uyumu ölçümleri yapıldı. Kalibrasyon için 80 µm'lik tel kullanıldı. Ölçümler önce kopinglerden, sonra kopinglere porselen uygulandıktan sonra yapıldı. Her örnekten toplam 8'er ölçüm alındı.

3.7 Test Örneklerinin Mekanik Dirençlerinin Ölçümü

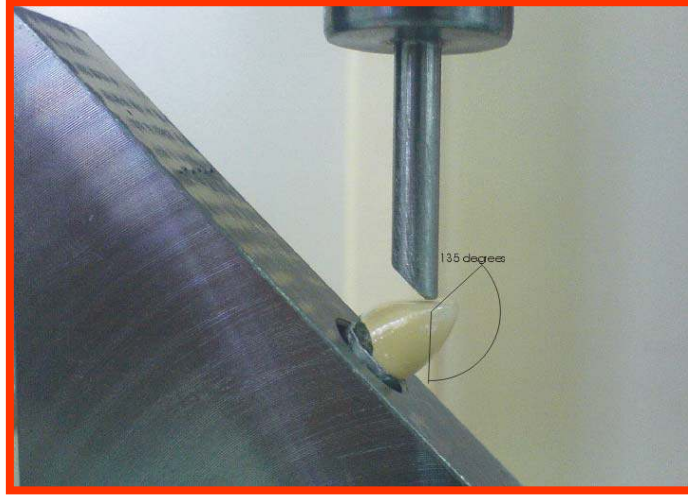
Örneklerin yerleştirileceği çeneler, mekanik test uygulamak için, kuvvet uygulayan cihaza (Instron 8874, Warwick, İngiltere) özel olarak üretildi. Tüm örneklerin yuvaya pasif oturması sağlanıp, çift taraflı vidalarla, oluşabilecek rotasyon hareketi elimine edildi. Kuvvet uygulayan kırıcı parçanın ucu, nokta değil de yüzey teması sağlaması amacı ile yuvarlaklaştırıldı ve deney sırasında parçada oluşacak deformasyonları engellemek için, kırıcı uca sertleştirici ısısal işlem uygulandı. Tüm örnekler daylara çinko fosfat simanla yapıştırıldı, yükleme çenesindeki yuvaya, olası rotasyonları engellemek amacıyla özel olarak üretilen vida yardımıyla sabitlendi.



Şekil 3.17 : Kronlarda kuvvetin uygulandığı noktanın ve uygulanan kuvvetin açısını gösteren resim



Şekil 3.18 : Yükleme cihazının ve test düzeneğinin görüntüsü



Şekil 3.19 : Kuvvet açısının belirtildiği resim

Kuvvet, makaslama ve çekme stresi oluşturmak amacı ile örnek yüzeylerine 135⁰'lik açıyla ,0.5 mm/dak hızla uyguladı. Örneklerde kırık oluşana kadar artan kuvvetle yükleme yapıldı. Kırılma kuvveti (Newton olarak) ve kuvvet grafiği kaydedildi. Daha sonra kırık yüzeyleri SEM'de (Orta Doğu Teknik Üniversitesi / Metalürji Mühendisliği) incelendi, yüzey element analizleri yapıldı.

3.8 İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS (Statistical Package for Social Science) 11.5 paket programında yapıldı. Ölçümle elde edilen verilerin dağılımının normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelendi. Tanımlayıcı istatistikler ortalama $\pm$ std.sapma (minimum - maksimum) şeklinde ifade edildi. Gruplar arasında ölçümle elde edilen özellikler yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olup olmadığı Mann Whitney U testiyle incelendi. Gruplar içerisinde tekrarlayan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olup olmadığı Friedman testi ile araştırıldı. Friedman test istatistiği sonucunun önemli bulunduğu durumlarda ise Friedman çoklu karşılaştırma testi kullanılarak farka neden olan ölçüm yerleri tespit edildi. $p<0.05$ için tüm sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1 Kenar uyumları ölçüm sonuçları

Porselen pişimi öncesi ve sonrası mikrometre (μm) cinsinden elde edilen ölçümlerin ortalama değerleri, gruplar için Tablo 1’de görülmektedir. Porselen pişimi öncesinde yapılan dikey yöndeki ölçümlerde, en düşük değeri galvano kopingler gösterdi ($23.1 \mu\text{m} \pm 3.70$) . Ni-Cr kopinglerde yapılan dikey yöndeki ölçümlerde ortalama değer $65.2 \mu\text{m} \pm 12.30$ olarak belirlendi. Yapılan istatistiksel inceleme sonucu iki grup arasındaki farkın, anlamlı olduğu bulundu ($p < 0.001$) (Tablo 4.1).

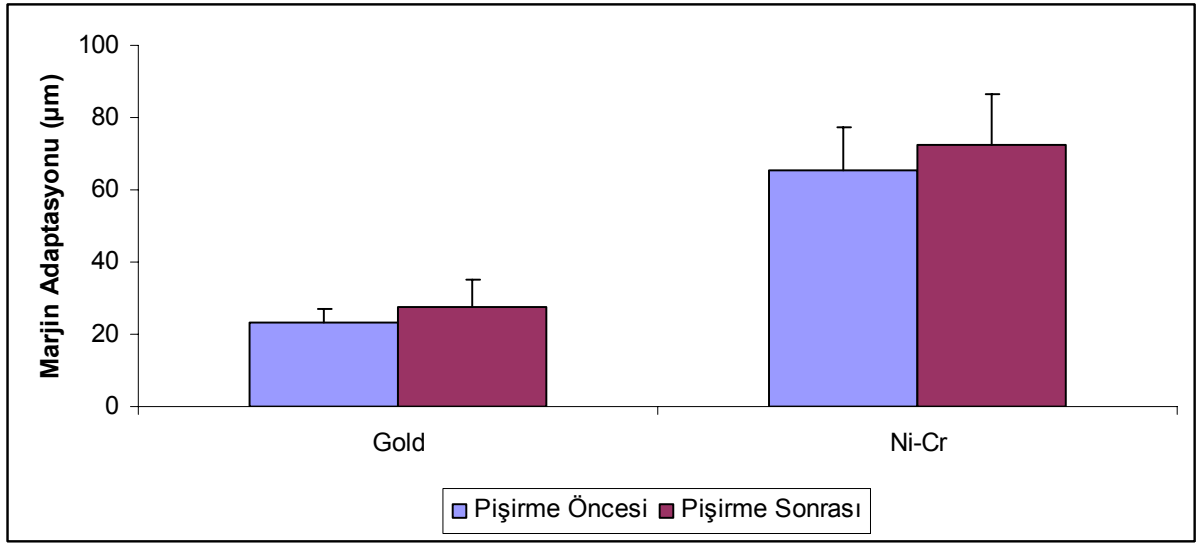
Porselen pişimi sonrasında, hem galvano hem de Ni-Cr grubundaki marjinal açıklık miktarlarında , pişirme öncesine göre artış gözlemlendi ve bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.01$) (Tablo 4.1). Porselen pişimi sonrasında oluşan marjinal açıklık farkının Ni-Cr alaşımlarda daha fazla olduğu gözlemlendi (Tablo 4.2).

Galvano		Ni-Cr	
Piştirme Öncesi	Piştirme Sonrası	Piştirme Öncesi	Piştirme Sonrası
23.1 ± 3.70	$27.6 \pm 7.51^{\ddagger}$	$65.2 \pm 12.30^{\dagger}$	$72.5 \pm 13.77^{\dagger, \ddagger}$
(17.9 – 33.6)	(18.5 – 54.5)	(43.5 – 98.1)	(51.8 – 105.2)

Tablo 4.1 : Gruplar Arasında Piştirme Öncesi ve Piştirme Sonrası Genel Marjin Adaptasyon Düzeyleri

$\dagger$ Galvano grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$).

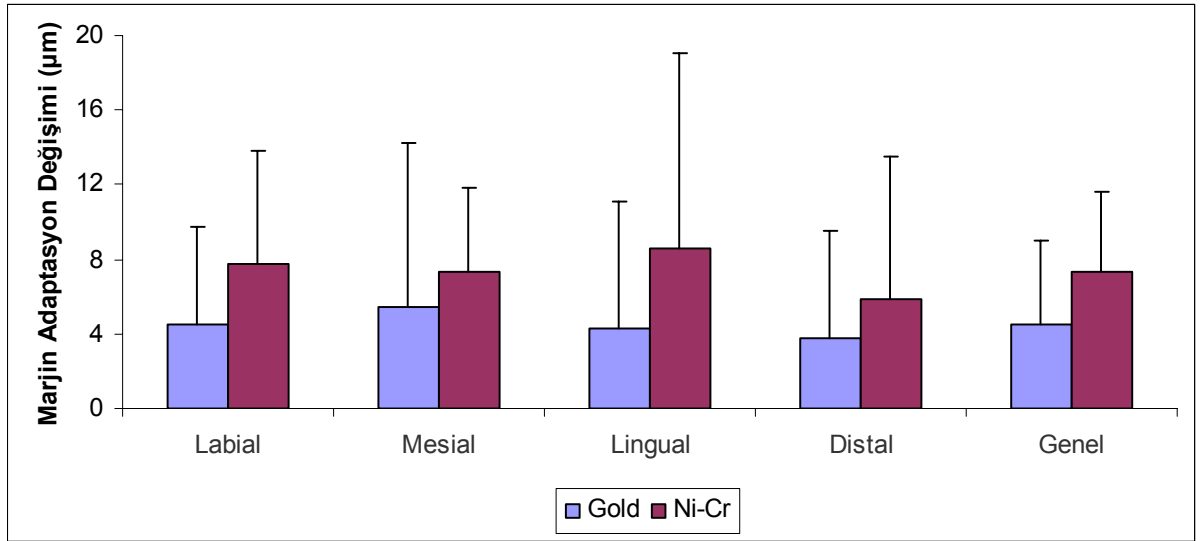
$\ddagger$ Piştirme öncesi ile piştirme sonrası arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$).



Şekil 4.1 : Gruplar Arasında Pişirme Öncesi ve Pişirme Sonrası Genel Marjin Adaptasyon Düzeyleri

	Galvano	Ni-Cr	p
Labial	4.5±5.23 (-0.1 ; 17.5)	7.7±6.10 (-15.5 ; 19.8)	0.003
Mesial	5.4±8.86 (-0.2 ; 40.0)	7.3±4.47 (-3.0 ; 18.9)	0.005
Lingual	4.3±6.82 (0.1 ; 30.5)	8.5±10.55 (-15.0 ; 37.3)	0.010
Distal	3.7±5.84 (-6.7 ; 20.6)	5.9±7.68 (-17.1 ; 20.7)	0.007
Genel	4.5±4.58 (0.6 ; 20.9)	7.3±4.38 (-5.4 ; 17.5)	0.004

Tablo 4.2 : Marjin Açıklık Düzeyinde Meydana Gelen Değişimin Gruplar Arasında Dağılımı



Şekil 4.2 : Marjin Adaptasyon Düzeyinde Meydana Gelen Değişimin Gruplar Arasında Dağılımı

4.2 Bölgelere göre ölçümlerin analizi

Porselen pişimi öncesinde, galvano grubunda bölgeler arası (labial, mesial, lingual, distal) marjinal uyum ölçümleri arasında anlamlı fark bulunamadı ($p=0,231$).

Porselen pişimi öncesinde Ni-Cr grubunda ise en az bir bölgeden elde edilen ölçümün anlamlı farka neden olduğu görüldü ($p= 0,012$). Söz konusu anlamlı farka neden olan bölgenin, labial bölge olduğu gözlemlendi. Labial bölgeden elde edilen ölçümlerin diğer üç bölgeden elde edilen ölçümlere göre daha düşük değere sahip olduğu saptandı.

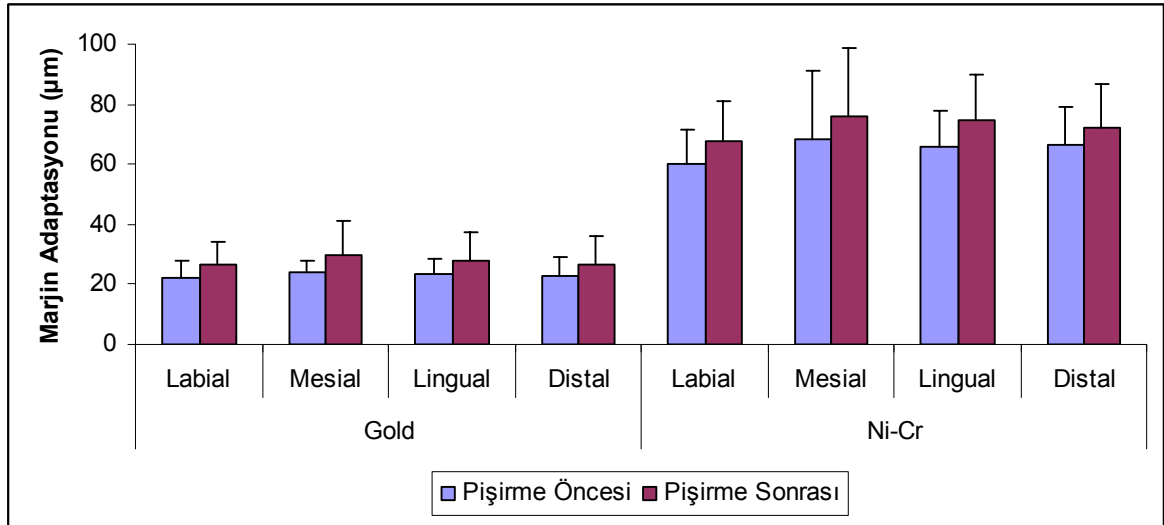
Porselen pişimi sonrası hem galvano ($p = 0,110$) hem de Ni-Cr ($p = 0,052$) gruplarında, bölgeler arası marjinal açıklık miktarlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı (Tablo 4.3).

	Labial		Mesial		Lingual		Distal	
	Piştirme Öncesi	Piştirme Sonrası	Piştirme Öncesi	Piştirme Sonrası	Piştirme Öncesi	Piştirme Sonrası	Piştirme Öncesi	Piştirme Sonrası
Galv	21.9±5.72 (10.9 – 36.0)	26.4±7.83 [†] (15.0 – 44.5)	24.3±3.75 (18.1 – 34.0)	29.7±11.36 [†] (18.7 – 74.0)	23.4±5.05 (13.6 – 36.5)	27.7±9.41 [‡] (13.6 – 60.0)	22.9±6.01 (15.8 – 37.5)	26.6±9.46 [‡] (18.1 – 47.1)
Ni - Cr	60.2±10.95 (42.7 – 83.2)	68.0±12.88 [‡] (46.0 – 103.1)	68.5±22.86 [†] (30.6 – 151.5)	75.9±23.13 [‡] (38.5 – 159.5)	65.8±11.83 [†] (48.0 – 89.5)	74.4±15.75 [‡] (51.2 – 103.8)	66.4±13.02 [†] (42.0 – 90.5)	72.2±14.66 [‡] (44.9 – 100.7)

Tablo 4.3 : Gruplar İçerisinde Bölgelere Göre Piştirme Öncesi ve Piştirme Sonrası Marjin Adaptasyon Düzeylerinin Dağılımı

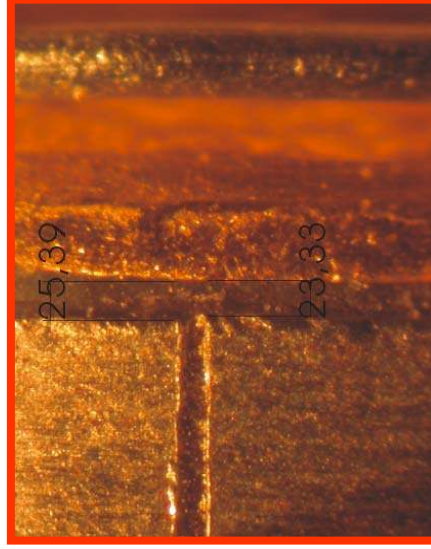
† Labial ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0.05).

‡ Piştirme öncesi ile piştirme sonrası arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (p<0.01).

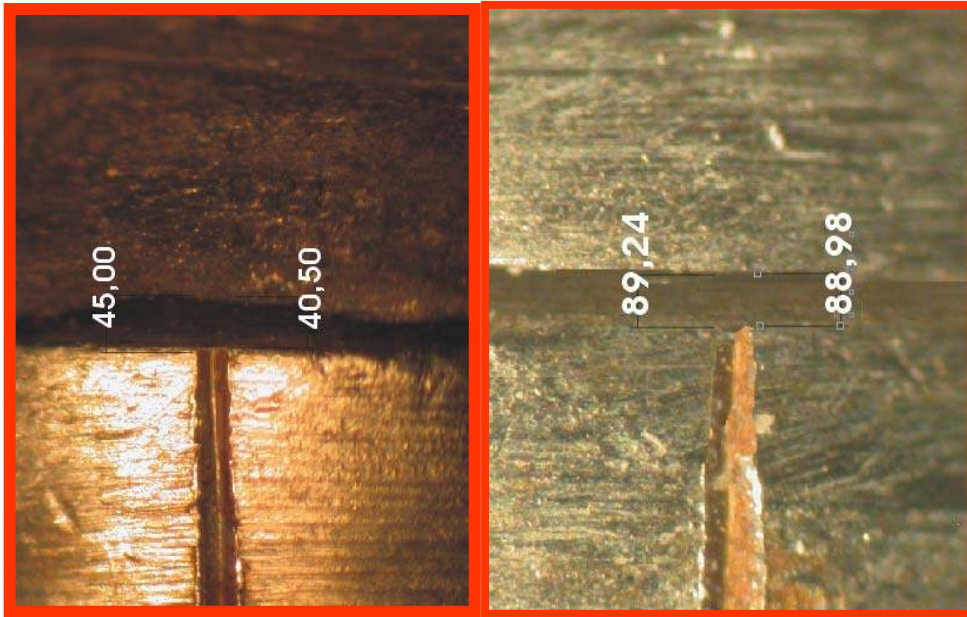


Şekil 4.3 : Gruplar İçerisinde Bölgelere Göre Piştirme Öncesi ve Piştirme Sonrası Marjin Adaptasyon Düzeylerinin Dağılımı

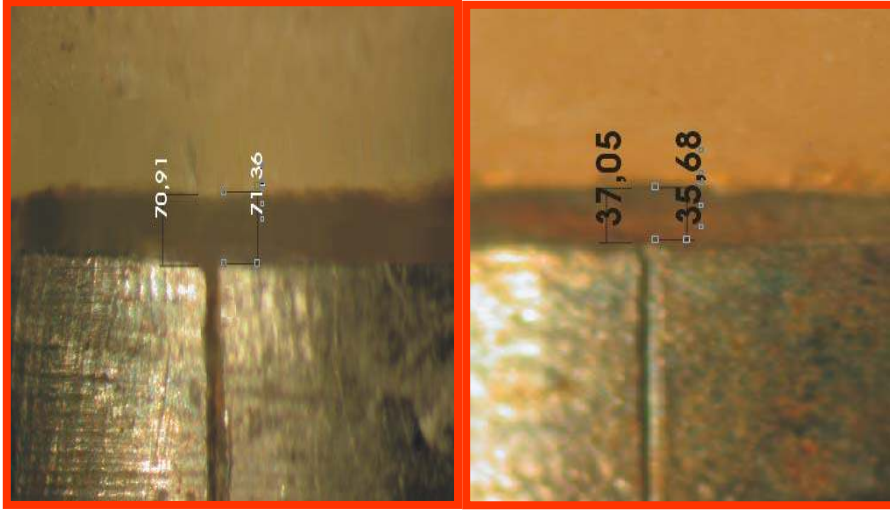
Örneklerin Ölçüm Görüntüleri



Şekil 4.4 : Işık mikroskopunda galvano kopingin X50 büyütülmüş dijital görüntüsü



Şekil 4.5 : Işık mikroskopunda Ni-Cr kopinginlerin X50 büyütülmüş dijital görüntüsü



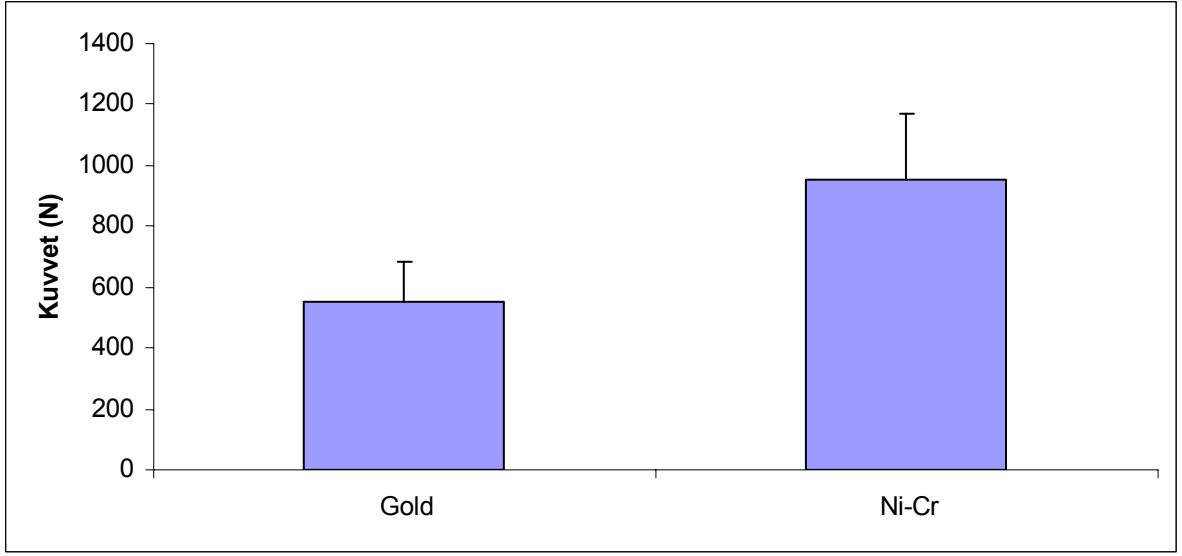
Şekil 4.6 : Işık mikroskopunda porselen kaplanmış örneklerin x 50 büyütülmüş dijital görüntüsü

4.3 Kırılma Direnci Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Galvano-seramik ve Ni-Cr alaşımlı porselenlerin arasındaki kırılma kuvveti düzeylerinin dağılım bulguları Tablo 4.4'te verilmiştir. Her iki grup da benzer kırılma grafikleri çizmiştir (Şekil 4.8, Şekil 4.9).

Tablo 4.4 : Gruplar Arasında Kırılma Kuvveti Düzeylerinin Dağılımı

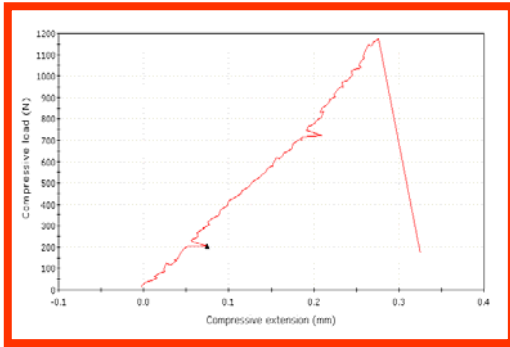
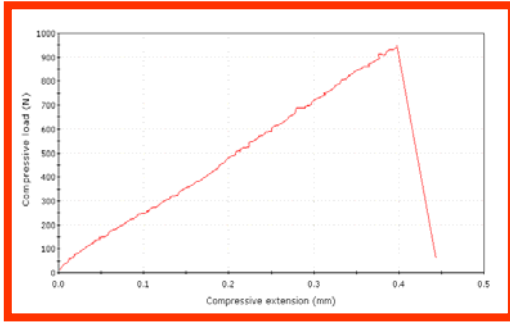
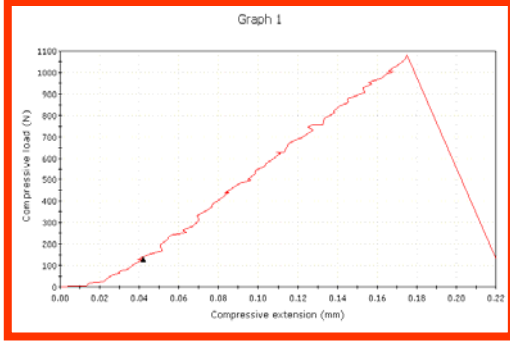
	Galvano	Ni-Cr	p
Kuvvet (N)	555.1±126.36 (304.0 – 760.0)	950.8±219.27 (504.0 – 1454.0)	<0.001



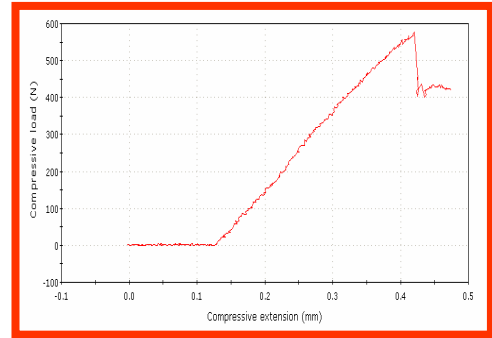
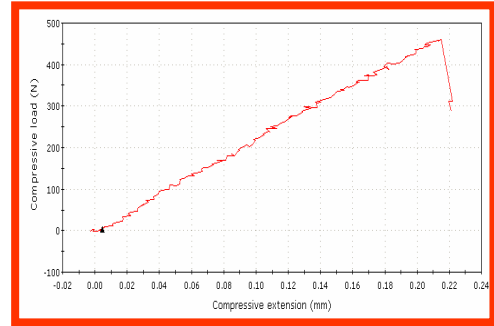
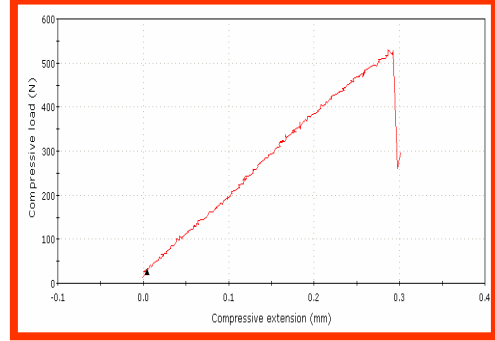
Şekil 4.7 : Gruplar Arasında Kırılma Kuvveti Düzeylerinin Dağılımı

Seramik örneklerin direnç sonuçlarını değerlendirdiğimizde en yüksek sonuçlar Ni-Cr alaşımlı porselen örneklerden elde edildi (950.0 ± 219.27 N). Galvano-seramik restorasyonlar, uygulanan kuvvete ortalama 555.1 ± 126.36 N direnç gösterdiler. İki grup arasındaki kırılma dirençleri arasındaki fark incelendiğinde, sonuç istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.001$).

Şekil 4.8: Ni-Cr kırılma diyagramlarından örnekler kırılma



Şekil 4.9: Galvano-seramik örneklerin kırılma diyagramından örnekler



4.4 Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Test bitiminde örnekler incelendiğinde, iki grup arasında farklı kırık şekillerinin ve hatlarının oluştuğu görüldü (Şekil 4.11) . Galvano-seramik restorasyonlarda, tüm örneklerde altın altyapıda deformasyon ve çatlak oluştu (Şekil 4.12, Şekil 4.14). 20 örnekte kuvvetin uygulandığı noktadan restorasyonun bitim hattına kadar, porselen ile altın alt-yapı arasında ayrılma görüldü fakat porselen yüzeyden kopmadı . Beş örnekte, galvanize altın yüzey ile seramik arasında kopma oluştu . Kopan yüzeylerde SEM incelemesi ile iç içe geçmiş seramik ve altın partikülleri görüldü (Şekil 4.15).

Ni-Cr örneklerin tümünde adeziv kırık oluşurken (Şekil 4.10), porselen, oksit tabakasıyla beraber alaşımın yüzeyinden ayrıldı. SEM’de yapılan inceleme sonucu bağlantı başarısızlığının, örneklerin tümünde oksit tabakası ile Ni- Cr alaşım arasında oluştuğu görüldü (Şekil 4.17, Şekil 4.18) .



Şekil 4.10 : Yüklemeden sonra Ni- Cr örneklerde oluşan deformasyonların görüntüsü



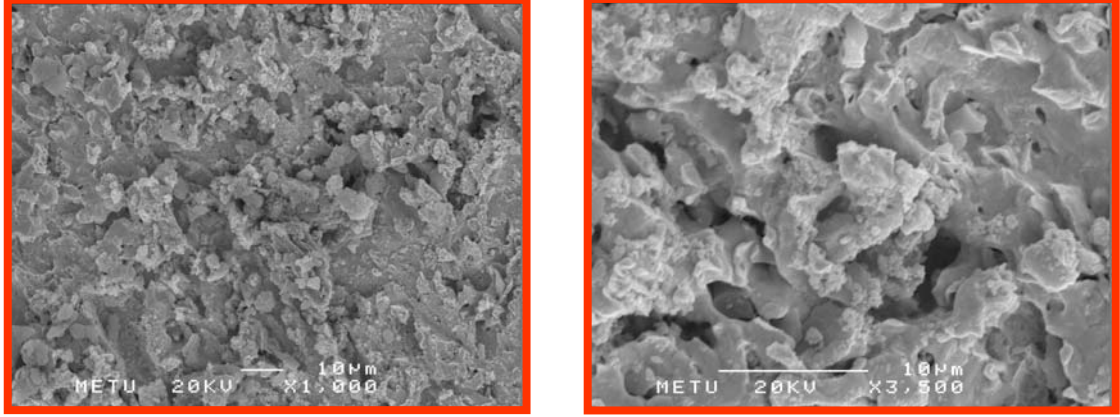
Şekil 4.11 : Ni-Cr (solda) ve Galvano-seramik örneklerde (sağda) ayrılan yüzeylerin görüntüsü



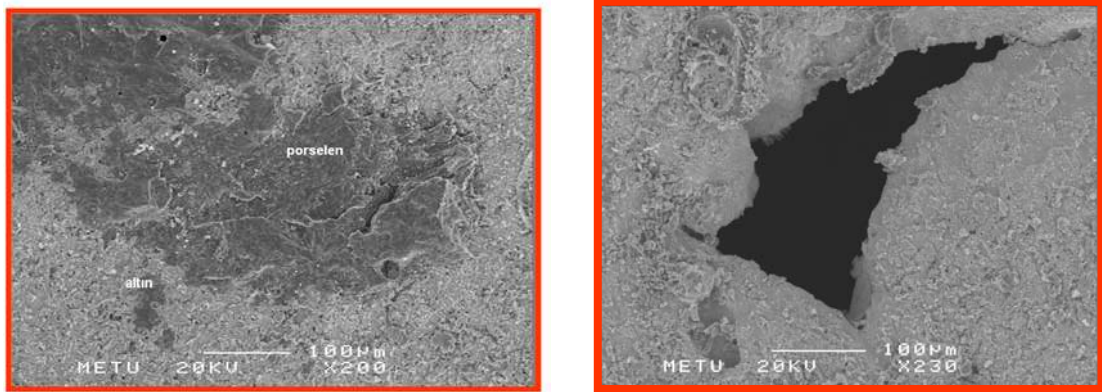
Şekil 4.12 : Yüklemeden sonra Galvano-seramik örneklerde oluşan deformasyonların görüntüsü

Kırılmış yüzeylerin SEM görüntüsü

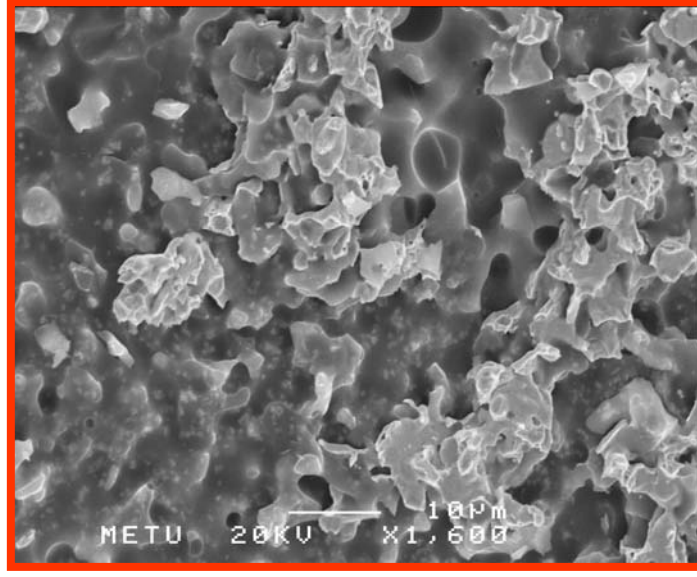
A-Galvano-seramik yüzeylerin kırık görüntüleri



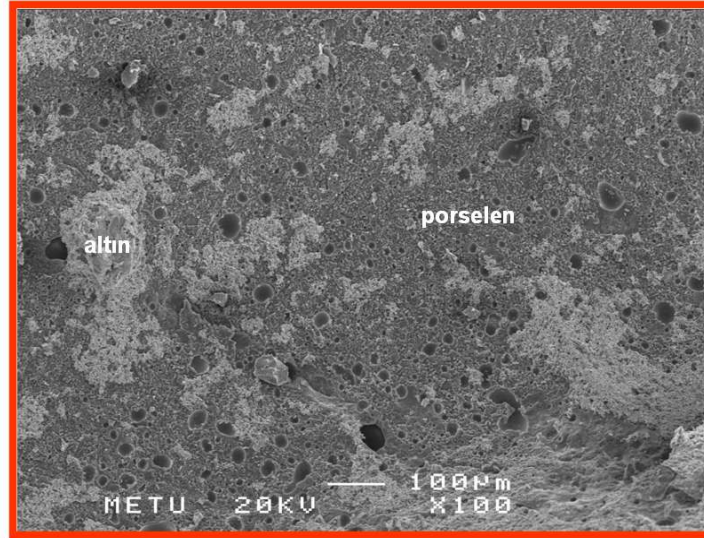
Şekil 4.13: Altın yüzeyinin x1000 (solda) ve x 3500 (sağda) SEM görüntüsü



Şekil 4.14 : Altın yüzeyinden kopmayan porselenin (solda) ve altın yapıda oluşan çatlakların SEM görüntüsü (sağda)

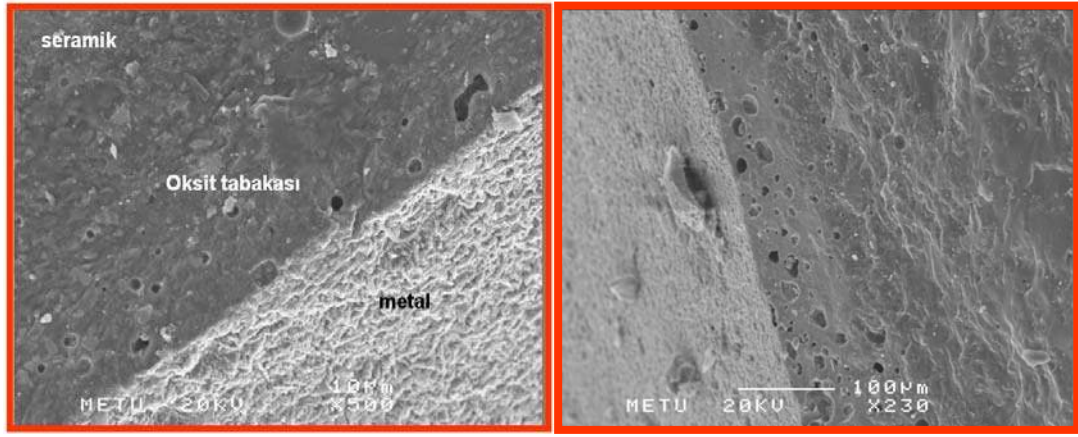


Şekil 4.15 : İç içe geçmiş seramik altın yapının SEM görüntüsü

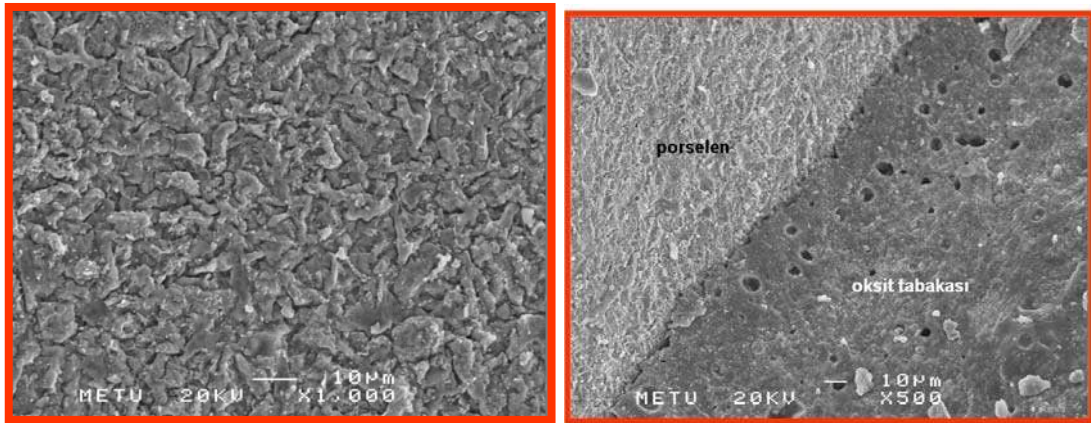


Şekil 4.16 : Kopan porselen parçadaki altın partüllerinin SEM görüntüsü

B- Ni-Cr seramik yüzeylerin kırık görüntüleri



Şekil 4.17 : Metal, metal-oksit ve porselen yüzeylerinin kesitsel SEM görüntüsü



Şekil 4.18 : Metal yüzeyinde oksit tabakasının (solda) , sağda porselen ile oksit tabakasının kesitsel SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Konvasiyonel metal seramik sistemlerin sahip olduğu dezavantajlar, araştırmacıları alternatif arayışlara yöneltmiştir. Estetik, dişeti sağlığı ve alerjik sebepler dikkate alındığında, tam seramik ve elektro-kaplama sistemi günümüzde konvasiyonel sisteme iyi birer alternatif oluşturmaktadır.

Ni-Cr alaşımlar, yüksek sertlik, düşük yoğunluk, yüksek gerilme dayancı ve düşük maliyet gibi avantajlar sunması nedeniyle restoratif diş hekimliğinde en yaygın kullanılan alaşımlardır, fakat alerjik reaksiyon, döküm zorluğu ve kontrol edilemeyen oksit tabakası oluşumu gibi dezavantajları da yapısında bulundurmaktadır (48). Döküm altın alaşımlar ise biouyumluluk, iyi fiziksel özellikler ve döküm netliği gibi özellikler sunmasına rağmen yüksek maliyetleri sebebi ile fazla tercih edilmemektedirler. Elektro-kaplama sistemi, altın alaşımlarla kıyaslandığında üretim kolaylığı ve daha düşük maliyete sahip olması avantajlarını taşır. Bu çalışma, elektro-kaplama sistemi ile üretilen tek kron restorasyonların kenar uyumunun ve gösterdiği mekanik özellikler ile konvasiyonel metal seramik sistemlere alternatif olup olamayacağını araştırmak amacı ile yapılmış, metal alt yapı olarak Ni-Cr alaşımı ve galvanizle elde edilen saf altın (24 ayar) kullanılmıştır

Kron restorasyonların uzun dönem başarısı için, restorasyon ile diş arasında oluşan açıklık miktarı kritik önem taşır. Klinik olarak kabul edilen marjinal açıklık miktarı, 40 ile 120 μm arasındadır (7). Marjin açıklığının artması, plak birikimine, dişeti oluşunda sıvı artışına, mikrosızıntıya, çürüklere, dişeti hastalıklarına, kemik kaybına sebep olabilmektedir.

Birçok çalışmada çeşitli sistemler ve materyaller kullanılarak üretilen tek kron restorasyonların marjinal açıklık ölçümleri yapılmıştır. Beschmidt ve ark. (49) marjinal açıklık ölçümü için yaptıkları çalışmalarda örnek sayısı, her grup için 2 'den 10 'a kadardır (49). May KB ve ark.'nın yaptıkları çalışmalarda örnek sayısı her grup için 5'tir (50). Groten ve ark, çalışmalarında grup başına 10' ar örnek kullanmıştır (51, 52). Örnek sayısı küçük olduğunda veri analizi için non-parametrik metot uygulanır ve non-parametrik testlerin gücü parametrik testlerle kıyasla belirgin olarak düşüktür. Küçük örnek gruplarından elde edilen sonuçlar ve istatistiksel değerlendirmeler, çalışmalarda soru işareti oluşturabilir (2). Güvenilir istatistiksel sonuçlar elde edebilmek için yeterli sayıda örnek kullanılmalıdır. Bu sebeple çalışmada, grup başına toplam 25'er örnek kullanılmıştır.

Ölçümler için standart bir yöntem bulunmamaktadır. Ölçüm parametreleri ve ölçümün nereden yapılması gerektiği konusunda fikir ayrılıkları vardır (29). Edward ve ark.(7), Shiratsuchi ve ark. (11) ölçümleri, dişlerin labial, mesial, lingual ve distal yüzeylerin orta noktasından yapmışlardır. Her örnekten yapılan ölçüm sayıları yapılan çalışmalara göre, kullanılan yöntemle göre değişkenlik göstermektedir. Bu çalışmada da ölçümler labial, mesial, lingual ve distal yüzeylerin orta hattından yapılmıştır. Çalışmamızda örneklerin dikey kenar uyumsuzluğu, kopinglerin bitim sınırı ile metal diş örneği üzerinde oluşturulmuş olan basamaktan, direkt yöntem kullanılarak ölçülmüştür. Direkt yöntem, pratik, kolay ve güvenilir bir metottur (29). Direkt yöntemde, ölçümlerin güvenilir olması için, restorasyonlar ve daylar hep aynı lokasyonda yerleştirilebilmeli, ölçüm yapılan noktalar hassas ve net olarak belirlenmeli, (26) restorasyonların servikal kenarları ve dişlerin bitim hatları, açık bir şekilde görülebilir olmalıdır.(1). Literatürde, ölçüm noktalarının belirlenmesi için daylara işaretlemelerin yapıldığı çalışmalar mevcuttur (7, 25). El ile yapılan işaretlemenin standardizasyonu sağlayamayacağı düşünülerek, hep aynı noktalardan ölçüm yapılabilmesi için tüm örneklerle, belirlenen lokalizasyonda ve 90⁰ aralıklarla freze makinesinde çentikler açılmıştır.

Balkaya ve ark.(26), marjinal adaptasyon ölçümü yaptıkları çalışmalarında metal daylar kullanmış, ölçümü, day üstünde belirledikleri referans noktası ile kron kenarı arasından yapmışlar, yapıştırıcı maddenin kron ve preparasyon kenarlarına bulaşmasının, hassas görüntü alınmasını engelleyeceğini belirterek, örnekleri daylara simante etmemişlerdir (26). Ölçüm için dayların simante edilmediği başka çalışmalar da mevcuttur (2, 25). Shiratsuchi ve ark (11) ise, çalışmalarında kenar uyumu ölçümlerini, kronları yapışkan mum ile parmak basısıyla daylara yerleştirerek yapmışlardır. Bu çalışmada da örnekler, ölçüm sırasında olası hareketin engellenmesi için çok az miktarda tek patlı geçici siman kullanarak daylara yapıştırılmıştır.

Çalışmada, elektro-kaplama sistemi porselen pişimi öncesi kopinglerin marjinal açıklıkları karşılaştırıldığında, altın kopinglerde, Ni-Cr kopinglerden çok daha az kenar açıklığı olduğu gözlenmiştir (sırasıyla $27.3 \mu\text{m} \pm 3.70$, $65.2 \mu\text{m} \pm 12.30$). Bu fark, alt yapılarının farklı yapım aşamaları ile elde edilmeleri, ayrıca soy ve soy olmayan metallerin farklı kimyasal ve fiziksel özelliklere sahip olması ile açıklanabilir. Elektro-kaplama ile oluşturulan restorasyonların kenar uyumlarının değerlendirildiği çalışmalarda (11, 20), altın altyapılar farklı metallerle karşılaştırılmamıştır Holmes ve ark. (24) elektro-kaplama sistemi ile üretilen restorasyonlar ile döküm altın-paladyum alaşımların kenar uyumlarını karşılaştırmış ve çalışmamızla benzer sonuçlar bulmuşlardır (sırayla $36.0 \mu\text{m}$, $64.2 \mu\text{m}$). Boyutsal hassaslık, kullanılan alaşımın dökülebilirlik özellikleriyle doğrudan ilgilidir. Baz metal alaşımların erime derecesi, altın içeren alaşımlarından yaklaşık 100° ile 260° C daha yüksektir. Baz metal alaşımlar, daha yüksek derecelerde döküldüklerinden, soğuma sırasında oluşan kontraksiyon büzülmesi de altın alaşımlarından çok daha fazladır. Ayrıca, nikelin termal iletkenliği, altından yaklaşık dört kat daha azdır. Bu durumda, bu alaşımları eritmek için gerekli olan ısıya çıkılsa dahi, füzyon enerjisini altın alaşımlar kadar kolay değiştiremezler (14). Ayrıca, konvansiyonel yöntemlerdeki ölçü alma, day elde etme, revetmana alma ve döküm aşamaları, elektro-

kaplama sisteminde bulunmadığından, galvano-kronlar, döküm ve tesviye işlemleri sonucu oluşan termal ve mekanik değişimlerden etkilenmemektedir.

Çalışmada her örnek için kenar uyum ölçümleri, porselen uygulamasından önce ve sonra olacak şekilde yapılmıştır. Kopinglere porselen uygulandıktan sonra yapılan ölçümlerde, ilk ölçümlere göre hem galvano hem de Ni-Cr grubundaki marjinal açıklık miktarlarında fark oluşmuştur. Porselen fırınlama aşamasının, kronlardaki dikey marjin açıklığını artırdığı görülmüştür (galvano-seramik kronlarda $4.5 \pm \mu\text{m}$, Ni-Cr alaşımlı kronlarda $7.3 \pm \mu\text{m}$). Bu durum, fırınlama aşamasında, porselen partiküllerinin erimesi ve boşlukları doldurması nedeniyle erimiş porselenin büzülme gösteren kütesinin, soğuma sırasında kopingde sıkışma stresi oluşturması ve koping kenarlarının, porselendeki büzülme stresi sonucu deforme olması ile açıklanabilir (26,53). Yapılan çalışmalarda, porselen fırınlamasından sonra oluşan marjinal açıklık değişiminde, porselen-metal arasındaki termal büzülme uyumsuzluğu, alaşım tipi, marjin dizaynı gibi faktörlerin rol oynadığı bildirilmiştir (54, 55,56, 57). Porselen fırınlamasından sonra oluşan kenar açıklığını inceleyen çalışmalarda, Omar R. ve ark. (58) taramalı elektron mikroskobu kullanarak, seramik uygulanmadan önceki açıklığı $11 + 4 \mu\text{m}$, uygulandıktan sonraki açıklığı da $23 + 7 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. Gemalmaz ve Alkumru (54), çalışmalarında, en fazla değişimin 'degassing' yani oksidasyon aşamasında oluştuğunu, opak ve dentin porseleninin fırınlama aşamasında oluşan değişime etkisinin az olduğunu belirtmişlerdir. Degassing işlemi, alaşımlara, metal yüzeyindeki organik debrisler ve hidrojen gibi artık gazları uzaklaştırmak, aynı zamanda metal yüzeyinde kimyasal olarak porselen-metal bağlantısını sağlayan spesifik bir oksit tabakası oluşumunu sağlamak için uygulanır (15). Galvanize sistemle elde edilen kopinglere bu işlemin uygulanmaması, porselen fırınlaması sonucu oluşan kenar açıklığınının soy olmayan alaşımlardan daha az meydana gelmesi ile ilişkilendirilebilir.

Dehoff ve Anusavice (55) , koping dizaynının ve porselen-metal kontraksiyon uyumsuzluğunun marjin distorsiyonuna etkilerini inceledikleri çalışmalarında, oluşan distorsiyona, kontraksiyon uyumsuzluğunun sebep olduğunu, koping dizaynının uyumsuzluğa etkisinin olmadığını bildirmişlerdir .

Çalışmada, net olarak incelenebilme ve porselen-metal için yeterli alan sağlaması açısından örneklerde, chamfer basamak oluşturulmuştur. Chamfer, bevel veya 135⁰ shoulder geometrilerinin, 90⁰ shoulder basamağa göre daha uygun olduğunu bildirilmiştir (11, 59). Shiratsuchi ve ark. (11) elektro-kaplama ile elde edilen restorasyonlarda, chamfer, shoulder ve derin shoulder basamak tiplerinin kenar uyumları farklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, en iyi uyumu chamfer basamak tipinde bulmuşlar (sırayla 17.64 µm, 21.78 µm, 25.72 µm) ve porselen pişimi sonrasında her basamak tipinde oluşan marjinal açıklık artışının anlamlı olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda, porselen pişimi sonrasında marjin adaptasyon düzeyinde meydana gelen değişimin gruplar arasında farklılık gösterdiği tespit edilmiş fakat aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Gemalmaz'a göre Buchanan ve ark. yaptıkları çalışmada, soy olmayan metal alaşımlarda, soy metal alaşımlardan daha fazla marjinal açıklık tespit edilmiş, sebep olarak da soy olmayan alaşımlarda iç yüzeyde meydana gelen kalın oksit tabakası gösterilmiştir (54). Çalışmamızda, Ni-Cr kopinglerde porselen pişimi öncesi yapılan ölçümlerde, grup içinde, labial bölgedeki marjin açıklık değerlerinin daha düşük olduğu görülmüştür (~6µm.) Labial bölgede pişim öncesi oluşan fark, porselen pişimi sonrasında ortadan kalkmış ve grup içinde bölgeler arası fark gözlenmemiştir.

Materyallerin performansını ve uygulanabilirliğini değerlendirmek için laboratuvar testleri yapılır. Laboratuvar testleri, klinik testlere kıyasla parametrelerinin standardizasyonunun sağlanabilmesini ve kısa sürede tamamlanabilmesini sağlar (45,46). Değişik kron sistemlerinin kırılma dirençlerinin incelendiği çalışmalarda test işleminde doğal dişlerin, çelik alaşım dayların, pirinç dayların, hayvan dişlerinin kullanıldığını gözlemek mümkündür (43). İnsan ve benzer canlı dişlerinin eşit boyutta hazırlanmasında teknik zorluklarla karşılaşmaktadır. Her dişin farklı boyutu, farklı yapısı, mineralizyonu olduğu düşünülürse standardizasyonu sağlamak daha da güçleşmektedir. Bu sebeple çalışmada doğal dişler yerine metal daylar kullanılması tercih edilmiştir. Literatürde doğal dişler yerine metal dayların kullanıldığı çalışmalar mevcuttur (44, 39, 42, 60).

Metal-seramik ara yüzeyinde bağlantı dayancını kesin olarak ölçen ideal bir test dizaynı bulunmamaktadır. Temel sebebi, klinik koşulları yansıtan test standardizasyonun sağlanamamasıdır (38). Literatürde metal destekli porselen restorasyonlarda bağlantı kuvvetini inceleyen birçok test tasarımı mevcuttur. Bu testler, makaslama, eğme, bükme, gerilme, gerilme-makaslama ve çekme testleridir (61). İnsizal ve okluzal yükleme, genelde in-vitro testlerde kırık davranışları ve çeşitli restorasyon sistemlerindeki dayancı karşılaştırmak için kullanılır (60). Gerilme testleri çoğunlukla seramik alaşımlara oksit tabakasının bağlantısını ölçmek için kullanılır fakat, hizalama güçlüğü ve porselenin dış yüzeyinde çentik oluşturma riski, porselenin içinde kohesiv başarısızlığa sebep olan düzensiz streslerin oluşumunu teşvik eder. Gerçekte ölçülen, ara yüzey bağlantı dayancı değil porselenin kohesiv başarısızlığıdır. Makaslama testleri, itme çekme makaslama testi ve düzlemsel makaslama testleri (dairesel ara yüzey, dikdörtgen ara yüzey, konik ara yüzey, oblik ara yüzey) olarak iki gruba ayrılabilirler. İtme ve çekme makaslama testi, metal yüzey yapısı ve ısısal genleşmeden kaynaklanan uyumsuzluğun olası etkisi sebebiyle eleştirilmiştir. Düzlemsel makaslama testleri, düz metal yüzeyine uygulanan porselen için yapılan bağlantı testleridir (41). Bağlantı sonuçları, test aparatının geometrisine, uygulanan kuvvete ve materyallerin özelliklerine bağlıdır (62).

Ağız içi okluzal kuvvetler, hem yatay hem de dikey yönde oluşurlar. 45⁰ okluzal planda oluşturulan açı ile, ağız içinde oluşan kuvvetlerin bileşenleri deney ortamına yansıtılmış olur (46). Çalışmada klinik parametreleri mümkün olduğunca sağlamak amacı ile hem makaslama hem de çekme kuvveti oluşturan test dizaynı kullanılmıştır. Kuvvet uygulayan yüzey ve dişin uzun eksenini arasında oluşan 135 derecelik açı (yatay düzlem ile 45 derece), hem makaslama hem de gerilme stresleri oluşturmuştur. Literatürde benzer düzeneği kullanan birçok araştırma mevcuttur (46,45,39,47, 63). Çalışmada, yükleme sonucunda, Ni-Cr alaşımlı porselen restorasyonlar, 950 N kırılma direnci gösterirken, galvano-seramik restorasyonlar 555 N kırılma direnci göstermişlerdir. Literatürde soy ve soy olmayan metal alaşımların bağlantı dayançlarını karşılaştıran çalışmalarda, Barghi ve ark. (64) soy ve soy olmayan metal alaşımlı seramik restorasyonların, benzer test düzeneği ile kırılma dayançlarını karşılaştırmışlar, sırasıyla 1540 ± 365 N ve 2276 ± 677 N değerlerini bulmuş ve soy alaşımlı metallere uygulanan porselen için gerekli kırılma kuvvetinin, soy olmayan alaşımlara göre çok daha az olduğunu belirtmişlerdir. Hammad ve ark (65), soy metal alaşımı baz metal alaşımların porselen bağlantısını karşılaştırmış (sırayla 100 kg/cm², 180 kg/cm²) , bağlantının baz metalde daha yüksek seviyede olduğunu belirtmişlerdir.

Lorenzana ve ark. (66)yüksek paladyum içeren ve tip 4 altın alaşımların bağlantı dayancını araştırdıkları çalışmada; en iyi bağlantının, pd içeriği yüksek olan alaşımda oluştuğunu belirtmişler (sırayla 23.5 Mpa ± 4.6, 11.7 Mpa ± 3.6) ve arada oluşan bu farkı, alaşımlardaki farklı sertlik düzeylerinin, bağlantı dayancını değiştirmesi olarak açıklamışlardır . Papazoglou'na (67) göre kırık metal-seramik yüzeylerin optik mikroskop ve taramalı elektron mikroskobu ile incelenmesi, kırılmanın tipi hakkında önemli bilgiler sağlar. Çalışmada, iki gruptaki örneklerin kırık yüzeyleri SEM'de incelenmiş ve Ni-Cr örneklerin tümünde adesiv kırık oluştuğu, porselenin alaşımın yüzeyinden oksit tabakasıyla birlikte ayrıldığı gözlenmiştir. SEM ile yapılan yüzey element incelemesi sonucunda oksit tabakasının metal yüzeyinde de bulunduğu

görülmüş, metal porselen başarısızlığının oksit tabakasının içinde olduğu belirlenmiştir.

Soy olmayan alaşımlarda, porselen metal yüzeyine uygulandığında, ara yüzeyde nikel ve krom oksit tabakası oluşur. Oksit tabakasının kalınlığı, metal yüzeyinin preparasyonuna, fırınlama süresine ve alaşımdaki metal elementlerin oksidasyon derecesine bağlıdır. Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakası, porselen ile metalin bağlantısı için ortam oluşturur, porselen ile alaşım arasındaki bağlantı için köprü görevi görür fakat bu tabakanın kalınlığının artması, metal ve porselen bağlantısını zayıflatır. O'Brien(1977)'a göre, kuvvetler, metal-seramik ara yüz bölgesine uygulandığında, kırık bağlantının en zayıf olduğu bölgede oluşur (40). Oksit tabakası çok kalın oluşur ise başarısızlık da burada oluşacaktır. Seramik yapıyla birleşen oksitler, porselenin ekspansiyon katsayısını düşürerek, bağlantı için yüksek derecede artık stres oluşumunu teşvik eder. Ni-Cr alaşımlarda, soy alaşımlardan daha fazla oksidasyon meydana gelmesi ve artık streslerin oluşumu, hem kobalt hem de Ni-Cr alaşımlardaki bağlantı dayancının altın alaşımlardan daha yüksek olmasını sağlar. Porselen, kırılğan bir materyaldir ve yapısında oluşan çatlakların ilerlemesi ile başarısızlık meydana gelir. Metal-porselen örneklerle yükleme sırasında, porselen, çekme kuvvetine maruz kalır. Çekme kuvveti ile porselenin dış yüzeyinde başlayan çatlak, porselenin tabakalarında ilerler ve metal-porselen ara yüzeyine ulaşır. Pezzoli ve ark. (68) sadece shear uyguladığı örneklerde yaptığı çalışmada, değerli alaşımlarda (Pd-Co) başarısızlığı oksit-porselen yüzeyinde, değersiz alaşımlarda başarısızlığı metal ile oksit tabakası arasında bulmuştur.

Galvano-seramik restorasyonlarda kırılma , Ni-Cr grubundan farklı şekilde oluşmuştur. Bu grupta, insizalden başlayan kırık hattı, restorasyonun bitim sınırına kadar devam etmiş, fakat porselen yüzeyden kopmamıştır. Optik mikroskopla yapılan inceleme sonucunda porselen-altın arasında ayrılma

görülmemiş, altın altyapıda deformasyon ve yer yer çatlaklar izlenmiştir. SEM ile yapılan yüzey incelemelerinde, iç içe geçmiş seramik ve altın yüzeylerinin görüntüsü, iki yüzey arasındaki sıkı bir bağlantı olduğunu göstermiştir. Porselen içinde oluşan çatlak, ilerleyerek altın-porselen ara yüzeyine ulaştığında, stres, altın kopingin dayanç sınırını aşmış ve yapısında çatlaklar oluşturmuştur. Alaşımların eğilme dirençleri, ince metal alt yapıya sahip restorasyonlarda porselen bağlantısında önemli bir faktördür (64). Bu sebeple çalışmada standardizasyonun sağlanabilmesi için her iki grupta da koping kalınlığı 0.3 mm olacak şekilde üretilmiştir. Altın kopingde deformasyon oluşup Ni-Cr alaşımlı alt-yapıda deformasyon görülmemesi, aralarındaki elastisite modülü farkından kaynaklanmaktadır. Ni-Cr alaşımın elastisite modülü, saf altından yaklaşık 2,5 kat fazladır (sırasıyla 206.6 GPa, 69.1 GPa)(69). Ni-Cr alaşımın sert ve dayançlı yapısı sebebiyle koping alt yapıda bozulma olmamış, saf altının yumuşak yapısı nedeni ile galvano kopinglerde çatlaklar meydana gelmiştir. Altın grubunda, stres, ara yüzeye ulaştığında altın ile porselen arasında ayrılma oluşmamış, başarısızlık altın yapının içinde oluşmuştur. Bu da porselen ile altın koping arasında sıkı bir bağlantının olduğunu göstermektedir.

Literatürde, ortalama çiğneme kuvveti 20 ile 830 N olarak belirtilmiştir. Bu oran, kesici dişlerde 155 ile 222 N, molar dişlerde ise 830 N'a kadar çıkabilmektedir (70). Çalışmada Ni-Cr alaşımlı seramik restorasyonların kırılma dayançları ortalama 950 N, galvano-seramik restorasyonların ise 550 N olarak bulunmuştur. Galvano-seramik restorasyonların gösterdiği ~ 550 N kırılma değeri, anterior bölgede oluşan çiğneme kuvvetlerinden oldukça yüksektir. Tortopidis ve ark.'na (70) göre Hagberg, batı toplumlarında molar bölgede ısırma kuvvetini 600-750 N olarak bildirmiştir. Çalışmamızda galvano-seramik restorasyonlardaki başarısızlık değeri, bu kuvvetlerin altında oluşmuştur. Ön bölgede tek kron restorasyonlarda galvano-seramik restorasyonlar güvenle kullanılabilirken, arka bölgede güçlü ısırma kuvvetinin görüldüğü molar bölgede kullanımı risk oluşturabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu araştırmada, metal destekli seramik sistemler ve elektro-kaplama sistemi ile oluşturulan tek kron restorasyonların, porselen pişimi öncesi ve sonrası marjinal açıklık miktarları ile porselen bağlantılarının kırılma dayançları karşılaştırılmıştır. Metal alaşım daylar üzerine hazırlanan kron örneklerinin, önce koping kenar açıklığı daha sonra da porselen uygulandıktan sonraki kenar açıklıkları ölçülmüştür. Kenar uyumu ölçümleri tamamlandıktan sonra örnekler, kırılma testine tabi tutulmuşlardır. Bu işlemler neticesinde elde edilen sonuçlar şu şekildedir:

1. Elektro kaplama sistemi ile elde edilen kopinglerin kenar açıklığı, Ni-Cr alaşımlı kopinglerin kenar açıklığından çok daha azdır.
2. Porselen pişimi öncesi ve sonrası, her iki grupta da oluşan kenar açıklığı klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir.
3. Ni-Cr alaşımlı seramiklerin kırılma dayançları, galvano-seramik restorasyonlardan daha fazladır.
4. Başarısızlık, Ni-Cr alaşımlarda oksit tabakasında, galvano-seramik kronlarda altın altyapıda oluşmuştur. Altın bağlayıcı ajanı, alt-yapı ile porselen arasında iyi bir bağlantının oluşmasını sağlamıştır.
5. Galvano-seramik restorasyonların, iyi kenar uyumu, yüksek bio-uyumluluğu, basit prosedürü ve altın alaşımlara kıyasla daha makul maliyeti sebebi ile konvansiyonel metal seramik sistemlere iyi bir alternatif oluşturduğu düşünülmektedir. Ancak, galvano-seramik restorasyonlar, doğal dentisyonda, çiğneme kuvvetinin daha az olduğu ön bölgede güvenle kullanılabilirken, posterior bölgede kullanımı problem yaratabilir. Çiğneme kuvvetinin yüksek olduğu bölgelerde, daha kalın yapıda koping seçilmesi, restorasyonun dayancını artırması nedeniyle çözüm olabilir.

7. KAYNAKLAR

1. USHIWATA, O., MORAES, J.V.(2003). Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent.* 83: 362-6.
2. YEO, S-I , YANG, J-H, LEE ,J-B. (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 90: 459-64.
3. HUANG,H.H, LIN, C., LEE, H., YANG, CHEN, F.L, WU, S.C., HSU,C.C.(2005). Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal of Oral Rehabilitation.*32:206-12.
4. BRUGGERS,K., CORCORAN,C., JEANSONNE,E.E., SARKAR,N.K.(1986). Role of manganese in alloy-porcelain bonding. *J Prosthet Dent.* 55:453-6.
5. MELO, R.,M., TRAVASSOS, NEISSER,M.P.(2005). Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys . *J Prosthet Dent* .93:64-9.
6. KELLY, J.,R., NISHIMURA, I., CAMPBELL, S.,D.(1996). Ceramics in dentistry. *J Prosthet Dent.*75:18-32.
7. GOLDIN, E.,B., BOYD, N., W., GOLDSTEIN, G., R.,HITTELMAN, E.,L.,THOMPSON, V.(2005). Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.*93:143-7.
8. MCLEAN, J.W (2001). Evolution of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 85: 61-6.

9. WIRZ, J., HOFFMANN, A.(2000). Electroforming In Restorative Dentistry: Quintessence Publishing Co, Inc.
10. VENCE, B.,S.(1997). Electroforming technology for galvanoceramic restorations. *J Prosthet Dent*.77:444-9.
11. SHIRATSUCHI, H., DDS, KOMINE, F., KAKEHASHI,Y., MATSUMURA, H.(2006). Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 95:237-42.
12. MCLEAN, J.,W.(1979). The Science And Art Of Dental Ceramics.vol 1: Quintessence Publishing Co., Inc.
13. ZAIMOĞLU,A., CAN, G.(2004). Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları:24.
14. KELLY, J.R., ROSE,T.C.(1983). Non precious alloys for use in fixed prosthodontics: A literature review.J Prosthet Dent.49:363-70.
15. ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J.(2006). Contemporary fixed prosthodontics. Elsevier Inc.
16. LEINFELDER,K.,F.(1997). An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *JADA*. 128:37-45.
17. FISHER,J.,FLEETWOOD,P.W.(2000). Improving the processing of high gold metal ceramic frameworks by a pre-firing heat treatment. *Dental Materials*.16:109-13.
18. ANUSAVİCE, K.,J.(1985). Noble metal alloys for metal-ceramic Restorations. *Dental Clinics of North America*. 29: 789-803.

19. BEZZON, O.,L., MATTOS, M., RIBEIRO, R.F., ROLLO, A. (1998). Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. *J Prosthetic Dent.* 80:570-4.
20. BUSO.L., NEISSER,M.,P., BOTTINO,M.,A.(2004). Evaluation of the marginal fit of electroformed copings in function of the cervical preparation. *Cienc Odontol Bras.* 7 (1):14-20.
- 21.GREVEN, B., LUEPKE, DORSCH, H.,M.(2007). Telescoping implant prostheses with intraoral luted galvano mesostructures to improve passive fit. *J Prosthet Dent.* 98:239-44.
22. ROGERS, O.W.(1979). The dental application of electro-formed pure gold. I. Porcelain jacket crown technique. *Australian Dental Journal.*24;163-70.
23. KNOSP, H., HOLLIDAY, R.,J., CORTI, C.,W.(2003). Gold in Dentistry: Alloys, Uses and Performance. *Gold Bulletin.* 36;93-102.
24. HOLMES, J.,R., PILCHER, E.,S., RIVERS,J.,A.,STEMART, M.(1996) Marginal Fit of Electroformed Ceramometal Crowns. *J Prosthodont.*5:111- 4.
25. KONSTANTOULAKIS, E.,NAKAJIMA, H., WOODY, R.,D.,MILLER, A.,W.(1998). Marginal fit and surface roughness of crowns made with an accelerated casting technique. *J Prosthet Dent.*80:337-45.
26. BALKAYA, M.,C., CİNAR, A., PAMUK, S.(2005). Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* .93:346-55.
27. TJAN, A.H.L., LI, T., LOGAN, G.I., BAUM, L.(1991). Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *J Prosthet Dent.*66 : 157-64.

28. BOECKLER, A.,F., STADLER. A., FETZ, J.,M.(2005). The Significance of Marginal Gap and overextension Measurement in the Evaluation of the Fit of Complete Crowns. *The Journal Of Contemporary Dental Practice*. 6:2-12.
29. SORENSEN, J.A.(1990). A standardize method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*. 64: 18-24.
30. ABBATE, F.M., TJAN, A.H.L., DENT. D.(1989). Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 61:527-31.
31. WEAVER, J. D., JOHNSON, G.H., BALES, D. J.(1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 66:747-53.
32. SULAİMAN,F., CHAI, J., JAMESON, L. M., WOZNIAK, W. T.(1997). A comparison of the marginal fit of In-Ceram, Ips Empress and procera crowns. *International Journal of Prosthodontics*.10:478-8.
33. PERA, P. GİLODİ,S., BASSİ. F., CAROSSA, S.(1994) In-vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 72:585-90.
34. SHİLLİNBURG, H. T., HOBO, S., WHİTSETT, L. D., JACOBI, R., BRACKETT, S. E.(1997). Fundamentals of fixed prosthodontics. Third edition. Quintessence Publishing Co, Inc.
35. SCHWEİTZER, D. M., GOLDSTEİN, G.R., RİCCİ, J.L., HİTTELMAN, E.L. (2005). Comparison of Bond Strength of a Pressed Ceramic Fused to Metal versus Feldspathic Porcelain Fused to Metal. *J Prosthodont*. 14: 239-47
36. HOPP, M. Electroforming İn Dentistry
erişim: www.gold.org/discover/sci_indu/gold2003/pdf/s36a1354p974.pdf
erişim tarihi: 10.01.2008

37. FERNANDES NETO, A. J., PANZERI. H., NEVES, F.D., PRADO, R. A., MENDONÇA, G.(2006). Bond Strength of Three Dental Porcelains to Ni-Cr and Co-Cr-Ti Alloys. *Braz Dent J.* 17(1): 24-8.
38. HAMMAD, I. A., STEIN, R. S.(1990). A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part I. *J Prosthet Dent.* 63; 643-53.
39. OZCAN, M., SLEEN, J.M., KURUNMAKİ, H., VALLITTU, P. K. (2006). Comparison of Repair Methods for Ceramic-Fused-to-Metal Crowns. *J Prosthodont* .15:283-8.
40. PAPAOGLOU, E., BRANTLEY,W.A.(1998). Porcelain adherence vs force to failure for palladium-galium alloys: A critique of metal-ceramic bond testing. *Dent Mater.* 14:112-9.
41. HAMMAD, İ. A., TALİC, F. Y. (1996). Design of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature. *J Prosthet Dent.* 75:602-8
42. KU, C. W., PARK, S. W., YANG, H. S. (2002). Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent.* 88:170-5.
43. KELLY, J. R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 81: 652-61.
44. CARRIER, D. D, KELLY, J. R. (1995). In-Ceram Failure Behavior and Core-Veneer Interface Quality as Influenced by Residual Infiltration Glass. *J Prosthodont* .4:237-42.
45. ATT, W., KURUN, S.,GERDS,T.,STRUB, J.R.(2006). Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 95:111-6.

46. LEIBROCK, A., DEGENHART, M., BEHR, M., ROSENTRITT, M., HANDEL, G. (1999). In vitro study of the effect of thermo and load cycling on the bond strength of porcelain repair system. *J Oral Rehab.* 26;130-7
47. STAPPERT, C. F. J., OZDEN, U., GERDS, T., STRUB, J. R. (2005). Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent* .94:132-9.
48. PAULINO, S. M., LEAL, M. B., PAGNANO, V. O., BEZZON, O. L. (2007). The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent.* 98:445-54.
49. BESCHINDT, S. M., STRUB, J. R. (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. *Journal Of Oral Rehabilitation.* 26: 582-93.
50. MAY, KB., RUSSEL, M. M., RAZZOOG, M. E., LANG. B. R.(1998). Precision of the fit: the procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent.* 80:394-404.
51. GROTEN, M., GIRTHOFER, S., PROBSTER, L. (1997). Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehab.* 24:871-81.
52. GROTEN, M., AXMANN, D., PRÖBSTER, L., WEBER, H. (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent.*83:40-9.
53. SNAPP, K. R., AQUILINO, S. A., SVARE, C. W., TURNER, K. A. (1988). Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 60:435-9.

54. GEMALMAZ, D., ALKUMRU, H.N. (1995). Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent.* 73:49-54.
55. DEHOFF, P. H., ANUSAVICE, K. J. (1984). Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *J Dent Res.*63:1327-31.
56. CASTELLANI, D., BACCETT, T., CLAUSER, C., BERNARDINI, U. D. (1994). Thermal distortion of different materials in crown construction. *J Prosthet Dent.* 72:360-6.
57. SHILLINGBURG, H. T., HOBO, S., FISHER, D. W. (1973). Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 89:527-32.
58. OMAR, R. (1987). Scanning electron microscopy of the marginal fit of ceramometal restorations with facially butted porcelain margins. *J Prosthet Dent.* 58:9-13.
59. WÖSTMANN, B., BLÖBER, T., GOUENTENODIS, M., BALKENHOL, M., FERGER, P. (2005). Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients *Journal Of Dentistry* .33;611-8.
60. SMITH, T. B., KELLY, J. R., TED, J. A. (1994). In vitro fracture behaviour of ceramic and metal-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.*3:138-44.
61. DEHOFF, P. H., ANUSAVICE, K. J., WANG, Z. (1995). Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater.* 11:126-31.
62. GILBERT, J. L., COVEY, D. A., LAUTENSCHLAGER, E. P. (1994). Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium. *Dent Mater.* 10:134-40.

63. KELLERHOFF, R. K., FISCHER, J. (2007). In vitro fracture strength and thermal shock resistance of metal-ceramic crowns with cast and machined Au-Ti frameworks. *J Prosthet Dent*. 97:209-15.
64. BARGHI, N., MCKEEHAN-WHITMER, M., ARANDA, R. (1987). Comparison of fracture strength of porcelain-veneered-to-high noble and base metal alloys. *J Prosthet Dent*. 57:23-6.
65. HAMMAD, I. A., GOODKIND, R. J., GERBERICH, W. W. (1987). A shear test for the bond strength of ceramometals. *J Prosthet Dent*. 58:431-37.
66. LORENZANA, R. E., CHAMBLESS, L. A., MARKER, V. A., STAFFANOU, R. S. (1990). Bond strength of high-palladium content alloys. *J Prosthet Dent*. 64:677-80.
67. PAPAZOGLU, E., BRANTLEY, W. A., CARR, A. B. JOHNSTON, W. M. (1993). Porcelain adherence to high-palladium alloys. *J Prosthet Dent* .70:386-94.
68. PEZZOLI, M., ANGELINI, E., BRUZZONE, G. (1989). Metal-porcelain bonding to a magnetizable alloy. *J Prosthet Dent*.62:38-44.
69. ROGERS, O. W. (1980). The dental application of electroformed pure gold.II. *Australian Dental Journal*. 25:1-6.
70. TORTOPIDIS, D., LYONS, M. F., BAXENDALE, R. H., GILMOUR, W. H. (1998). The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehab* .25:681-86.