

Abstract

Comparision of the internal adaptation of metal substructures fabricated by different techniques in single crown and four-unit bridge fixed restorations.

The aim of the study was to evaluate and compare the internal and marginal fit between single crowns and four-unit bridges which were fabricated using laser sintering, CAD/CAM and conventional methods.

Polyamide master and working models were designed and fabricated. The Models were initially designed with a software application for 3D computer-aided design (Maya, Autodesk Inc.). Following the design procedure, all models were fabricated models were produced by a 3D printer (EOSINT P380 SLS, EOS). A total of 128 one-unit and 64 four-unit Co-Cr fixed dental prostheses (FDPs) were fabricated with four different techniques: Conventional lost wax method (CLW), milled wax with lost-wax method (MWLW), direct laser metal sintering (DLMS) and milled Co-Cr (MCo-Cr). All fabricated crowns and bridges cemented to their own casts with polycarboxylate cement, embedded in epoxy resin and each crown was sectioned with a low speed saw centrally in vertical plane. The cement film thickness of the marginal and internal gaps were measured at 4 locations as; marginal, chamfer, axial and occlusal by an observer using a stereomicroscope after taking digital photos in x24 magnification

There were significant differences between gaps at all locations with all fabrication techniques ($p < 0.05$). The mean $\pm$ SD of marginal gap in premolar using all techniques was $61,68 \pm 11,48$ and $131,85 \pm 56,42$ μm for single crown and 4 unit bridge, respectively. For molar the mean $\pm$ SD of marginal gaps $63,5 \pm 12,67 \mu\text{m}$ and $113,32 \pm 45,61$ μm for single crown and 4 unit bridge, respectively. The largest gap was found at occlusal area, which was $97.15 \pm 19,09$ and $133.52 \pm 24,61$ for single and 4 unit bridge premolars while 141.45 ± 38.98 and 148.80 ± 43.05 molars, respectively. Significant

difference was found DLMS and the rest of fabrication techniques both in premolar and molars for single crown and 4 unit bridge ($p>0.05$).

DLMS was best fitting fabrication techniques for both single crown and 4 unit bridges. Molar single crown using DLMS was found to be the best fitting based on our results.

Key Words. CAD/CAM, Co-Cr, Laser sintering, Marginal fit, Internal fit, single crown.

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde, kaybedilen veya harabiyete uğramış diş veya dişlerin eksikliklerini gidermek için protetik tedavi felsefesine uygun restorasyonlara başvurulmakta, bu sayede rehabilitasyon yapılırken bakiye diş ve dokular korunabilmektedir. Yapılacak tedavinin başarısı; estetik, fonetik ve fonasyonun yanı sıra uygulanan tekniğe, kullanılan malzemenin özelliklerine, biyolojik ve mekanik uyuma sahip olması gibi kriterlere de bağlıdır.

Yeterli uyumun olmaması hem diş hem de periodontal destek dokular için zararlıdır. Marjinleri diş eti altında sonlanan restorasyonlarda, marjinal uyumun yetersiz olması, özellikle kron marjinleri serbest dişeti kenarının altında yer alıyorsa, bakteriyel plak için retansiyon alanları oluşturur. Bunun sonucunda o bölgelerde ikincil çürükler oluşur, dişeti iltihabı ve periodontal hastalıklar gözlenebilir. Ayrıca marjinal uyumun yetersiz olması, bakteriyel plak için retansiyon alanları oluşturmaktan dolayı indirekt olarak mikrosızıntıyı arttıran bir faktördür (Toman ve diğerleri, 2009; Yeo ve diğerleri, 2003).

Kaybolan diş dokusunun yerine konulmasında ya da kısmi dişsizliklerin giderilmesinde metal destekli seramik restorasyonlar, geçmişten günümüze dek başarıyla kullanılmakta ve altın standart olarak yerini korumaktadır. Ancak estetik beklentilerin artması ve bazı metal alaşımlarının biyolojik uyumluluğunun sorgulanmasıyla metal seramik restorasyonlara alternatif materyaller geliştirilmeye başlanmıştır (Guess ve diğerleri, 2008).

Ancak günümüzde metal destekli restorasyonların kullanımı oldukça yaygın olmakla birlikte bazı vakalarda yalnız metal ile

bitirilen restorasyonlarda mevcuttur. Günümüzde sabit restorasyonların yaklaşık %80'nini metal destekli restorasyonlar oluşturmaktadır (Luthy ve diğerleri, 2005).

Sabit protezlerde kullanılan inlay, onlay, kron ve köprü restorasyonlarının büyük çoğunluğu laboratuvarlarda, 1907'de Taggart'ın tanıttığı mum uçurma tekniğiyle üretilmiştir (Anusavice ve diğerleri, 2003). İlk zamanlarda döküm materyali olarak, biyouyumlu ve kolay işlenebilir olması nedeniyle altın alaşımlar kullanılmaktaydı. Fakat altının fiyatının yüksek oluşu maliyeti arttırdığından üreticiler daha ucuz alternatifler olan altın-gümüş-paladyum ve paladyum-gümüş alaşımlara yöneldiler (Rosenstiel ve diğerleri, 2003). Soy metal alaşımlar, altın içeren alaşımlardan daha ucuz olmasına rağmen pek çok ülkede tercih edilmedi ve maliyetleri çok daha düşük olan nikel-krom, krom-kobalt gibi baz metal alaşımları kullanılmaya başlandı (Anusavice ve diğerleri, 2003; Rosenstiel ve diğerleri, 2003). Baz metal alaşımlar soy metal alaşımlarla karşılaştırıldığında; yüksek ergime derecelerinden ve döküm sırasında oluşan oksitlenmeden dolayı laboratuvar aşamasında çok daha hassas işlemler gerektirmektedir (Anusavice ve diğerleri, 2003). Bunun yanında sertliklerinden dolayı, dökümlerin tesfiyesi sırasında laboratuvar teknisyenleri açısından da zaman kaybına neden olmaktadır.

Teknolojinin hızla gelişmesiyle birlikte zaman ve maliyet etkenlerini düşürmek için materyallerin yanı sıra üretim sistemi alternatifleri içinde çalışmalar yapılmıştır. Gün geçtikçe bilgisayar destekli dizayn ve üretim sistemleri, model ve ağız içi tarayıcılar diş hekimliğinde giderek artan bir kullanım sürecine girmiştir.

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri ilk olarak sanayide kullanılmaya başlamıştır. CAD (Computer Aided Design)/

CAM (Computer Aided Manufacturing) kısaltmasıyla anılmaktadır. Sistem temel olarak; Bilgisayarda verilerin toplanması, üç boyutlu modelin oluşturulması, üretilecek olan ürünün tasarımı ve tasarlanan ürünün üretilmesi aşamalarının gerçekleştirilmesiyle çalışmaktadır.

CAD/CAM sistemleri, üretim aşamasında frezleme tekniğinden yararlanılarak diş hekimliğinde rutin olarak kullanılmaktadır. Son yıllarda 3 boyutlu yazıcıların sanayide kullanımının yaygınlaşmaya başlamasıyla birlikte üretim aşamasında frezlemenin yanısıra Lazer Sinterleme yöntemi de kullanılmaya başlamıştır. Bu hızlı direkt imalat sistemleri 3D tasarımdan, direkt olarak hedef parçayı ya da aparatı ürettiklerinden ürün geliştirme sürecine önemli bir katkı sağlamaktadırlar.

Teknolojik gelişmelerin diş hekimliğine de sunduğu bu yeni yöntemlerin, restorasyon ve diş dokusu arası internal ve marjinal uyumlarının karşılaştırılmalı olarak ele alınacağı ayrıntılı bir araştırma yapmak bu tezimizin amacını oluşturmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş hekimliğinde kullanılan sabit protezlerin tarihçesi

Diş hekimliği ile ilgili tarihçeye bakıldığında, en eski belgelerin milattan önce 3000 yıl öncesine ait olduğu anlaşılr. Bu tarihlerde Mısır’da yapılan kazılarda, sallanan dişlerin sabitleştirilmesi amacıyla altın ligatürlerin kullanıldığı belirlenmiştir. Çeşitli sebeplerle kaybedilmiş dişleri protezlerle tamamlamak fikri ligatürlerden de eski olmakla beraber ilk yapılan protezlerde kemik, taş ve balmumunun kullanılmış olmasından dolayı günümüze kadar gelememişlerdir (Ulusoy ve Kevser, 2010).

Protetik diş tedavisinde ilk seramik kullanımı, 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından gerçekleştirilmiştir. Dubois de Chamont dental porselenin formülünü geliştirmiş ve platin pinlere sahip ilk seramik dişler 1808 yılında İtalyan asıllı bir diş hekimi olan Fonzi tarafından Paris’te yapılmıştır. Fakat bu protezler, opasite ve kırılganlık nedeni ile başarılı olamamıştır (Toman ve diğerleri, 2009; Yeo ve diğerleri, 2003)

Porselen dişler ilk kez ticari piyasaya 1850 yılında White ve Ash tarafından sunulmuştur. (Leinfelder, 1997; Fisher ve Fleetwood, 2000) İlk veneer kron tanıtımı 1869’da W.N Morrison tarafından yapılmıştır (Hussain, 2004). 1885’te Logan, porselen kronlar ile genelde tahtadan yapılan postlar arasındaki retansiyon problemini porseleni platin bir post bağlayarak çözmüştür. Bu restorasyona ‘Richmond Kron’ denilmektedir. 1889’da Dr. Charles H. Land platin matrix üzerine porselen şekillendirmiş ve porselen jaket kronların yapımı için patent almıştır (Hussain, 2004).

Krom-kobalt alaşımı diş hekimliğinde ilk olarak 1929 yılında R.W. Erdle ve C.H. Prange tarafından Amerika’da Austenal Laboratuvarlarında kullanılmış ve metala daha sonra Vitallium adı verilmiştir. Döküm tekniği ile birlikte alaşımlar da zamanla çeşitli isimler altında önemli ölçüde değişikliğe uğratılmışlardır (Ulusoy ve Kevser, 2010).

Kalıp içinden mumun çıkarılarak elde edilen metal dökümler, endüstride birçok çeşitleri ile bilinmektedir. Ancak bu tip döküm yönteminin ilk olarak ne zaman ve nerede geliştirildiğini tam olarak gösteren hiçbir kayıt mevcut değildir. 1866’da James Bean alüminyum kaideli döküm yöntemini, 1896’da da Dr. Philbrook altın inleyleri oluşturmak üzere basınçlı döküm yöntemini ileri sürmüşlerdir. Almanya’da 1904 yılında Arthur Ollendorf ve Amerika’da 1907 yılında William H. Taggart metal döküm yöntemini geliştirmişlerdir. Merkezkaç kuvvetiyle döküm yapılması ise 1907’de Jameson tarafından gerçekleştirilmiştir (Ulusoy ve Kevser, 2010).

CAD/CAM sistemleri diş hekimliğinde, 1980 lerin başında kullanılmaya başlamıştır. İlk etapta kullanımı verimli ve pratik değildi. Zamanla yazılım ve materyallerdeki gelişmelerle birlikte CAD/CAM sistemleri günümüzde laboratuvarların yanı sıra klinik ve muayenehane pratiğinde de rutin olarak kullanılmaktadır.

2.2. Protetik Restorasyon Tipleri

2.2.1. Tam Seramik Restorasyonlar

Son yıllarda dişhekimliğinde estetik gereksinim artışı, tam seramik restorasyonların gelişmesinde başlıca rol oynamıştır. Tam seramik restorasyonların hasta ve hekim tarafından tercih edilmelerinin en önemli nedenleri oldukça estetik olmaları yanında biyouyumlu olmalarıdır. (Dündar ve diğerleri, 2003; Toksavul ve diğerleri, 2004)

1900'lerin öncesinde Land yaptığı çalışma ile, tam seramik anterior kron restorasyonlarda karşılaşılan problemlerden birinin restorasyonlarda meydana gelen porselen kırıkları olduğunu göstermiştir. Bazı araştırmacılar, vakumlu fırın kullanılarak porselenin kırılma direncini 20-30 MPa'dan yaklaşık 50-60 MPa'a arttırmayı ve poroziteyi minimum düzeylere indirmeyi başarmışlardır. (Noort , 2007)

Fakat bu gelişmeler kırılmalara karşı yeterli kuvvet ve dayanıklılığa sahip restorasyonlar üretmek için yeterli olmamıştır. Bu amaçla dayanıksız olan cam fazı kontrollü bir şekilde Al_2O_3 , $MgAl_2O_4$, Lityum disilikat ve ZrO_2 gibi kristallerin ilavesi ile güçlendirmeye çalışılmaktadır.

1960'ların ortasında McLean ve Hughes, feldspatik camı alümina ile güçlendirerek, alumina ile güçlendirilmiş porselen jaket kronu geliştirdiler. Bundan sonra diğer sistemlerde hızla gelişmeye başladı. 1980'lerde cam infiltre edilmiş yüksek dayanıklılığa sahip seramik korlar geliştirilmiş (In-Ceram, Vita) ve 1990'larda ilk kez tam alümina kor kullanılmaya başlanmıştır (Techceram, Techceram Ltd:

Procera AllCeram, Nobel Biocare). (Rizkala ve Jones, 2004; Anderson ve diğeri, 1998)

Dayanıklı kristal ilavesi gerçekten seramiğin dayanıklılığını arttırırken ışık geçirgenliğini azalttığı için optik özelliklerini zayıflatmaktadır. Bu yüzden kristal ilavesi ile güçlendirilmiş seramikler çoğunlukla ancak alt yapı olarak kullanılabilir. Bu kristallerden ZrO_2 nin diğeri göre önemli avantajı arttırılmış dayanıklılığı ve sertliği, azaltılmış elastiklik katsayısı ve dikkate değer faz değişim özelliğidir. ZrO_2 haricindeki kristallerle elde edilen seramikler ile ön-arka bölge kuron ve sadece ön bölge köprü protezleri yapılabilir. Son senelerde özellikle ZrO_2 ve CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerle artık tüm çene tam seramik restorasyonlar da yapılabilir. (Malkoç , 2009)

Tam seramik restorasyonların üretimi için bir çok fabrikasyon tekniği bulunmaktadır.

1. Sinterlenen tam seramik materyaller
 - a. Alumina bazlı seramikler
 - b. Lössit ile güçlendirilmiş feldspatik porselenler
2. Isı ve basınçla şekillendirilen tam seramik sistemler
 - a. Lössit bazlı seramikler
 - b. Lityum disilikat bazlı seramikler
 - c. Lityum fosfat bazlı seramikler

3. Slip-cast tekniği ile hazırlanmış tam seramik sistemler.
 - a. Alumina bazlı materyaller
 - b. Spinel ve zirkonya bazlı materyaller
4. Freze tekniği ile hazırlanan tam seramik sistemler
 - a. CAD/CAM tekniği ile hazırlanan tam seramik sistemler
 - b. Kopya freze tekniği ile hazırlanan tam seramik sistemler

İmalat yöntemi	Kristalin Fazı	Eğilme Direnci (MPa)
Makine	Zirconia (ZrO_2)	900
	Alumina (Al_2O_3)	650
	Feldspar ($KaSi_3O_8$)	105
	Leucite ($KaSi_2O_6$)	135
Slip-cast	Alumina (Al_2O_3)	446
	Spinel ($MgAl_2O_4$)	378
	Zirconia (ZrO_2)	604
Isı ve basınç	Leucite ($KaSi_2O_6$)	121
	Lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$)	350
	Lityum Fosfat (Li_3PO_4)	164
Sinterleme	Leucite ($KaSi_2O_6$)	104
	Alumina (Al_2O_3)	139
	Florapatit ($Ca_5(PO_4)_3F$)	80

Tablo 2.1. Dental seramiklerin eğilme dirençleri (Powers ve Sakaguchi, 2006)

2.2.2. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar

Anterior bölgede tam seramik restorasyonlar çok doğal sonuçlar verebilir. Fakat bu restorasyonlarda kullanılan seramiklerin, yüksek stresler altında kırılma dirençleri düşük olduğundan özellikle posterior bölgelerde metal destekli seramikler tercih edilmektedir.

Metal-seramik restorasyonlar, porselenin estetiği ile metal alt yapının dayanıklılığının birlikte kullanımını sağlayan ve diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir restorasyon tipidir. Metal-seramik restorasyonların uygulanımı, 1962 yılında ABD’de altın alaşımının ve feldspatik porselenin patentini alma ile başlamıştır. (Zaimoğlu ve Can, 2011)

Metal-seramik restorasyonlar, diş preparasyonunun üstüne oturan metal veya kopingden ve bu metali maskelemek için üzerine pişirilen seramikten oluşur. Bir metal-seramik restorasyondaki metal alt yapı 3 porselen tabakası ile örtülüdür:

1. Opak porselen alttaki metalin yansımalarını gizler., rengin temelini oluşturur ve seramik ile metal arasındaki bağlanmanın gelişiminde önemli bir rol oynar.
2. Dentin veya gövde porseleni restorasyonun ana kütlesini meydana getirir ve rengin büyük kısmını oluşturur.
3. Mine veya kesici porselen restorasyona translüsensi verir. (Shillinburg ve diğerleri, 1997)

2.3 Dental Alaşımlar

2.3.1. Dental alaşımlarda kullanılan metaller

Alaşımlarda kullanılan bütün metallerin alaşımlara kattıkları fiziksel ve kimyasal özellikler birbirinden farklıdır:

Alüminyum (Al): Nikel alaşımlarının erime derecesini düşürmek için kullanılır. Aynı zamanda sertleştirici etki gösterirken oksit oluşumunu etkiler. Kobalt-krom alaşımlarıyla birlikte kullanıldığında asitlenebilme özelliği sayesinde mikro mekanik tutuculuk sağlanmasına yardımcı olur.

Altın (Au): Korozyona direnç sağlar, kararmayı engeller ve az da olsa alaşımın erime derecesini arttırır. Alaşımın manipülasyonunu arttırırken yoğunluğu da arttırdığı için maliyeti de yükseltir. Metale tercih edilen sarı rengi verir fakat alaşıma paladyum veya gümüş de ilave edilmişse bu renk elde edilemez.

Berilyum (Be): Erime derecesini düşürür, dökülebilirliği arttırır, cilalanabilirliği kolaylaştırır, sertliği arttırır ve oksit oluşumunu kontrol edici etki gösterir. Nikel- krom alaşımlarıyla birlikte kullanıldığında asitlenebildiği için mikro mekanik tutuculuk sağlanmasına yardımcı olur. Bu olumlu özelliğe rağmen teknisyen ve hasta için oluşturduğu potansiyel sağlık riskleri yüzünden kullanımı oldukça azalmıştır.

Bakır (Cu): Alaşımın sertliğini ve dayanıklılığını arttırırken erime derecesini düşürür. Soy alaşımların içine ilave edilerek seramik bağlantısı için gerekli olan yüzeydeki oksit tabakasının oluşmasını sağlar.

Boron (B): Deokside edici ve sertliği arttırıcı etki gösterir. Yüzey gerilimini azaltarak dökülebilirliği arttırır.

Çinko (Zn): Alaşımın erime derecesini düşürür ve deokside edici etkisi vardır, ayrıca dökülebilirliği arttırır.

Demir (Fe): Bazı altın içerikli alaşımlara ilave edilerek sertliği arttırıcı ve oksit oluşturuıcı etki gösterir.

Galyum (Ga): Gümüş içermeyen alaşımlara gümüş eksikliğine bağlı olarak düşen ısı genleşme katsayısını arttırmak için ilave edilir.

Gümüş (Ag): Alaşımın erime derecesini düşürür, akıcılığını arttırır, altın ve paladyum alaşımlarının ısı genleşme katsayısının kontrolünü sağlar. Bazı seramiklerle birlikte kullanıldığında seramikte sarı, kahverengi veya yeşil renklenmeye sebep olabilir. Oksijen absorpsiyonu eğilimi vardır, bu da döküm sırasında porozite oluşmasına sebep olabilir. Bunu engellemek için alaşımın içine çinko ve indiyum ilave edilir. Sülfür varlığında korozyona ve kararmaya uğrar. Kıymetli bir metal olmasına rağmen dış hekimliğinde soy metal olarak kabul edilmez (Philips, 1991).

İndiyum (In): Altın içerikli alaşımlara ilave edilir. Alaşımın erime derecesini ve yoğunluğunu azaltırken akışkanlığı ve direnci arttırır. Yüzeyde seramikle bağlantıyı sağlayan oksit tabakası oluşturur. Gümüş içeren alaşımlara ilave edildiğinde kararmayı önleyici etki gösterir.

İridyum (Ir): Altın ve paladyum içerikli alaşımların içine ilave edilerek grenleri düzgünleştirerek mekanik özellikleri arttırır. Ayrıca kararmayı önleyici etkisi vardır.

Kalay (Sn): Alaşımın erime derecesini düşürürken sertliğini artırır. Altın ve paladyum alaşımlarında seramik adezyonu için gerekli oksit tabakasının oluşumunda en önemli rolü oynar.

Kobalt (Co): Nikel bazlı alaşımlara alternatif oluşturur fakat işlenmesi daha zordur. Paladyum içeren alaşımların içine ısı genleşme katsayısını arttırması için ilave edilir.

Krom (Cr): Sertliği arttırıcı ve korozyon önleyici etki gösterir.

Mangan (Mn): Nikel ve kobalt içerikli alaşımlara ilave edilerek sertliği arttırır.

Molibden (Mo): Korozyona direnci arttırır, oksit oluşumunu sağlar ve nikel bazlı alaşımlarda ısı genleşme katsayısını ayarlamak için kullanılır.

Nikel (Ni): Metal-seramik sistemlerde yaygın bir şekilde kullanılmasının sebebi ısı genleşme katsayısının altına yakın olması ve korozyona karşı olan direncidir. Dezavantajı ise nikel alerjisi olan bireylerde toksik etki göstermesidir.

Paladyum (Pd): Altın alaşımlarına ilave edilerek dayanıklılığı, sertliği, bükülme direncini, korozyona ve kararmaya karşı direnci artırır. Ayrıca erime derecesini yükseltir. Çok güçlü bir beyazlatıcı etkisi vardır. %10 oranında ilavesi bile alaşımı paladyumun rengine çevirir. Altın alaşımlarında yoğunluğu azaltarak maliyeti düşürür.

Platin (Pt): Altın alaşımlarının dayanıklılığı , erime derecesi, sertliği ile korozyon, kararma ve bükülme direncini artırır. Alaşımın rengini beyaza çevirir ve soy olmayan alaşımlara ilave edildiğinde yoğunluğu artırır.

Rutenyum (Ru): İridyuma benzer şekilde altın ve paladyum içerikli alaşımların içine ilave edildiğinde grenleri düzgünleştirerek mekanik özellikleri artırır. Ayrıca kararmayı önleyici etkisi vardır.

Silisyum (Si): Alaşım içindeki diğer metallerin oksidasyonunu engeller ayrıca sertliği artırıcı etkisi vardır.

Titanyum (Ti): Alüminyum ve berilyum gibi erime derecesini düşürmek dökülebilirliği arttırmak için kullanılır. Sertliği artırıcı ve yüksek ısılarda oksidasyonu önleyici etkisi de vardır (O'Brien, 2008).

2.3.2. Dental alaşımların kullanım yerleri

Metal alaşımların diş hekimliğinde çok yaygın bir kullanım alanı vardır (Tablo 2.2). Krom-kobalt (Co-Cr) ve krom-nikel (Ni-Cr) alaşımlar Tip IV altın alaşımların yerini alarak yıllar boyunca hareketli bölümlü protez iskeletlerinin yapımında kullanılmaktadır (Cunningham, 1973). Krom-nikel ve krom-kobalt alaşımlar metal-seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Krom-nikel alaşımların kullanımı berilyum içermelerine rağmen hala çok yaygındır. Bu alaşımı kullanan dental laboratuvarların, toksik etkisinden dolayı OSHA (Occupational Safety and Health Administration - Mesleki güvenlik ve sağlık uygulamaları) rehberini takip etmeleri gerekmektedir. ISO ve ADA gibi kalite standart kurumları, kullanılan berilyum oranını %0.02'nin altına düşürmek için çalışmaktadırlar. (Cheng ve diğerleri, 1990). Bütün bu sebeplerden dolayı krom-kobalt alaşımlar, hem metal hem de metal-seramik restorasyonlar için daha iyi bir seçenektir.

Titanyum ve titanyum alaşımları; kron, köprü, implantlar, ortodontik teller ve endodontik aletlerin yapımında kullanılmaktadır.

Paslanmaz çelikler ise ortodontik teller ve endodontik aletlerde kullanılmaktadır.

Döküm Co-Cr alaşımlar	• Hareketli bölümlü protez iskeleti • Metal-seramik restorasyon
Döküm Ni-Cr alaşımlar	• Hareketli bölümlü protez iskeleti • Kron ve köprü • Metal-seramik restorasyonlar
Döküm titanyum ve titanyum alaşımlar	• Hareketli bölümlü protez iskeleti • Kron ve köprü • İmplant
İşlenmiş titanyum ve titanyum alaşımlar	• İmplant • Kron ve Köprü
İşlenmiş paslanmaz çelik alaşımlar	• Endodontik aletler • Ortodontik teller ve braketler
İşlenmiş Co-Cr-Ni alaşımlar	• Ortodontik teller • Endodontik eğeler
İşlenmiş Ni-Ti alaşımlar	• Ortodontik teller • Endodontik eğeler
İşlenmiş beta-titanyum alaşımlar	• Ortodontik teller

Tablo 2.2. Döküm veya işlenmiş metal alaşımların diş hekimliğinde kullanım alanları.

Metal seramik restorasyonlarda kullanılan alaşımları kronolojik olarak; Au-Pt-Pd, Ni-Cr, Co-Cr, Au-Pd-Ag, Pd-Ag, Au-Pd, Pd-Cu ve Ti olarak sıralayabiliriz.

2.3.3. Dental alaşımların sahip olması gereken özellikler

Dental alanda kullanılan metal ve metal alaşımların bazı özelliklere sahip olması gerekmektedir:

1. Hastaya, hekime ve teknisyene toksik veya alerjik etkisi olmaması

2. Ağız sıvıları içerisinde korozyona dayanıklı olması ve fiziksel değişikliğe uğramaması
3. Isı iletkenliği, ergime derecesi, termal genleşme değeri ve dayanıklılığının bütün uygulamalar için uygun olmalı
4. Hekim ve teknisyen için uygulanabilir olmalı
5. Üretimi ucuz ve kolayca ulaşılabilir olmalıdır.

2.3.4. Dental Alaşımların Klinik Başarı İçin Önemli Olan Fiziksel Özellikleri

Herhangi bir döküm restorasyonun, başarılı olabilmesi ancak uygun bir metal alaşımının kullanılması ile mümkündür (*Roberts HW ve diğerleri*, 2009). Metallerin klinik başarısını belirleyen bu özellikleri şu şekilde açıklayabiliriz:

1. Renk
2. Faz yapısı
3. Grain büyüklüğü
4. Dayanıklılık ve sertlik
5. Alaşım uyumluluğu
6. Korozyon
7. Biyouyumluluk
8. Porselen uygulama
9. Lehimlenebilme

2.3.4.1. Renk

Renk, dental alaşımların klinik başarısını etkileyen faktörlerden biri olarak düşünülür. Alaşımların rengi genelde ‘sarı’ veya ‘beyaz’ olarak adlandırılırlar. Bu kısıtlı tanımlamalar kırmızımsı, yeşilimsi ve kahverengimsi renge sahip alaşımlar düşünüldüğünde yetersiz kalmaktadır. Alaşımın renginin, alaşımın fiziksel, kimyasal, dental veya biyolojik performansı ile çok az alakası vardır (Wataha, 2001). Genel inanış; sarı alaşımların maliyetinin fazla, daha biyouyumlu ve korozyona dirençli olduğu yönünde olmasına rağmen böyle bir gerçeklik yoktur. Alaşımın rengi, hastaların sosyal ve estetik beklentileri için önemli olmasına rağmen, hekimler için bir önyargı yaratmamalıdır.

2.3.4.2. Faz Yapısı

Metal ve metal olmayan yapılar kullanılarak oluşturulan alaşımlarda, kullanılan materyallerin birbirleri içerisinde farklı derecelerde çözünabilirlikleri vardır. Eğer alaşım içindeki bileşimlerden çoğu bir diğer bileşen içerisinde çözünürse ‘tek fazlı alaşım’ olarak adlandırılırlar ve aşağı yukarı homojen bir yapıya sahip olurlar (Wataha, 2002) Eğer bir veya daha fazla bileşen bir diğerinin içerisinde çözülüyorsa; katı formda, birbirlerinden farklı iki veya daha fazla birleşiklere sahip bir yapı meydana gelir. Bu yapıya da ‘çok fazlı alaşım’ denir. Tek fazlı alaşımların manipülasyonu çok daha kolaydır ve çok fazlı alaşımlara göre daha zor korozyona uğrarlar (Wataha, 2001). Diğer yandan çok fazlı alaşımlar, bonding için asitlenebilir ve tek fazlılara göre daha kuvvetlidir. 1975’ten önce kullanılan alaşımların çoğu; altın oranı yüksek, gümüş, bakır ve paladyum içeren tek fazlı alaşımlardı (Wataha, 2002). Günümüzde ise birbiri içerisinde çözülmeyen daha komplike kimyasallar kullanılarak yapılan alaşımlar sıklıkla kullanılmaktadır. Tipik bir nikel bazlı alaşım

8-10 farklı metal ve 3-4 faz içermektedir. Bir alaşımın faz yapısı çıplak gözle gözlenemez sadece klinisyenin laboratuvar incelemeleri veya üreticinin bilgilendirmesi ile faz yapısı hakkında bilgi edinebiliriz.

2.3.4.3. Tanecik Büyüklüğü

Diğer önemli mikro-yapısal özellik döküm alaşımların tanecik büyüklüğüdür. Tanecikler, alaşımın küçük çekirdeklerin katılaşmasıyla oluşan kristallerdir. Bir alaşım sıvı haldeyken soğumaya başladığında, bu kristaller bir biriyle karşılaşana kadar büyürler. Bu taneciklerin büyüklükleri; alaşımın soğuma derecesine, iridyum gibi özel çekirdekli elementlerin varlığına döküm sonrası ısıya ve alaşımın yapısına bağlıdır (Flinn ve Trojan, 1986). Altın bazlı alaşımlarda, küçük tanecik büyüklüğünün (<30 µm) gerilme kuvvetini ve esnekliği arttırdığı gözlemlenmiştir (Neilson ve Tuccillo, 1966). Bazı metal alaşımlarda, küçük, dağınık ikinci fazlar (her biri küçük tanecik yapısında) alaşımın dayanıklılığı için kritiktir. Diğer bazı metal alaşımlar ise 1mm çapında büyük tanecikler içerir (Baran, 2002). Anizotropik yapıdaki bu büyük tanecikler, eğer köprü ayağı ve gövdesindeki bağlantı bölgesi gibi kritik bölgelerde meydana gelirse problemlere yol açabilir.

2.3.4.4. Dayanıklılık ve Sertlik

Tüm dental döküm alaşımlarının sıkıştırma dayanıklılığı yeterli derecede yüksektir ve bu durum klinik performans için önem arz etmemektedir. Fakat gerilme dayanıklılıkları alaşımlar arasında önemli derecede değişmektedir. Çok üyeli sabit restorasyonlarda gövde bölgesi gibi yüksek risk alanlarında, alaşımların kırılmasını önlemek için, 300 MPa üstü bir gerilme dayanıklılığı gereklidir (Wataha, 2001). Çünkü gerilme dayanıklılığını pratikte ölçmek zordur, onun yerine birçok üretici ürün dayanıklılığını ölçmektedir. Gerilim altındaki ürün dayanıklılığı verilen miktarda alaşımı kalıcı olarak

deforme edebilmek için gerekli olan, test edilen numunelerin uzunluğunun yüzdelik olarak bildirildiği strestir. Bu yüzdeliğin karşılığı (normal olarak 0.1% veya 0.2%) alaşımın kalıcı deformasyonunu göstermektedir ve göreceli olarak yeniden üretilebilir. Ürün dayanıklılığına ait bilgi üretici tarafından kolayca elde edilebilir.

Alaşımın sertliği karşıt dişlerden veya restorasyonlardan aşınmayı engelleyecek düzeyde olmalıdır, mine (Vicker'in sertlik skalası, 340 kg/mm²) (Wataha, 2002) ve porselen gibi diğer materyalleri aşındıracak kadar sert olmamalıdır. Pratikte, 125 kg/mm² den daha az Vicker sertliği, alaşımı aşınma açısından çabuk etkilenir kılar ve mineden daha fazla sertlik ise varolan dişi aşındırabilir (Powers ve Sakaguchi , 2006). Fakat aşınma kompleks bir fenomendir, klinik aşınmayı sadece sertlik özelliğini göz önünde bulundurarak öngörmek gerekir (Kohn, 2002). Sertlik hakkındaki bilgi de yine üreticilerden elde edilebilir.

2.3.3.5. Katılaşma Derecesi ve Uyumluluk

Alaşımın büzülme özellikleri pratisyenleri bu özelliği dikkate almaya zorlamaktadır. Döküm aşamasında, erimiş alaşımın sıvı halden katılaşması sırasında, yüksek miktarda büzülme meydana gelmektedir, fakat döküm halkasındaki rezervuardan erimiş metal ilavesiyle bu durum telafi edilmektedir. Fakat bir kere, restorasyon içindeki tüm metal katılaşmışsa, alaşım da kendi katılaşma derecesinde oda sıcaklığına soğumuşsa, büzülme sıvı ilavesi ile telafi edilememektedir. Eğer sıcak dökümün boyutları doğru klinik ölçüdeyse, büzülme nedeniyle final soğumuş döküm çok küçük olacaktır. Katılaşma derecesi yükseldikçe, daha fazla büzülme meydana gelmektedir; bu büzülme değerleri katılaşma derecesi yaklaşık 950 olan yüksek altın alaşımları için yaklaşık olarak 0.3% den 0.5% e kadar; katılaşma derecesi 1300-1400 olan nikel ve kobalt alaşımları için yaklaşık 2.5%

olacak şekilde değişebilmektedir (Wataha, 2002). Büzülme, dayın genişletilmesi, day-spacer uygulaması, özel genişletme mekanizmalarının kullanılması, burnout derecesinin artırılması ile telafi edilmek zorundadır. Kötü uyumlu kron riski yüksek katılaşma derecesine sahip alaşımlarda daha fazladır, ve bu faktör alaşımların seçiminde anlamlı derecede önemlidir.

2.3.3.6. Korozyon (Çürüme)

Son yıllarda belkide hiçbir özellik alaşım korozyonu kadar dikkat toplamamıştır. Korozyon derecesi, alaşımların bir veya birden fazla bileşenin oksidasyonu ile sonuçlanır; bazı nedenlerden ötürü sabit bir protezin uzun dönem başarısında kritiktir. Korozyon restorasyonun dayanıklılığını, katastropik başarısızlığa bağlanacak şekilde tehlikeye sokabilmektedir (Powers ve Sakaguchi, 2006) veya oksidasyona uğramış bileşenlerin serbest kalması doğal dişlerin, porselen venerlerin ve hatta ciddi vakalarda yumuşak dokuların rengini değiştirebilmektedir (Wataha, 2000). Korozyon, restorasyonları, pitlerin ve renklenmiş oksit tabakaların (patina) oluşumu nedeniyle estetik olarak kabul edilemeyen bir durumda bırakır. Korozyon esnasında elektronların serbest kalması, hasta tarafından ani akımlar (galvanik korozyon) şeklinde algılanabilir. Serbest kalan metalik bileşenler istenmeyen metalik bir tada neden olabilmekte ve bu da hastanın restorasyonun çıkarılmasını talep etmesiyle sonuçlanmaktadır.

Korozyon miktarının ölçümü kompleks bir işlemdir. Birçok araştırmacı alaşımın korozyonunu, alaşımın içeriğini göz önünde bulundurarak tahmin etmeye çalışmalarına rağmen, doğru tahminlerde bulunmak zordur. Korozyon miktarını; metal oksidasyonu veya serbest kalan metallerin konsantrasyonunun neden olduğu akım değişiminin ölçülmesiyle saptayabiliriz. Bu ölçümler in vitro veya bazı vakalarda in vivo olarak çeşitli koşullar altında yapılmaktadır.

Korozyon, ciddi vakalarda (örneğin demir üzerindeki pas) çıplak gözle temiz bir şekilde görülebilmese rağmen, dental döküm alaşımlarının korozyonunun birçoğu görüldüğünden daha tehlikeli olabilir ve çıplak gözle gözlenemezler. Alaşım üreticileri alaşımlarına ISO veya ADA sertifikası alabilmek için spesifik standartlarla (ASTM veya ISO) korozyonu ölçmek zorundadırlar ve bu bilgi broşürlerde rapor edilmemesine rağmen, her zaman üreticilerden temin edilebilir. Çünkü korozyon genellikle alaşımın, ağız içinde açık bir şekilde kalması ile meydana gelir. Buda alaşımın biyouyumluluğu ile ilişkilidir (Wataha, 2000).

2.3.3.7. Biyouyumluluk

Biyoyumluluk en iyi şekilde, bir yabancı cismin veya maddenin biyolojik sistemlerle uyumluluğu, nasıl etkileşime geçtiği ve nasıl etkilediği olarak tarif edilebilir. Alaşım ile dokular arasındaki etkileşim çeşitli şekillerde olabilir. Alaşımdan oral kaviteye elementlerin serbest kalması, alaşımın biyouyumluluğunu etkileyen primer faktördür. Alerji veya inflamasyon gibi birçok biyolojik etki, bu serbest kalmaya atfedilmektedir (Wataha, 2001; Wataha, 2000; Hanks ve diğerleri, 1996). Bütün bu bilgiler ile, biyouyumluluk alaşımın korozyonu ile ilişkilidir denilebilir. Fakat, bir alaşımın elemental serbest kalma olayı ile o alaşımı düşük biyouyumlu olarak nitelendirmeyiz. Çünkü dokuların bu element serbest kalmasını tolere edebilme yeteneği geniş çapta değişiklik göstermektedir (Wataha, 1998). Teorikte, döküm alaşımların biyouyumlulukları, alaşımların korozyon özellikleri baz alınarak tahmin edilebilmelidir, fakat pratikte, bu yöntemin çoklu elementlerin serbest kalmasının kompleks dinamiği ve bu elementler arasındaki etkileşimler nedeniyle imkansız olduğu ispatlanmıştır. Bu nedenle biyouyumluluğun in vitro, hayvan veya klinik testlerle direkt değerlendirilmesi gereklidir (Wataha ve Regina, 2008).

Dental döküm alaşımlar için bir diğer ortak düşünce ise bu alaşımların oral çevrede etkisiz/hareketsiz olamamalarıdır. Bir materyalin oral kaviteye yerleştirilmesi, vücudun materyali ve materyalin vücudu etkilediği “active interface” ler yaratmaktadır. Yerleştirilmiş materyale aldırış etmeden, bu etkileşimler meydana gelir. Böylece dental döküm alaşımlarını hareketsizliği/etkisizliği mümkün değildir. İlaveten, meydana gelen etkileşimler dinamikler ve interface çevresinin değişimiyle değişebilmektedir. Örneğin, periodontal inflamasyonun gelişimi, oklüzal yüklemdeki değişiklikler, veya beslenme alışkanlıklarındaki bir değişim alaşımın ve oral dokuların etkileşim yolunu değişikliğe uğratabilirler (Wataha ve Regina, 2008).

Alaşımların biyouyumluluğu diş hekimleri ve teknisyenleri için yasal bir zorunluluk olarak görünmeyebilir. Hastaların biyouyumluluk üzerinden açtığı davalar nadirdir. Fakat döküm alaşımlarından elementlerin serbest kalması nedeniyle; kötü tad, inflamasyon veya enfeksiyon reaksiyonlarının olduğu iddia edilebilir (Wataha, 2000). Hastaların bu tip yaklaşımlarının ispatı zordur fakat yinede, laboratuvarlar ve pratisyenler tarafından dikkatli materyal seçimi ve manipulasyon ile bu durumdan korunulabilir. Döküm, lehimleme, cilalama, veya porselen uygulaması gibi prosedürler, hatalı şekilde uygulandıkları zaman, döküm alaşımların korozyon özelliklerini ve onların biyolojik davranışlarını değişikliğe uğrattırlar (Powers ve Sakaguchi, 2006; Baran, 2002; Wataha, 2000).

2.3.3.8. Porselen Uygulaması

Döküm alaşımlara porselen uygulanması, dişlerin sabit protezlerle restorasyonunda önemli bir rol oynamaktadır ve porselen-alaşım restorasyonların uzun dönem bütünlüğü için döküm alaşımların bazı özellikleri önemlidir. Porselen-metal restorasyon üzerindeki porselenin başarısızlığı hemen göze çarpar ve genellikle pahalı, zaman harcayan ve onarılması zahmet verici klinik problemleri ortaya çıkarır. Bunun yanında, porselenin başarısızlığı, restorasyon yerleştirildikten aylar veya yıllar sonra da meydana gelebilir. Döküm alaşımların porselen-metal bağlantısının uzun dönem bütünlük başarısı için, alaşımların erime sıcaklığı aralığı kritik bir öneme sahiptir. Alaşımların katı olduğu sıcaklık porseleni uygulamak için gerekli olan dereceden en az 50 derece yüksek olmalıdır, yoksa alaşımların altyapısı porselen uygulandığı zaman deforme olacaktır. Bu distorsiyonlar “sagging” olarak ifade edilir ve ince metal altyapılar veya uzun köprü gövdeleri nedeniyle durum daha da kötüleşebilir. Pd-Cu alaşımları gibi döküm alaşımların belirli tipleri, sagging için tehlikeye açıktır ve bu durumlardan korunulmalıdır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

Daha ciddi bir durum ise porselen ve alaşımların fırınlamadan sonra soğuması nedeniyle porselen-metal restorasyonların porselenlerindeki rezidüel stresler (Wataha, 2002). Bu stres soğumadan sonra materyaller arasındaki büzüşme farklılığı sonucu ortaya çıkar. Termal genleşme katsayısı kullanılarak bu büzüşmenin miktarı hesaplanabilir, yüksek termal genleşme katsayısı soğuma sırasında daha fazla büzüşme (ısınma sırasında ise daha fazla genleşme) olacağı anlamına gelir. MDS (Metal destekli seramik) restorasyonlarda rezidüel streslerden kaçınmak için metal ve porselenin termal genleşme katsayıları benzer/aynı olması gerekmektedir. Pratikte geniş aralıklı soğuma derecelerine sahip oldukları için termal genleşme katsayılarının aynı olması neredeyse imkansızdır, bu yüzden günümüzdeki geçerli yaklaşım

porseleninkinden biraz daha yüksek genleşme katsayısına sahip metaller (0.5/C) tasarlamaktır. Böylece metal biraz daha fazla büzüşür ve altındaki metale bağlı olan porselen de sıkışmış olur. Sıkıştırıcı stresler gerici streslere kıyasla porselenin kırılğan yapısından dolayı porselen tarafından daha iyi tolere edilir ve bu şekilde tasarlanan metal-porselen restorasyonlar genellikle daha uzun süre stabil olur. Pratikte alaşımın ve porselenin termal ekspansiyon katsayısını üretici kontrol eder; ancak laboratuvar ve hekim sadece üretici tarafından önerilen/tavsiye edilen metal ve porselen kombinasyonunu kullanmalıdır (Wataha, 2006).

Porselen birçok metale, porselenin metal yüzeyine uygulanması sırasında degassing aşamasında, metal yüzeyinde oluşturulan metal oksit tabakası aracılığıyla bağlanır. Oksit tabakasının özellikleri- renk, kalınlık ve dayanıklılık gibi- metal alaşımın tipine göre farklılık gösterirken porselen- metal bağının estetiği ve gücü açısından da önem taşır (O'Brien, 2008). Neredeyse tüm oksit tabakaları kırılğandır, bu nedenle metal-porselen bağının bu tabakada başarısızlığa uğramasından kaçınmak için oksit tabakasının kalınlığı minimize edilmelidir. Nikel ve kobalt bazlı alaşımlar kalın bir oksit tabakası oluşturur ve sıklıkla laboratuvarda üzerine porselen uygulamadan önce biraz inceltir. Diğer taraftan altın veya palladiumlu metal alaşımlar daha ince oksit tabakası oluştururlar. Genellikle altın yada palladium alaşımlara oksit oluşturan kalay veya gallium ilave edilerek yeterli oksit tabaka oluşumu sağlanır. Döküm/ Casting sırasında bu oksit oluşturulardan bir kısmı kaybedildiğinden dolayı (casting oksitleyici bir aşamadır), altın veya paladyum alaşımlarının tekrarlayan kullanımlarında döküm sırasında yeni alaşım ilave edilmezse zayıf metal porselen bağları oluşabilir. Bu konular hekim kontrolü dışında olduğu için, hekimin iyi bir laboratuvarla çalışması gerekliliğinin önemi bir kez daha ortaya çıkmaktadır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

Doğru metal-porselen tonu için, oksit tabakanın rengi düzgün bir şekilde ayarlanmalıdır. Oksit tabaka ve metal, opak porselenle kaplanmış olsa bile, opak porselenin oksit tabakası ve kalınlığını maskeleme etkinliği kullanılan alaşıma göre farklılık gösterir. Nikel, gümüş, kobalt ve palladiumlu alaşımlar daha gri tonlarında ve maskelenmesi daha zor oksit tabakaları oluştururlar ve dişlerin daha düşük renk numaraları ve hue sahip olmasına neden olurlar. Dahası, bu gri tonları maskelemek için kullanılan opak porselenin kalınlığı, dentin ve mine için kullanılacak olan porselene yeterli miktarda yer kalmamasına neden olur ve bundan dolayı porselenin estetik görünümü de kaçınılmaz olarak olumsuz yönde etkilenir. Altınlı alaşımlar genellikle maskelemesi daha kolay olan daha açık tonlarda beyaz veya sarımsı oksidler oluşturur. Bunlar doğal diş dentiniyle daha uyumludur (Wataha, 2006).

Bazı alaşımlar, üzerlerine porselen uygulanması sırasında elementlerinin buharlaşmasına bağlı olarak porselenin rengini bozabilirler. Yüksek miktarlarda gümüş ve bakır içeren alaşımlar buna en çok sebebiyet veren alaşımlardır (greening). Laboratuarlarda porselen fırınlarının bu gibi metallerle kontamine olmadığından emin olunmalıdır (Wataha, 2006).

2.3.3.9. Lehimlenebilme

Metal lehimlenmesi büyük ölçüde kullanılan metallerin tipine bağlıdır ve klinisyenin alaşım seçiminde etkili olabilir. MDS restorasyonlar söz konusu olduğu zaman soldering daha da büyük önem kazanır. Lehimleme sırasında, alaşımların katı halde bulunmasının (genellikle en az 50 derece yeterlidir) yanı sıra, solderler ve fluxların da rolü vardır (Powers ve Sakaguchi, 2006). Eğer tedavi planı tellerin, kroşelerin, ataçmanların veya pontiklerin lehimlenmesini gerektiriyorsa, bu durumda kullanılacak metal alaşımlarının lehimlenmelerinin güvenilir olup olmadığı göz önünde

bulundurulmalıdır. Genellikle altın bazlı alaşımlar; gümüş, palladium, nikel bazlı alaşımlara kıyasla daha kolay lehimlenir. Dahası, lehimleme sırasında ortaya çıkan sıcaklık base-metal alaşımların kompleks faz yapılarını yüksek soylu alaşımlara göre değiştirme olasılığı daha yüksektir (Wataha, 2006).

2.3.4. Seramiklerle Birlikte Kullanılan Metal Alaşımların Sınıflandırılması

Metal alaşımlarını sınıflayıp, özelliklerini belirtmeden önce soy, kıymetli, yarı kıymetli, baz metal veya alaşım terimlerinin anlam ve içeriğini açıklamakta yarar vardır.

Soy: Kimyasal özellikleri ile ifade edilirler. Oksidasyona ve korozyona karşı dayanıklıdır ve asitlerle atake olmazlar (Zaimoğlu ve Can, 2011). Diş hekimliğinde kullanılan 7 asil metal vardır; altın (Au) ve platin grubunda olan platin (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os) ve rodyum (Rh). Bazı araştırmacılar gümüşü (Ag) de soy metaller grubuna sokarken ağız içinde uygulandığında okside olabildiği için diş hekimliğinde soy grubunda yer almaz (Philips, 1991).

Kıymetli: Yüksek ekonomik değere sahip nadir rastlanan metalik kimyasal elementlere kıymetli metal adı verilir. Kimyasal olarak kıymetli metaller diğer elementlerden daha az reaktivite özelliğine sahip olup, parlaklığı (luster/lustre) ve erime noktaları daha yüksektir. Dental yayınlarda, kıymetli metal terimi genellikle gümüş (Ag) için kullanılır. (Zaimoğlu ve Can, 2011)

Yarı kıymetli: Yarı kıymetli terimi önemli miktarda gümüş içeriği olan soy metal alaşımları için kullanılmıştır. Fakat bazı değişik alaşımlar için kullanılan bu terim tam izah edemediği için dental sözlükten çıkarılmıştır. (Zaimoğlu ve Can, 2011)

Baz: Altın ve gümüş gibi kıymetli metallerin aksine, yaygın ve ucuz metallerdir. Ni-Cr, Ni-Cr-Be, Co-Cr örnek olarak verilebilir.

2.3.4.1. Yüksek Oranda Altın İçeren Alaşımlar

En az %75 oranında kıymetli metal, %60'ından fazlası altın olan alaşımlardır. Genelde altın, gümüş, paladyum ve platinden elde edilirler. İçerdikleri metaller ve oranlarına göre 4 grupta incelenirler.

Tip I alaşımlar: Tek yüzlü inleyler ve düşük basınçlı uygulamalarda en iyi sonucu verir. Yumuşak yapısından dolayı okluzal kuvvetler karşısında kolayca deforme olur. Yüksek esnekliklerinden dolayı kırılması pek mümkün değildir.

Tip II alaşımlar: Inley restorasyonlarda kullanılabilir olmasına karşın ince olduğu bölgelerde deforme olabilir.

Tip III alaşımlar: Tip I ve II ye oranla daha yüksek dayanıma sahip olduğundan tün inley, onley, tam kron, kısa gövdeli köprü, post ve kor restorasyonlarında kullanılabilirler. Parlatılması çok zordur ve eğer çok parlatılırlarsa lokalize kırık riskleri artar.

Tip IV alaşımlar: Post-korlar, uzun köprüler, bölümlü protez ve kroşe yapımında kullanılırlar. Isıyla şekillendirilebilirler. (Noort, 2007) Au-Pt-Pd alaşımını bu gruba örnek olarak verebiliriz.

Tip	Tanım	%Au	%Ag	%Cu	%Pt	%Pd	%Zn
I	Yumuşak	80-90	3-12	2-5	-	-	-
II	Orta	75-78	12-15	7-10	0-1	1-4	0-1
III	Sert	62-78	8-26	8-11	0-3	2-4	0-1
IV	Çok Sert	60-70	4-20	11-16	0-4	0-5	1-2

Tablo 2.3. Yüksek kıymetli alaşım tiplerinin içerikleri (Noort, 2007)

2.3.4.2. Orta ve Düşük Oranda Altın İçeren Alaşımlar

1970’lerde kıymetli metal fiyatlarında yükseliş araştırmacıları altın oranı daha düşük alaşımlar üretmeye sevk etmiştir.

1970 lerin başlarında, %40-60 oranında altın içeren yarı kıymetli alaşımların kullanımı çok popüler olmuştur. Alaşımdaki altın oranını düşürmek için paladyum ve gümüş miktarları arttırılmıştır. Bunun yanında %10-15 oranında bakırda içermekteydi. Paladyum gümüşün zamanla kararmasını engellemek için eklenmiştir. Bakırın da eklenmesiyle tip III ve IV altın alaşımların sertliğine ulaşılmıştır.

%10-20 oranında altın, %40’tan fazla paladyum %40-60 oranında da gümüş ve diğer elementler birleştirilerek düşük oranda altın içeren alaşımlar elde edilmiştir. Bu alaşımlar eskiden Ag- Pd olarak adlandırılırsa günümüzde alaşımda kullanılan altın oranının (< %2) azalması veya hiç kullanılmamasından dolayı böyle adlandırılmamaktadır. (Noort, 2007)

2.3.4.3. Baz Metal Alaşımlar

Ni-Cr Alaşımlar: İçeriğindeki kromun kararmaya ve korozyona karşı direnç sağlamasına rağmen alaşımın içerdiği alüminyum (Al),

Ni3Al un koherenti tarafından güçlendirilmektedir. Isısal genleşmeyi düşürmek için molibden, sertliği ve ergime derecesini düşürerek dökülebilirliği geliştirebilmek için de berilyum eklenmiştir. Berilyum kullanımı bazı toksik problemlere ve yüksek sıcaklıklarda oksidasyona neden olmaktadır. (Powers ve Sakaguchi, 2006)

Erime dereceleri 1400 ° C'dir. Bu alaşımlar, kıymetli alaşımlardan daha sert olmasına rağmen akışkanlık direnci (yield strength) daha düşüktür. Bunun yanında eğilmeye ve bükülmeye karşı çok dirençlidirler, buna bağlı olarakta uzun gövdeli köprülerde rahatlıkla kullanılabilirler. Kalın oksit tabakası seramik bağlantısında olumsuzluğa ve seramikte renklenmeye sebep olabilir. (McLean, 1979)

Co-Cr Alaşımlar: Krom kobalt alaşımlar, diş hekimliğinde ilk kez 1930 yılında kullanılmış, günümüzde de kron köprü yapımının yanı sıra, hareketli bölümlü protezlerde Tip IV alaşımların yerine tercih edilmektedir. (Noort, 2007)

Co-Cr alaşımlar, kıymetli metal alaşımlar ne Ni-Cr alaşımlardan daha serttir. Erime dereceleri 1300 ° C'dir. Dökümü ve lehimlenmesi kıymetli alaşımlara göre çok daha zordur. (McLean, 1979)

Element (Ağırlık %)	Vitalium	Ticonium	Ni-Cr (Be içeren)	Ni-Cr (Be içermeyen)	Co-Cr	Co-Cr (soy metal içeren)
Cr	30	17	13	22	26	20
Co	Denge	-	-	-	Denge	Denge
Ni	-	Denge	Denge	Denge	-	-
Mo	5	5	5-5	9	6	4
W	-	-	-	-	5	4
Nb	-	-	-	3.5	-	-
Al	-	5	2.5	0.25	-	2
Fe	1	0.5	-	1.75	0.5	-
C	0.5	0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1
Be	-	1.0	1.9	-	-	-
Si	0.6	0.5	-	0.6	1	-
Mn	0.5	5	-	0.3	-	4
Au	-	-	-	-	-	2
Ga	-	-	-	-	-	6
Nadir elementler	-	-	-	-	0.5	<0.25

Tablo 2.4. Döküm alaşımlarının içerikleri (Powers ve Sakaguchi, 2006)

Ti alaşımlar: Saf titanyum (Ti) ve alüminyum ve vanadyum içeren titanyum alaşımlar (Ti-6Al-4V) gelecekte döküm restorasyonlar için çok önemli olabilir fakat günümüzde sadece implant ve ortodontik tel uygulamalarında önemlidir. Diğer bazı metal alaşımlarla karşılaştırıldığında biyo-uyumluluğu çok yüksek olmasına rağmen Ti ve Ti-6Al-4V'nin işlenmesinde; 1760 °C'den 1860 °C arasındaki yüksek döküm ısıları, düşük yoğunlukları ve kolay okside oluşları gibi

zorlukları vardır (Powers ve Sakaguchi, 2006). CAD/CAM gibi yeni tekniklerin kullanılması bu metalin kullanımını da yaygınlaştıracaktır.

2.4. Metal Destekli Seramik Kron-köprü Restorasyonların Üretim Teknikleri

2.4.1. Geleneksel Döküm Yöntemi

Metal alt yapılı kron, köprü ve inley, döküm post-korlar ve bölümlü protez iskeletinin yapımında, diş laboratuvarları tarafından yıllardır kullanılan, halen de en yaygın üretim tekniğidir. Bu yöntemi kullanımı milattan önce 3000 yıllarına kadar dayanır. O dönemlerde mücevher ve süs eşyası yapımı için kullanılmaktaydı. Diş hekimliğinde kullanımı 1890'lı yıllarda başlamıştır.

Yöntemin temeli çok basittir. Üretilmesi istenen nesnenin mumdun bir modeli yapılır. Yapılan bu model yüksek ısılara dayanıklı bir revetmana alınır. Daha sonra içerisindeki mum, bir fırın içerisinde yüksek ısı altında eritilerek ve uçurularak uzaklaştırılır. Alçı içerisinde oluşan boşluk eritilmiş metalle doldurulur.

Diş hekimliğinde yapılan döküm işleminin basamaklarını şöyle sıralayabiliriz:

1. dişlerin kesimlerini yapmak
2. ölçünün alınması
3. model elde etmek
4. kesilmiş diş bölgesine mum modelaj yapmak
5. modelajı revetmana almak

6. mum uçurmak
7. alaşımı eritip dökmek
8. polisaj ve bitim

Geleneksel döküm tekniği, diş hekimliğinde kullanımı için ilk kez Taggart tarafından geliştirildiğinde döküm materyali olarak altın alaşımlar tercih edilmekteydi. 1950’lerde altın yerine; Ni- Cr ve Co-Cr alaşımlar tercih edilmeye başlanmıştır. 20. yüzyılın sonlarında ise titanyum ve titanyum alaşımlar hareketli ve sabit protezlerin yapımı için kullanılmaya başlandı.

2.4.2. CAD/CAM Sistemler

CAD/CAM, “Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing”(Bilgisayar-Destekli Dizayn / Bilgisayar-Destekli İmalat) kelimelerinin baş harflerini kullanılarak oluşturulan, bilgisayar ortamında üç boyutlu bir çalışma ile birlikte bilgisayar kontrollü bir makineyle üretim yapan sistemleri tanımlamak için kullanılan bir terimdir. Endüstride CAD/CAM sistemleri yıllar boyunca kullanılmaktadır. Bugün, bir çok parçanın etkili üretimi CAD/CAM olmadan düşünülememektedir.

Dental restorasyonların bilgisayar destekli üretimine dair ilk fikirleri 1971 yılında kendisini tıpta CAD/CAM teknolojisini bulan kişi olarak gören François Duret bildirmiştir. O dönemde teorilerinin merkezi fikri, bilgisayar kontrollü makineler kullanarak geleneksel dental restorasyonların üretimi için gerekli olan insan gücü gerekliliğini azaltmak ve böylelikle üretim maliyetini azaltma çabasıdır. Bu fikir, endüstride kullanılan teknolojilerin serbest bir şekilde, eğer gerekliyse küçük modifikasyonlarla diş hekimliği alanına uyarlayabilme varsayımı üzerine kuruludur. Fakat bu fikrin, temelde

bazı noktalarda yanlış olduğu görülmektedir. Endüstriyel CAD/CAM üretiminin esas avantajı belirli sayıda aynı çalışma parçasının otomatik olarak üretilmesi iken, dental restorasyonlar için her bir çalışma parçası bireysel olarak üretilip hastaya uygulanmaktadır. Aynı zamanda üretilen dental restorasyondan yüksek fonksiyonel ve estetik beklentinin yanında hassasiyetle boyutlandırılmış parçaların yüksek üretim doğruluğu da gereklidir. İlaveten, dental CAD/CAM pazarı, endüstriyel pazardan daha az gelişmiş olduğu sürece, hastalar üzerinde yüksek uygulama maliyetleri söz konusu olacaktır.

2.4.2.1. CAD/CAM Sisteminin Bileşenleri

Dental mühendislikte kullanılan CAD/CAM sistemleri, uzun süredir venerler, inleyler, onleyler, kronlar ve köprüler gibi sabit dental restorasyonların üretiminde yoğun olarak kullanılmaktadır. Bu sistemler üretim aşamasında, belirli çalışma adımlarının tamamen veya kısmen otomasyonuna izin vermektedir. Fakat diğer CAD/CAM sistemleri diş teknisyeni tarafından bireysel bitime izin veren farklı materyallerden yapılmış iskelet/ yapı üretmektedirler.

Şimdiki CAD/CAM sistemleri esasen 3 parça içermektedir (Luthardt ve diğerleri, 2001). Birinci parça intraoral veya dış modellerini referans alarak extraoral olarak, diş hekimi tarafından üretilen dental preparasyonu tarar. Bireysel inleyler veya kron yapısı/iskeleti için prepare edilmiş dışın yüzey datası, dijitalize edilmesi yeterlidir. Köprü iskeleti veya okluzal yüzeyler için ek olarak daha fazla data elde edilmelidir, bunun için komşu dişlerin, karşı dişlerin ve prepare edilmiş dişlerin birbirleriyle olan uzaysal ilişkisinden yararlanılır.

İkinci parça, CAD alanı, bilgisayar ekranında restorasyonun 3 boyutlu planlama ve dizaynı için kullanılan bilgisayar çalışma

merkezini içermektedir. Bu yazılımlar, günümüzde restorasyonların üretim aşamasında yüksek derecede müdahale imkanının yanı sıra bireysel adapte restorasyonların dizaynı ve üretimine izin vermektedirler. Fakat, yazılım programlarının karışıklılığının artması ile olası kullanıcı hataları riskinin artmasından dolayı, üreticiler son zamanlarda örneğin “virtual waxing up”(sanal mum modelaj) veya restorasyon dizaynı sırasında “3-D display”(3 boyutlu görüntüleme) gibi yeni fonksiyonların tanıtıldığı daha çok sezgisel operasyonlu programlara terfi etmişlerdir.

Üçüncü parça, CAM alanı, dental materyali esas restorasyona çevirmek için farklı üretim teknolojilerini kullanır. Şu anda kullanılan başlıca sistemler, prefabrike metal veya tam seramik materyal içeren bloklardan restorasyonun makine ile yapıldığı bilgisayar kontrollü freze veya grinding makineleridir. Dental tekniker tarafından manuel bitirme genellikle CAM üretiminden sonra gereklidir. Uyumluluğunun kontrolü ve gerekli her kontrolün yapılmasının yanında, makyaj ve final cilası ile birlikte restorasyonun bireyselleştirilmesi, restorasyonu bitirmek için gereklidir. Şu anki CAD/CAM sistemlerinin tercih edilmesinin nedeni, yerinden yönetimle üretme konseptine olanak sunmasıdır. Fakat, bazı CAD/CAM sistemleri merkezi üretime yönelmişlerdir. Bu sistemler de veri elde ederler ve kronların, köprülerin iskeletlerinin/yapılarının merkezi üretim şekliyle veneerlenmesini yaparlar (Witkowski, 2003). Şu anda piyasadaki bazı sistemlerle intraoral data elde ederek direkt veneer, inley ve kron/köprü üretimini hasta başında (chairside) gerçekleştirmek mümkündür.

2.4.3. Üç Boyutlu Yazıcılar

Üç boyutlu baskı sanal ortamda tasarlanmış herhangi şekildeki bir üç boyutlu nesnenin katı formda basılması işlemidir. Bu işlemi gerçekleştiren cihazlara ise üç boyutlu yazıcı adı verilir. Baskılar birçok türde hammaddenin kullanılması ile yapılabilir. Değişik türlerde ve tekniklerde baskı yapabilen üç boyutlu yazıcılar vardır. En yaygın kullanıma sahip olan üç boyutlu yazıcıların çalışma prensibi bilgisayar ortamında hazırlanmış herhangi bir üç boyutlu bir nesnenin sanal olarak katmanlara bölünmesine ve her bir katmanının eritilen hammadde dökülerek üst üste gelecek şekilde basılmasına dayanır.

Üç boyutlu baskı teknolojisi 1980 yıllarda başlamıştır. Buna rağmen 2010 yılından sonra adı daha fazla duyulmaya başlanmış ve günümüzde çok daha yaygın bir şekilde kullanılır hale gelmiştir. Bunun nedenleri olarak piyasada daha fazla yer almaya başlaması, birçok sayıdaki girişimci firmaların bu teknolojiye yatırım yapması, akademik çevrelerin ilgi göstermesi, teknolojinin birçok alanda getirdiği kolaylıklar ve avantajların yanı sıra üretim maliyetlerinin düşmesi gösterilebilir. İlk üç boyutlu yazıcı 1984 yılında Chuck Hull of 3D Systems firması tarafından üretilmiştir. Günümüzde(2014) ise birçok firma üç boyutlu yazıcı üretmeye ve satmaya başlamıştır.

2.4.3.1. Dış Hekimliğinde kullanılan üç boyutlu yazıcılar

Sanayi alanında tüm teknolojik gelişme ve yeniliklerin medikal alanda uygulandığı gibi, üç boyutlu yazıcılar da medikal alanda kullanılmaya başlamıştır. Dış hekimliğinde kullanımına başlanan üç boyutlu yazıcı tipleri;

1. Stereo Lithography Apparatus (SLA)
2. Digital Light Projection (DLP)

3. Jet (PolyJet/ProJet) Printing

4. Direct Lazer Metal Sinterleme (DLMS) ve Selective Lazer Sinterleme (SLS)

Yazıcı tipi	Kullanılan Materyal	Diş hekimliğindeki kullanım alanı
SLA	• Rezin	• Model
DLP	• Rezin • Mum • Kompozit	• Model • Mum kalıp • Hareketli bölümlü protez iskeleti • Geçici restorasyonlar
PolyJet/ProJet	• Rezin • Mum	• Modeller • Cerrahi frez rehberi • Aligner • Mum kalıplar
DLMS	• Kobalt-krom • Paladyum-krom • Naylon	• Kopingler • Cerrahi rehberler • Modeller

Tablo 2.5. Üç boyutlu yazıcıların diş hekimliğinde kullanım alanları

2.4.3.1.1 Stereolithography Apparatus (SLA, Stereolitografi)

Stereolitografi, fotopolimer esaslı sıvı malzeme dolu bir tanktaki polimerlerin lazer kullanılarak sertleştirilmesi esasına dayanır. Kullanılan sıvı polimer, morötesi ışığa (UV) maruz kaldığında katılaşıp veya kuruyan bir fotopolimer malzemedir. Nokta şeklindeki lazer ışını bilgisayar kontrolü ile yansıtılarak tank içerisindeki sıvı malzemenin üst yüzeyinde seçilen bölgeleri katılaştırır. Bir katman inşası tamamlandıktan sonra parçanın bulunduğu platform (elevator), katman kalınlığı kadar aşağı indirilir ve bir kanat yardımıyla yeni bir kat sıvı fotopolimer kaplanır. Malzemenin yapışkan özelliği sayesinde

tabakalar birbirlerine yapışırlar. Bu işlem tüm model tamamlanıncaya kadar devam eder. Altıları boş olan kısımlar sistem yazılımı ile tespit edilerek bu kısımlar destek yapıları inşa edilir. İşlem sonrası bu destek yapıları asıl parçadan ayrılırlar. Çoğunlukla ulaşılan ilk kür derecesi yeterli olmadığından parça bir süre daha özel bir fırında UV lamba altında bekletilir. Küçük farklar olsa da birçok firma aynı prensibi kullanmaktadır. (Özüğür, 2006)

Stereolitografi parça detayları ve yüzey düzgünlüğü açısından oldukça başarılıdır. Reçine bazlı malzemeler, polypropilen ve diğer bazı termoplastik malzemeler kullanılabilir. İmal sonrası parçalar temizlik ve fırınlanma işlemleri gerektirir.

SLA ve diğer bazı HPÜ sistemlerinde sıvı polimer reçineler kullanılmaktadır. Sıvı fotopolimerler, belirli bir genişlikteki dalga boylarına sahip mor ötesi ışınlar kullanılarak elektromanyetik radyasyonla katılaştırılmaktadır. Katılma olayının esası, küçük moleküllerin (monomerlerin) zincir formunda birleşip daha büyük olan molekülleri (polimerleri), mor ötesi ışın altında katılaştırarak oluşturmalarıdır. Bu egzotermik reaksiyona fotopolimerizasyon denmektedir. Ayrıca ışığın gücü ve süresine bağlı olarak maruz kaldığı enerji miktarı kür seviyesini değiştirir. Bu teknolojiyi kullanan HPÜ cihazlarında genellikle görünmeyen dalga boylarında kızılötesi (UV) ışık kaynakları kullanılmasına rağmen, görünür dalga boyundaki ışık ile aktive olabilen fotopolimer inşa malzemelerini kullanan modeller de üretilmiştir (Özüğür, 2006).

2.4.3.1.2. Digital Light Projection (DLP)

DLP 3 boyutlu yazıcıları bir çok yönden SLA'ya benzemektedir. Çalışma materyalleri UV ve ışığa karşı duyarlıdır. Bir silindirik

işlenecek olan materyali süpürerek düzeltir ve tabaka tabaka sertleştirerek istenilen nesneyi oluşturur.

DLP teknolojisi üretimin yanı sıra günümüzde televizyon ve projeksiyon cihazlarında kullanılmaktadır.

Dikey çözünürlüğü 13 μm ile 50 μm arasında iyi bir uyumla ve mükemmel yüzey pürüzsüzlüğüne sahip materyaller üretir.

2.4.3.1.3. Jet yazıcılar

Günümüzde kullanılan InkJet yazıcılar bu üç boyutlu yazıcılara çok benzerler. Kağıda mürekkep püskürtmek yerine, destekleyici tablanın üstüne mum veya rezin ekleyerek istenilen nesne elde edilene kadar bu işlemi tekrarlarlar.

2.4.3.1.4. Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS)

Lazer sinterleme yada ergitme, bir toz malzeme yatağı yüzeyinin lazer veya daha başka bir enerji ışını uygulanarak tabaka tabaka ergitilmesi ile katı parça imal edilmesi yöntemidir.

Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS), Lazer sinterlemede metal tozları kullanımı ile inşa sürecinde doğrudan metal parça üretimi yapılan yöntemdir (Shellabear ve Nyrhila, 2004).

Toz temelli eklemeye dayalı işlemler ve eklemeli imalatın ticarileşmesine yönelik ilk adımların 1980'lerin ortalarında atılmaya başlandığı görülmüştür. Ticari anlamda ilk hızlı prototiplemenin başlangıcı Ağustos 1984'te Chuck Hull tarafından alınan patentin ticarileştirilmesi amacıyla Hull tarafından 3D Systems adlı firmanın kurulmasına dayanmaktadır. Hull'un almış olduğu patent üç boyutlu katman katman üretim yapacak bir cihazın çalışma metodunu detaylı olarak açıklayan ilk patenttir. Hull'un detaylı olarak tarif ettiği ve

geliştirdiği sistem yapı malzemesi olarak sıvı bir reçine kullanılmaktaydı. Bu yapı daha önce 1980’de Japonya’da Hideo Kodama ve 1984’te Fransa’da Jean-Claude Andre’ nin yayınladıkları yöntemle aynı olmasına karşın bu araştırmacılarca ticarileştirilmemiştir. Hull bu konseptin sadece sıvılarla sınırlı olmadığını fark etmiş ve genel bir isim olan stereolitografi (üç boyutlu baskı) ismini vermiştir. Hull ve öğrencileri, bugünün tabakalı imalat teknolojisinin temel yaklaşımları olan katı yüzeylerini üçgenlerle tanımlamaya yarayan STL dosya formatını, dilimleme, tarama ve pozlama stratejilerinin çoğunu kapsayan bir patent başvurusunda bulunmuşlardır (Shellabear ve Nyrhila, 2004). 1986 yılında, Teksas üniversitesinde master öğrencisi olan Carl Deckard, Hull’un yöntemine benzeyen ancak toz malzeme kullanılan bir çalışma yapmaya başlamıştır. Başlangıçta yöntemini Tabakalı Seçmeli Sinterleme ile Parça Üretimi olarak adlandırmış daha sonra bu ismi Seçmeli Lazer Sinterleme (SLS) olarak değiştirmiştir. Aynı dönemlerde bağımsız bir araştırmacı olan Michael Feygin kendine ait benzer fikirler oluşturmaktaydı ve 1987’de patent başvurusunda bulundu. Feygin’in tanımladığı sistemde tarayıcı lazer kullanılmakta ve 0.002 – 0.02 inç kalınlıkta metal toz tabakası ısıtıcı bir silindir ile kontrollü bir basınç ile sıkıştırılmakta idi. Tabaka daha sonra istenen katmanın kesitine uygun şekilde lazer ile taranmaktaydı. 1990’ların başlarında pek çok enstitü bu konuda çalışma yapmaya başlamıştır. İlk başarılı sonuçlar 1994’te Fraunhofer IPT tarafından 316L paslanmaz çelik ve Leuven Katolik üniversitesinden Fe-Cu karışımlar için rapor edilmiştir.

1989’da Nyrhila basınçsız sinterleme için düşük çekme oranına sahip yeni bir toz malzeme yaklaşımı geliştirmiştir. Bu yaklaşımı Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) sistemlerinde uygulamayı

düşünmüştür. Nyrhila'nın geliştirdiğinin değişik bir toz türü olan bronz-nikel tabanlı toz metal 100 µm tabaka kalınlığında, 100 W CO² lazerin kullanıldığı EOSINT M 250 tipi cihazda kullanılmıştır. Bu malzemenin kullanımı ile o zamana kadar DMLS ile yapılamayan karmaşık ve dayanıklı parçaların yüksek hassasiyet ve yüzey kalitesi ile üretimi mümkün olmuştur. Bu sayede DMLS'nin hızlı imalat alanında ticari olarak kullanımının kapıları açılmıştır (Shellabear ve Nyrhila, 2004).

PA 2200: SLS ve DMLS yöntemlerinde yaygın biçimde kullanılan polyamide tozdur. Yüksek hassasiyet ve ölçü tamlığına sahip kompleks yapılı prototiplerin üretimi için oldukça verimlidir. Termal stres dayanımı ve yüksek mekanik dayanım kolaylıkla elde edilebilir. Malzemenin tipik uygulama alanı yüksek hassasiyet ve ölçü tamlığı gerektiren fonksiyonel kompleks yapılı prototiplerin üretimidir.

2.5. Kenar Uyumu

Restorasyonun, ağız boşluğunun biyolojik ortamında kalabilmesinin tek yolu, kesimin bitim çizgisinin iç yüzeyi ile restorasyonun kenarları arasında iyi bir uyum sağlanmasıdır (Shillenburg ve diğerleri, 1997). Bu uyum, kenar sızıntılarını, restorasyon-diş arasındaki kenar renkleşmelerini, sekonder çürük oluşumunu, pulpal ve periodontal hastalıkları önlemek açısından önemlidir (Toman ve diğerleri, 2009; Knoernschild ve Campbell, 2000; Lui, 1980).

Literatürde kenar uyumunun tanımı ve uyum miktarını farklı teknikler kullanarak ölçümleyen birçok çalışma mevcuttur. Kenar uyumunu değerlendirmek için kullanılan referans noktaları ve uyumu tanımlayan terminoloji, farklı araştırmacılara göre değişkenlik göstermektedir (Holmes ve diğerleri, 1989; Groten ve diğerleri, 2000).

Materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinden farklı olarak, restorasyonun uyum parametreleri konusunda, araştırmacılar arasında tam bir fikir birliği bulunmamaktadır. Sık sık aynı terim, farklı ölçümleri göstermek için kullanılır ya da farklı terimler aynı ölçümü göstermek için kullanılır. Uyum en iyi olarak, dış ile restorasyon arası yüzeyde ölçülen çeşitli noktaların uyumsuzluğu olarak tanımlanır. Dolayısıyla marjinal uyumun değerlendirilmesinde, uyumsuzluk miktarını ölçmek en çok tercih edilen yöntemdir. Restorasyonların kenar uyumu ölçümlerinde marjinal bölgedeki bir çok bölge ve mesafe göz önünde bulundurulmaktadır. Uyumsuzluk miktarı genellikle yatay ve dikey olmak üzere iki düzlemde incelenmektedir (Holmes ve diğerleri, 1989; Usanmaz, 2005).

Restorasyonun uyumunu belirlemek için dişle restorasyon arasında yapılan ölçümler; iç yüzeyde, kenarda yada restorasyonun dış yüzeyi boyunca olan noktalarda yapılabilmektedir. Kenar uyumsuzluğunu; restorasyonun giriş yoluna paralel olarak ‘dikey kenar uyumsuzluğu’, restorasyonun giriş yoluna dik olarak ise ‘yatay kenar uyumsuzluğu’ olarak adlandırabiliriz (Holmes ve diğerleri, 1989).

Restorasyon ile dış yüzeyi arasındaki aksiyel duvarlarda oluşan aralık hem restorasyonun tutuculuğunu olumsuz yönde etkilemektedir hem de üst yapının kırılmasına sebep olabilmektedir. Ayrıca aksiyel aralık mikroorganizmaların ya da toksinlerin kavite duvarlarına sızarak dentin kanalları yoluyla pulpaya ulaşmasına sebep olarak pulpa hastalıklarının oluşmasına yol açabilmektedir (Anusavice, 1989; Mjör ve diğerleri, 2000; Monaco ve diğerleri, 2001).

Optimum kenar açıklığı hakkında bir çok farklı çalışmacı değişik değerler kabul etmişlerdir. 1971 yılında Mclean and von

Fraunhoder, 120 µm kenar açıklığının kabul edilebilir olduğunu açıklarken diğer bazı çalışmalar bu değerin 100 µm (Boening ve diğerleri, 1992; Fransson ve diğerleri, 1985) veya 100-150 µm arası (Suarez ve diğerleri, 2003; Coli ve diğerleri, 2004) olduğunu kabul etmiştir. 200-300 µm kenar açıklığının da yeterli olduğunu savunanlar olmuştur (Sutherland ve diğerleri, 1996; Ostlun, 1985; Stappert ve diğerleri, 2005).

2.5.1. Kenar Uyumunu Etkileyen Faktörler

Kenar uyumunu etkileyen, hekime ve dental teknisyene bağlı bir çok faktör vardır:

2.5.1.1. Diş Preparasyonu

Sabit protezlerde diş hazırlığı bazı prensipler doğrultusunda yapılmalıdır. İdeal bir diş hazırlığı;; biyolojik, mekanik ve estetik faktörlerin birlikte uyum içerisinde tesis edilmesi ile sağlanır (Shillinburg ve diğerleri, 1997).

Restorasyonun kesilmiş dişin üzerinde veya içinde yerini alabilmesi için dişte koniklik açısına dikkat edilmelidir. Koniklik açısı andırkatlardan korunmayı, yapım esnasındaki hataları tolere etmeyi ve simantasyonda restorasyonun tam oturmasını sağlar. İdeal koniklik açısı 6 derecedir. Ancak bunu pratikte gerçekleştirmek zordur (Wilson Jr ve Chan, 1994). Restorasyon ve diş arasındaki siman stresini azaltmak için 2,5-6,5 derece arasındaki koniklik açısı optimum değer olarak kabul edilir (Shillinburg ve diğerleri, 1997).

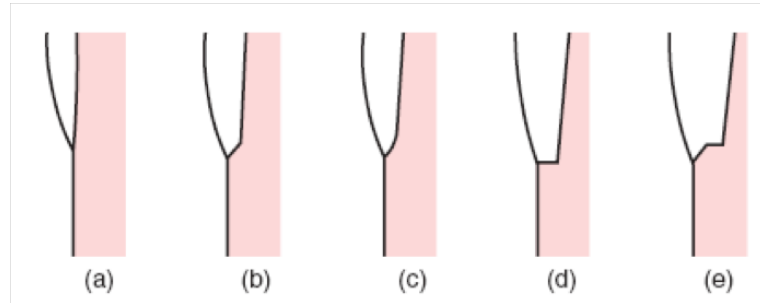
Restorasyonun ağız boşluğunun biyolojik ortamında fonksiyonunu sürdürebilmesi için, restorasyonun bitim sınırlarının ve preparasyonun bitim sınırlarının birbirleri ile uyumlu olması gerekmektedir. Hazırlık yapılmış dişin bitim sınırının şekli ve

restorasyonun bitim sınırındaki materyal miktarı, marjinal uyum üzerinde etkili olmaktadır (Shillinburg ve diğerleri, 1997).

İdeal kenar bitimi, restorasyonun kole bölgesinde iyi bir kapama sağlayarak bakteri plağı birikimini engellemeli ve estetik olmalıdır (Donovan ve Prince, 1985).

Shillinburg kenar bitim formlarını;

1. “Shoulder”
2. İç açıları yuvarlatılmış shoulder
3. Bevel’lı shoulder
4. Chamfer
5. Derin chamfer
6. Bıçak ağzı tipi kesim olarak sınıflandırmıştır (Shillinburg ve diğerleri, 1997).



Şekil 2.1. Diş kesimi basamak çeşitleri (a) Bıçak ağzı, (b) Bevel, (c) Chamfer, (d) Shoulder, (e) Bevel’lı shoulder

Pardo’nun yaptığı çalışmada, bu sınıflamaya ek olarak kenar bitim formlarını 2 büyük gruba ayırmıştır;

1. Yatay bitiş çizgisine sahip olanlar (shoulder, chamfer)

2. Eğimli dikey bitiş çizgisine sahip olanlar (bıçak ağzı, bevellı shoulder) (Pardo, 1982).

Bir kromda maksimum yatay kenar genişliği için dişin canlılığı, minimum yatay kenar genişliği içinde kullanılan materyalin direnci dikkate alınmalıdır. Buna göre kenar genişlikleri:

0.3 mm'den küçük yatay kenar genişliklerinde; bıçak ağzı gibi ince kenar bitim şekillerini içermektedir. Dişten daha az madde kaldırılmasını ve geometrik şeklinden dolayı kenar adaptasyonunun arttırılmasını sağlarlar.

0.3 mm'den büyük yatay kenar genişlikleri; çoğunlukla basamak olarak adlandırılır. Kenar genişliğinin artması ile kenar bitimi daha iyi kontrol edilir. Ayrıca estetik ve alt yapı direnci arttırılır (Hunter ve Hunter, 1990).

110 derecelik shoulder, 45 derecelik bizotajlı shoulder ve 45 derecelik shoulder şeklinde, değişik kenar bitimlerinin kullanıldığı çalışmanın sonucunda bitim şeklinin kenar uyumu üzerinde etkisinin olmadığı tespit edilmiştir (Syu ve diğerleri, 1993).

Tam seramik restorasyonlar için yapılan diş kesiminde kole bölgesinde, seramik krom protezine yeterince destek sağlamaya önem verilmelidir. Bu amaçla, kenar bitim şekli olarak çepeçevre iç açısı yuvarlatılmış dik açılı basamak (shoulder) veya uygun genişlikteki chamfer tercih edilmelidir. Kullanılan çepeçevre dik açılı basamağın genişliği en az 1 mm olmalıdır. Tüm seramik restorasyonlarda iç açısı yuvarlatılmış basamağın kullanımı bitim sınırının daha net görülmesine yardımcı olur ve çok daha iyi bir estetik elde edilir (Shillinburg ve diğerleri, 1997).

CAD/CAM sistemleri ile hazırlanacak kuron ve köprü protezleri için yapılacak diş hazırlığı tam seramik restorasyonların kesimine benzer ancak sistemlerin ideal çalışabilmesi için ilave önlemler alınması gerekmektedir. Optik okuyucu veya tarayıcının modeli veya kesilmiş diş yüzeyini tam ve doğru olarak okuyabilmesi için kesim sınırı net ve kolay ayırt edilebilir olmalıdır. Preparasyonun kesim kenarı belirgin chamfer veya iç açısı yuvarlatılmış doksan derece basamak şeklinde olmalıdır. Koniklik açısı her sistemde farklı olmakla birlikte bu değer 3° - 8° arası değişmektedir (Dentsply-sankin, 2014).

Weaver ve arkadaşları, döküm seramik kronların ve metal seramik kronların kenar uyumlarını incelemek için iki farklı bitim şekli kullanmışlardır. Metal-seramik kronlar için bizotajlı bitim, döküm seramik kuronlar için shoulder bitim tercih edilmiştir. En iyi sonucu 90 derecelik shoulder kullandıkları restorasyonlarda elde ettiklerini belirtmişlerdir (*Weaver JD ve diğerleri*, 1991).

2.5.1.2. Simantasyon

Kullanılan materyal ne olursa olsun, simantasyon işlemi dikkatli bir biçimde uygulanmadığında teknik açıdan mükemmel bir restorasyonun kısa sürede başarısız olmasına yol açabilecek bazı aşamalar içerir. Hatalı simantasyon tekniğinden kaynaklanabilecek problemlerden bazıları erken temas, pulpitis, restorasyonun düşmesi ve sekonder çürük oluşumudur (Shillinburg ve diğerleri, 1997).

Metal destekli restorasyonların döküm aşamasında kullanılan malzemelerin fiziksel özelliklerinden dolayı, diş ile döküm arasında bir aralık kalması beklenir. Bu boşluk siman ile doldurulur. Simanın diş-kron sınırında çözülmesi desimantasyon ve çürük riski yaratır. Bu nedenle, oluşan bu aralığı en aza indirgeyecek yöntem ve malzemeler geliştirilmek için çalışılmaktadır. (Syu ve diğerleri, 1993).

Amerikan Diş Hekimleri Birliği spesifikasyonlarına göre (ADA Specification No:8), bu aralık 25 µm civarında olmalıdır (Cho ve diğerleri, 2004). Ancak in-vivo ve in-vitro yapılan birçok çalışma, siman kalınlığının çok daha fazla olabildiğini göstermiştir (Alkumru ve diğerleri, 1988; Holmes ve diğerleri, 1989).

Kesilmiş dişteki koniklik açısının azalması ve kenar bitim şekli, yapıştırma için kullanılan simanın akıcılığını engelleyerek siman film kalınlığında artmaya sebep olmaktadır. Siman film kalınlığındaki artış, krunun tam oturmasını engelleyebilir, hiperoklüzyona neden olabilir ve yetersiz kapanmış kenarlar oluşturabilir (Christensen, 1966).

Pascoe krunların simantasyon sonrasında kenar adaptasyonu incelendiğinde, bizotajlı bitimlerin kenar açıklıklarını azalttığını ama krunların tam oturmasına izin vermediğini belirtmiştir (Pascoe, 1983).

Restorasyonun yerleştirilmesi esnasında uygulanan kuvvet, tam olarak oturmayı sağlayacak düzeyde olmalıdır, anca kısa süreli aşırı kuvvet uygulanması dentin içerisinde elastik gerilimler yaratarak kuvvet kesildiğinde restorasyonu yerinden oynatan bir yaylanma hareketi meydana getirebilir (Smith, 1983). Karipidis ve Pearson tarafından yapılan bir çalışmada 300 N/cm² şiddetinde bir kuvvet ile sıgır dentini üzerindeki preparasyonlara yerleştirilen krunların, bunun yarısı düzeyinde bir kuvvet uygulanarak simante edilen krunlardan daha kolay uzaklaştırılabildiği bulunmuş; krunlar daha sert metal güdükler üzerine yapıştırıldığında ise bu durumun tam tersinin meydana geldiği gözlenmiştir (Karipidis ve Pearson, 1988; Shillinburg ve diğerleri, 1997).

2.5.1.3. Materyal Seçimi

Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan değerli alaşımlardan; altın-platin-palladium alaşımının dökülebilirliği ve buna bağlı olarak da kenar uyumu mükemmeldir. Fakat bu alaşımın, ısı altında zamana bağlı deformasyon direncinin (creep resistance) düşük olması nedeniyle uzun köprülerde metal alt yapının uyumu porselen fırınlama işlemleri esnasında bozulur. Altın-palladium gümüş alaşımının yüksek ergime ısısı nedeniyle altın-platin-palladium alaşımına göre ısı altında zamana bağlı deformasyon direnci daha yüksektir. Dolayısıyla uzun köprülerde tercih edilebilirler (Noort, 2007; Powers ve Sakaguchi, 2006).

Ayrıca dökülebilirlikleri ve kenar uyumları tatminkardır. Paladyum alaşımının dökülebilirliği zordur ve yüksek oranlı altın alaşımları gibi kenar uyumları iyi değildir (Noort, 2007).

Değersiz alaşımlardan krom-nikel alaşımın da dökülebilirliği zordur. Dişin kesilmesinden sonra kuron protezinin tamamlanarak yerine simante edilmesine kadar geçen sürede yapılan işlemler sırasında kullanılan tüm materyaller ve teknikler doğrudan veya dolaylı olarak kenar uyumuna etki edecektir (Tjan ve Grant, 1987; Ushiwata ve Moraes, 2003).

2.5.1.4. Hekim ve Teknik Eleman

Protezi uygulayan hekim ve yapımında görev alan teknik ekibin bilgisi, tecrübesi ve teknik beceresi de, diş ile tam uyumlu bir restorasyonun elde edilmesinde önemli bir faktördür. Hekimin aldığı ölçüden, hazırladığı simanın kıvamına, kullanılacak olan materyal seçiminden, üretimde uygulanacak tekniğe kadar bir çok faktör hekim ve teknik ekip tarafından uygun bir biçimde belirlenip uygulanmalıdır.

Boyutsal stabilitesi yeterli olmayan ölçü maddeleriyle ve hassas olmayan tekniklerle alınan ölçülerde, elde edilen modelle preparasyon arasındaki boyutsal farklılık, restorasyon ve diş arasındaki uyumsuzluklara neden olmaktadır (McCabe ve Walls, 1998)

Laboratuvar işlemleri esnasındaki model elde etme, döküm, modelaj, seramiğin işlenmesi kenar uyumunu etkileyen faktörlerdir (Aktepe, 2005)

2.5.2. Kenar Uyumunun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler

Protetik restorasyonların diş/model ile arasındaki kenar uyumları; niceliksel veya gözle inceleme, sondla kontrol ve radyolojik muayene gibi yöntemlerle niteliksel olarak değerlendirilebilir.

Niceliksel değerlendirmeler sonucunda sayısal bir değer elde edilebilmektedir ve ölçümler genellikle bir mikrometre yardımı ile yapılır (Ushivata ve Moraes, 2000).

Kenar değişiklikleri ölçülendirilmiş sondlarla ve skalalarla sınıflandırılabilir. Niteliksel değerlendirmelerin doğrulukları insan gözünün algılayabildiği 60 µm ile sınırlıdır (Çınar, 2001).

Uyumsuzluğun ölçülebilmesi bir takım yöntemlerle yapılabilir;

- Direkt yöntem
- Kesit alma
- Ölçü alma
- Sond ve gözle değerlendirme (Sorensen, 1990)

2.5.2.1. Direkt Yöntem

Direkt yöntem basit bir yöntemdir. Bu yöntemde hazırlanan restorasyon örnekler üzerine yerleştirilip, stereomikroskop veya elektron mikroskobu kullanılarak kenar aralığı fotoları çekilir ve bilgisayar ortamında yazılımlar kullanılarak ölçümler yapılır. Buradaki dezavantaj kuronların tekrar tekrar diş örneğine yerleştirilmesi ile aşınmaların olabilmesi ve kuronların diş örneğine her zaman tam adapte edilememesidir ki, bu da standart sapmayı değiştirebilir. Bu yöntemle sadece marjinal kenar uyumları değerlendirilebilir. İç uyum için gereken ölçümler yapılamaz.

Bu yöntemin en büyük avantajı restorasyonun zarar görmemesidir. Bu sayede aynı restorasyondan bir çok aşamada ölçümler yaparak, aşamalar arasındaki farkı gözlemleyebiliriz.

2.5.2.2. Silikon Replika Yöntemi

Bu yöntem restorasyonların kenar ve iç uyumlarını belirlemek için kullanılır. (Boening ve diğerleri, 2000; Mou ve diğerleri, 2002; Reich ve diğerleri, 2005) Bu yöntemde, ilk önce hazırlanan silikon (light body) restorasyon içerisine koyulur, diş veya model üzerine yerleştirilerek silikon sertleşinceye kadar belirli düzeyde bir kuvvet uygulanır. Ardından sertleşen silikon restorasyondan çıkarılarak bir akrilik veya epoksi reçine içerisine gömülerek kesitler alınır. Alınan bu kesitlerden mikroskop ve bilgisayar yazılımları kullanılarak ölçümler yapılır. Yöntemin dezavantajları ise; silikon materyalindeki boyutsal değişikliğinin ölçümde sapmalara neden olması ve silikon materyalinin yarattığı hidrostatik basınç nedeniyle kuronun preparasyon üzerine tam olarak oturmama ihtimalinin olmasıdır (Boening ve diğerleri, 2000; Mou ve diğerleri, 2002; Reich ve diğerleri, 2005).

2.5.2.3. Kesit Alma Yöntemi

Kesit alma yöntemi çok daha zor ve zaman alıcı bir yöntemdir. Ek basamakları vardır ve kullanılan örnekleri bir daha kullanmak mümkün değildir. Bu yöntemde örnekler rezin içerisine gömülür ve kesitler alınır.

Kesit alma yönteminde kenar uyumu ölçümleri elektron mikroskobu (SEM) ya da ışık mikroskobuyla yapılır. Elektron mikroskobu ile yapılan çalışmalarda, kenar açıklığı tamamen elektron mikroskobu fotoğrafları üzerinde analiz edilir. Dikey açıklığa ek olarak yatay uyumsuzluk da incelenebilir.

Elektron mikroskopları temel ve fonksiyonel olarak, optik mikroskoplarla aynıdır. Yani her iki mikroskop da çıplak gözle görülemeyen cisimleri büyütmek için kullanılır. İkisi arasındaki fark ise, optik mikroskopta ışık ışını, elektron mikroskobunda elektron kullanılmasıdır.

Elektron ışınını kullanan taramalı elektron mikroskobu çok daha derin incelemeler için tercih edilen bir analiz cihazıdır. Optik mikroskopla kıyaslanmayacak kadar yüksek büyütmelere çıkma özelliğine sahip bu cihaz; detaylı malzeme nitelendirmeleri için tercih edilen bir cihaz haline gelmiştir.

Taramalı elektron mikroskobundan elde edilen görüntüler siyah beyazdır. 300.000 kez büyütme yapabilir ve ayırt etme gücü 10 nm dir. Bu sayede insan gözünün gördüğüne çok yakın üç boyutlu görüntüler elde edilebilir.

Işık mikroskobu gözlemi, elektron mikroskobu gözlemine göre çok daha az hazırlığa ihtiyaç duyması açısından pratik olmasına rağmen büyültme gücünün azlığı dezavantajdır. Video görüntüleme

yöntemi; görüntünün büyütülmesi, parlaklık ve kontrast değerinin artırılmasında yardımcı olur. Ancak çözünürlüğü arttırmaz. Işık mikroskobu, incelenen numunenin mikro yapısının ince detaylarını tanımak ve açığa çıkarmak için çeşitli merceklerin kombinasyonu şeklinde dizayn edilmiştir.

2.5.2.4. Üç Boyutlu Tarama Yöntemi

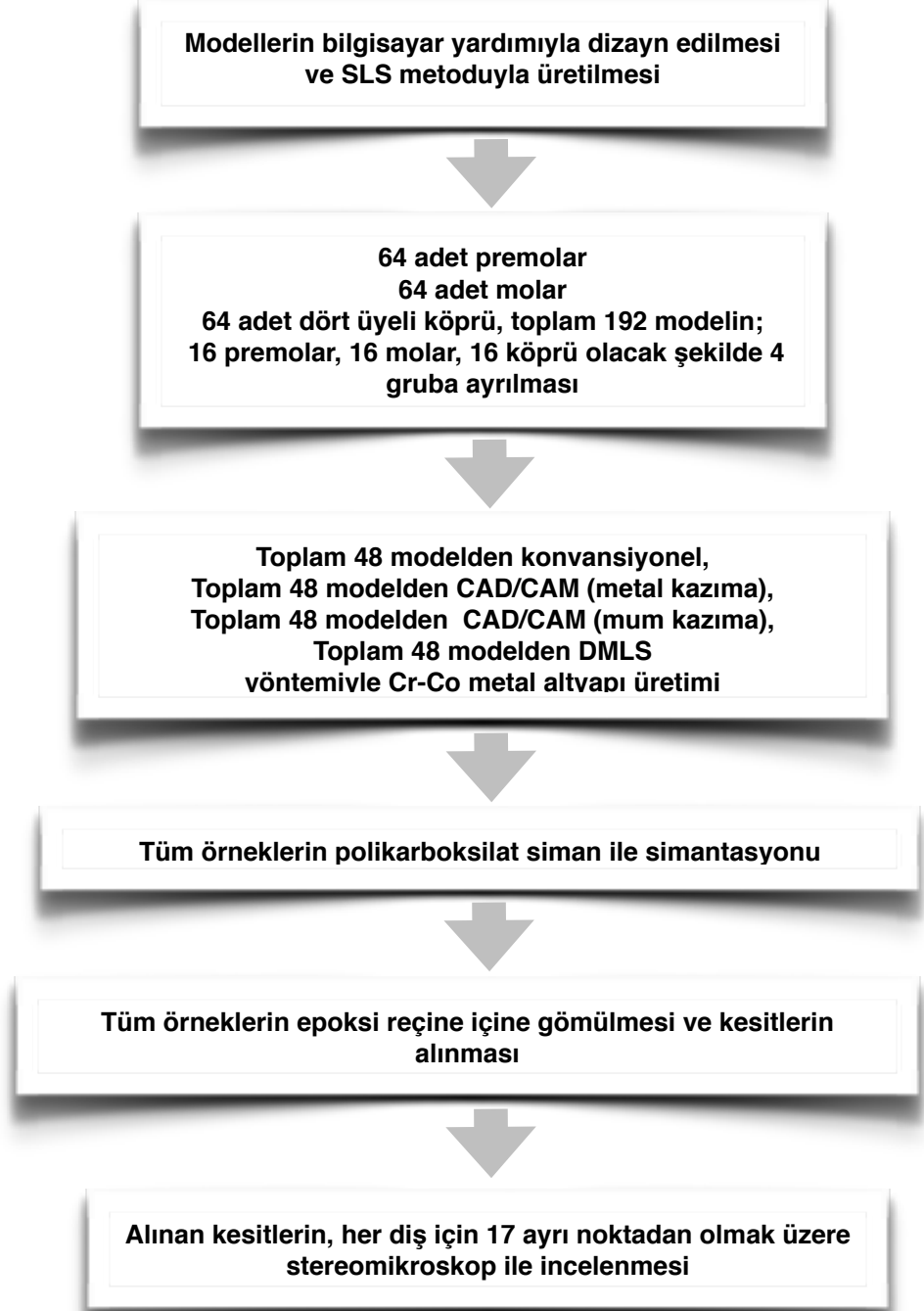
Kamera ve görüntüleme teknolojilerindeki hızlı gelişmelerle paralel olarak üç boyutlu yüzey tarama teknolojileri de son yıllarda hızla gelişmektedir. Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemiyle üretilen restorasyonların çoğunda üç boyutlu tarama teknolojisi kullanılmaktadır. Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisini kullanarak kenar uyumu ölçülecek diş veya restorasyon sisteminde, dişin preparasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi tarayıcılar ile üç boyutlu olarak taranmaktadır (Luthardt ve diğerleri, 2004).

Elde edilen dijital veriler uygun yazılımlarla karşılaştırılabilmekte ve böylece restorasyona zarar vermeden, diş ile restorasyonun uyumunu her bölgede inceleyebiliriz. Bu ölçüm tekniğinde, üç boyutlu tarama sisteminin hassasiyeti çok önemlidir. Sonuçların doğruluğu ve güvenilirliği bu sistemlerin hassasiyetiyle doğru orantılıdır.

Kullanılan test yöntemleri incelendiğinde, en çok tercih edilen yöntemin kesit alarak, direkt mikroskop altında ölçüm ve değerlendirmenin olduğunu görmekteyiz (Toman ve diğerleri, 2009; Yeo ve diğerleri, 2003; Sulaiman ve diğerleri, 1997; Weaver ve diğerleri, 1991; Beschnidt ve Strub, 1999; Albert ve El-Mowafy, 2004; Wolfart ve diğerleri, 2003; Sorensen ve diğerleri, 1992; Pera ve diğerleri, 1994; Lin ve diğerleri, 1998)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

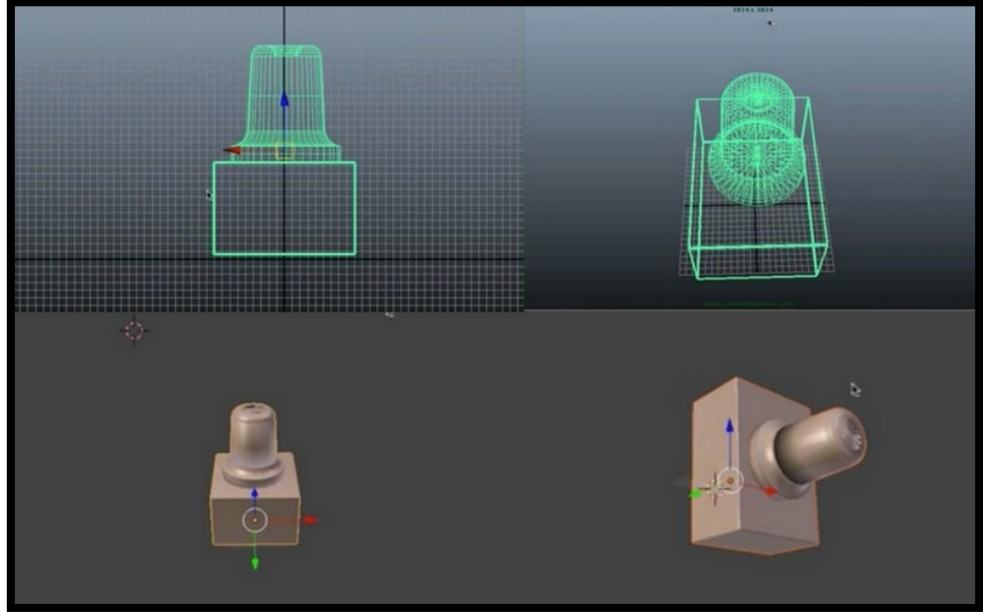
Çalışmamızda takip edilen deneysel yöntem aşağıdaki tabloda özetlenmiştir.(Tablo 3.1)



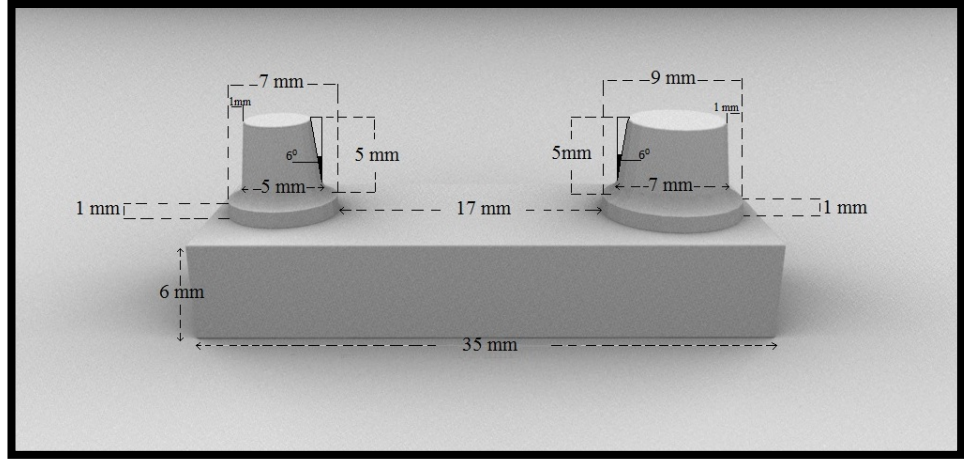
Tablo 3.1. Çalışmamızda takip edilen deneysel yöntem

3.1. Modellerin Dizayn Edilmesi ve Üretilmesi

Kron ve köprülerin imalatı için kullanılacak modeller, standardizasyonun sağlamak ve modelden kaynaklanabilecek hata payını en aza indirmek için SLS teknolojisi kullanılarak üretildi. Öncelikle üretilecek modeller, 3 boyutlu modelleme programı (Maya®, Autodesk Inc.) kullanılarak (Şekil 3.1), Wheeler's Dental Morphology (Nelson ve Nash, 2010) kitabındaki diş ölçüleri ve ideal kesim koşulları göz önünde bulundurularak; üst çene 1. premolar ve 2. molar dişleri ayak olacak şekilde 4 üye köprü ve ayrı ayrı tek kron olarak dizayn edildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.1. 3 boyutlu modelleme programı (Maya®, Autodesk Inc.) kullanılarak modellerin dizayn edilmesi



Şekil 3.2. Dizayn edilen 4 üye köprü modeli ve ölçüleri

Bu veriler STL formatında kaydedilerek üretimin yapılacağı makineye (EOSINT P380 SLS, EOS) (Şekil 3.3.) gönderildi ve poliamid (PA2200) esaslı modellerin üretimi gerçekleştirildi.



Şekil 3.3. EOS firmasına ait bir SLS yazıcı

Elde edilen toplam 192 model (64 premolar, 64 molar, 64 köprü); 16 adet premolar, 16 adet molar, 16 adet köprü model olacak şekilde 4 eşit gruba ayrıldı ve her biri grup ve model sayılarını belirlemesi için numaralandırıldı.

3.2. Metal Alt Yapıların Elde Edilmesi

Co-Cr metal alt yapılar 4 farklı yöntemle elde edilmiştir. Bu yöntemler:

1. Geleneksel yöntem (GY)
2. CAD/CAM ile mum kazıma ve geleneksel yöntemle döküm (MK)
3. CAD/CAM ile Co-Cr kazıma (Co-CrK)
4. Direkt Metal Lazer Sinterleme yöntemi (DMLS) yöntemidir.

3.2.1. Geleneksel Yöntem (GY)

Grup 1'deki poliamid modellerin her birinin ölçüsü polieter ölçü maddesiyle (Impregum, 3M ESPE, Seefeld, Germany) alındı. Daha sonra alınan ölçüler Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda sert model alçısı (Fujirock EP, GC, Japan) ile dökülerek çalışma modelleri elde edildi.

Elde edilen alçı modellere her birine 10 mikron kalınlığında 5 tabaka diespacer (Megadental GmbH, Büdingen, Germany) (Şekil 3.4) uygulandı. Daha sonra modeller üzerine mum modelaj uygulanmıştır. Köprü modelajları sırasında, gövde bölgesinde 2.5 mm çapında silindir şeklinde mumlar kullanılmıştır. Daha sonra modelajların Co-Cr' dan (Wirobond C, BEGO Medical GmbH, Almanya) döküm işlemleri tamamlanmıştır. Tüm bu işlemler Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Laboratuvarı'nda, hep aynı teknisyen tarafından yapılmıştır.



Şekil 3.4. Megadental firmasının ürettiği die spacerlar (Megadental GmbH, Büdingen, Germany)

3.2.2. CAD/CAM ile Mum Kazıma ve Geleneksel Yöntemle Döküm (MK)

Grup 2, 3 ve 4'teki bütün modeller teker teker model tarama cihazıyla (D700, 3D Scanner, 3Shape A/S, Copenhagen K, Denmark) tarandı. Siman aralıkları 50 μ m olacak şekilde üst yapıları bilgisayar yazılımıyla (3Shape CAD Design, 3Shape A/S, Copenhagen K, Denmark) tasarlandı.

Grup 2'ye ait tasarlanmış alt yapılar, mum kalıpların Yenadent D15 milleding makinesiyle (Yenadent Ltd. Sti., İstanbul, Türkiye) kazınmasıyla elde edildi. (Şekil 3.5)

Daha sonra modelaj sonrası Grup 1 de uygulanan işlemlerin aynısı uygulanarak geleneksel döküm işlemi tamamlandı.



Şekil 3.5 Yenadent D15 milleding makinesi

3.2.3. CAD/CAM ile Co-Cr Kazıma (Co-CrK)

Grup 3'e ait dizayn edilmiş alt yapılar, Yenadent D15 milleding makinesine (Yenadent Ltd. Sti., İstanbul, Türkiye) gönderilerek Co-Cr bloklar kazındı.

3.2.4. Direkt Metal Lazer Sinterleme Yöntemi (DMLS)

Grup 4'e ait dizayn edilmiş modeller, direkt lazer sinterleme makinesine (Concept Laser M1 cusing, Hoffman, Lichtenfels, Germany) gönderilerek, Co-Cr tozlardan alt yapıların üretim gerçekleştirildi. (Remanium Star Cl, Dentaaurum GmbH, Almanya)



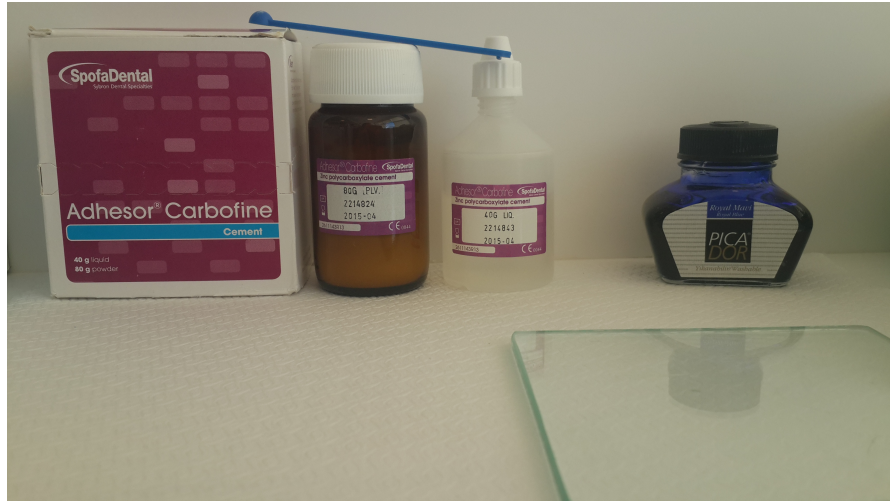
Şekil 3.6 Concept Laser firmasına ait DMLS makinesi (Concept Laser M1 cusing, Hoffman, Lichtenfels, Germany)

3.3. Üretilen Metal Alt Yapıların Simantasyonu

Üretilen her bir alt yapı kendisine ait olan model üzerine, çinko polikarboksilat (Adhesor® Carbofine, SpofaDental, Via Stecce 4, Bioggio, Switzerland) konvansiyonal siman ile, özel tasarlanan bir mekanizma kullanılarak her bir üyeye 50 Newton (~5kg) kuvvet uygulanacak şekilde simante edildi. (Şekil 3.7) Restorasyon-model arasındaki sınırı tam olarak belirlemek için simana uygun oranda lacivert renkli boyar madde eklendi (PicaDor, Düzey, İstanbul). (Şekil 3.8.)



Şekil 3.7 Simantasyon sırasında kullanılan mekanizma



Şekil 3.8 Simantasyon için kullanılan çinko polikarboksilat (Adhesor® Carbofine, SpofaDental, Via Stecce 4, Bioggio, Switzerland) ve renklendirici madde (PicaDor, Düzey, İstanbul)

3.4. Örneklerin Epoksi Reçine İçine Gömülmesi

Modellere simante edilen tüm metal alt yapıların işlemler sırasında desimantasyonunu önlemek amacıyla özel olarak hazırlanmış silikon kalıplarda uygun pozisyonda yerleştirilerek epoksi reçine içerisine gömüldüler.

Örneklerin bu kalıplar içerisindeki konumu, köşe bölgelerden bir miktar uzak olacak şekilde ayarlandı. Bunun nedeni örneklerin, ISOMET 1000 cihazında dilimleme işlemi sırasında tutucu kola sabitlenebilmesiydi.

Simante edilmiş metal alt yapılar, silikon kalıplar içerisine uygun pozisyonlarda yerleştirildiler. (Şekil 3.9) Daha sonra iki komponentten oluşan epoksi reçine (Thomsit Epoksi Reçine/Henkel AG & Co. KGaA, Almanya) üretici firmanın önerileri doğrultusunda, ikiye bir oranda hava kabarcığı kalmayacak şekilde karıştırıldıktan sonra silikon kalıplar içerisine uygulandılar. Bu işlem tüm örneklerle uygulandı.



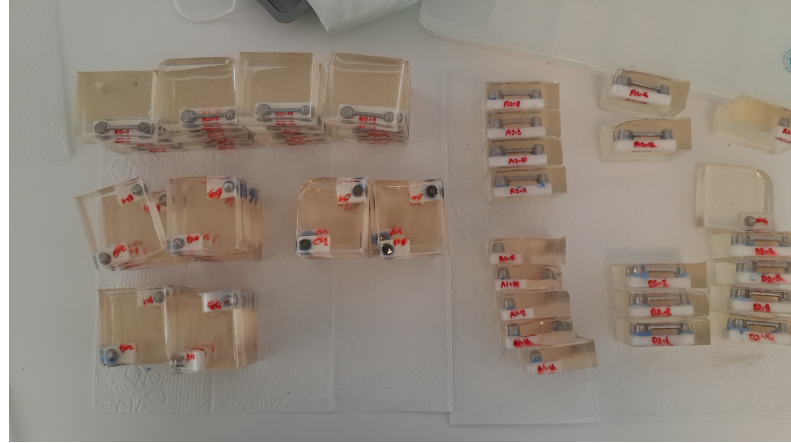
Şekil 3.9 Simante edilmiş metal alt yapının silikon kalıp içerisinde konumlandırılması



Şekil 3.10 Epoksi reçine (Thomsit Epoksi Reçine/Henkel AG & Co. KGaA, Almanya)

23° C yüzey sıcaklığında kuruma süresi 40 saat olarak belirtilmektedir. Bu nedenle örneklere reçine tatbikinden sonra 48 saat boyunca müdahale edilmedi. Daha sonra sertleşmiş reçineler silikon kalıplardan çıkarıldı ve ISOMET 1000 cihazındaki dilimleme işlemleri için hazırlandı. Keskin epoksi parçalar, saçaklar tesviye edildi. (Şekil 3.11)

Modeller üzerinde bulunan numaralar karışmaması için tekrar epoksi üzerine yazıldı.



Şekil 3.11 Epoksi reçineye gömülmüş, tesviye edilmiş modeller

3.5. Kesitlerin Alınması

Kesit alma işleminden önce epoksi rezin blokların yüzeyinde, restorasyonun mesio-distal yönde tam ortasından geçecek şekilde kesi hattı sabit kalem ile işaretlendi. Epoksi reçineler kesit almak için kullanılacak cihaza (Isomet, Buehler, Precision Saw) sabitlendi. İşaretli kesit hatlarından kesim yapılabilmesi için gerekli ayarlar yapıldı. (Şekil 3.12)



Şekil 3.12. Isomet 1000 hassas testere (Isomet, Buehler, Precision Saw)

Kesme işlemi sırasında deney örneklerinin ve testerenin ısınmaması için özel hazırlanmış su/yağ karışımı kesme noktasına püskürtüldü. Kesim işleminin tamamlanması ile deney örneklerinin tamamı mezio-distal yönde iki parçaya ayrılmış oldu.

Kesitlerin alınmasından sonra deney örneklerinin mikroskop altında incelenebilmeleri amacı ile kesit yüzeyleri cilalandı. Cilalama işleminde sırasıyla 800, 600, 400, 200 gren kalınlığındaki silisyum karbid kağıt diskler özel cila makinesine takılarak kullanıldı. Kesitler 3 farklı noktadan numaralandırılarak, parçaların kaybolmaması için ayrı poşetlere yerleştirildi.

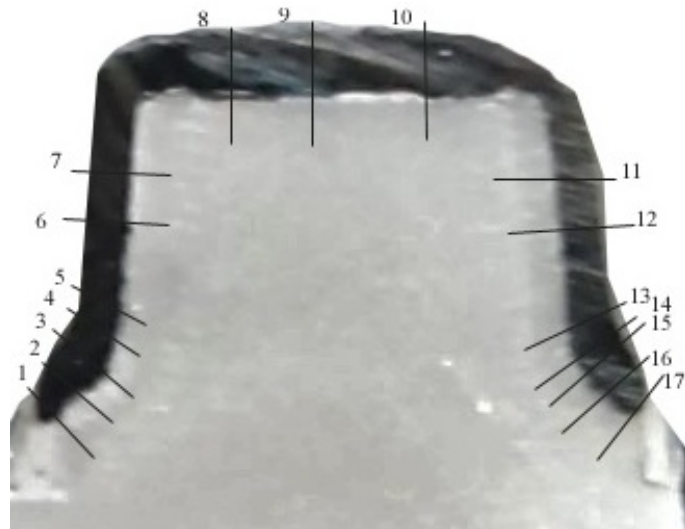
3.6. Mikroskop İncelemeleri

Stereomikroskop, Leica MZ75 (Leica Optik mikroskop, Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere), altında $\times 160$ büyütme ile yapıldı (Şekil 3.13).



Şekil 3.13 Leica MZ75 Stereomikroskop (Leica Optik mikroskop, Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere)

Kesit yüzeyleri, Holmes ve ark. tarafından tanımlaması yapılan kenar uyumsuzluğu parametreleri esas alınarak önceden belirlenmiş tam 17 noktadan ayrı ayrı incelendi. (Şekil 3.9)



Şekil 3.14. Kesitler üzerinde yapılan ölçüm bölgeleri

4. BULGULAR

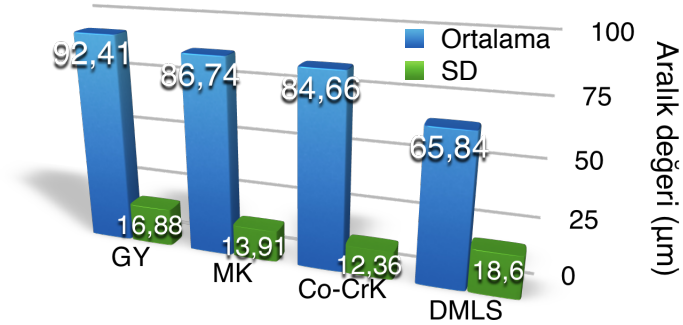
4.1. İstatistiksel Analiz Yöntemi

Ölçümler sonucu elde ettiğimiz verilerin istatistiksel analizleri, SPSS 15.0 programı yardımı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra ikili grupların karşılaştırmasında Tukey's analizi ve ANOVA testleri kullanılmıştır. Sonuçlar, $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

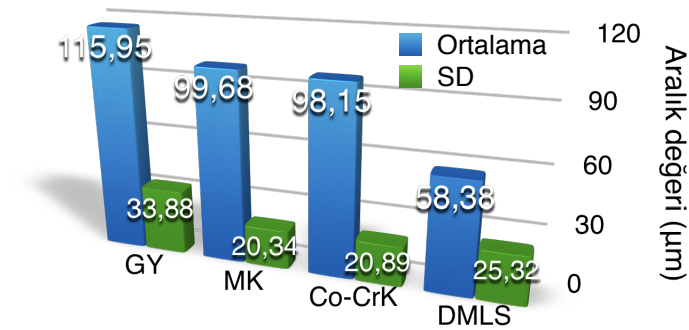
4.2. Üretim Sistemlerinin Kendi Aralarında Değerlendirilmesi

4.2.1. Genel Ortalamalarına Göre Karşılaştırma

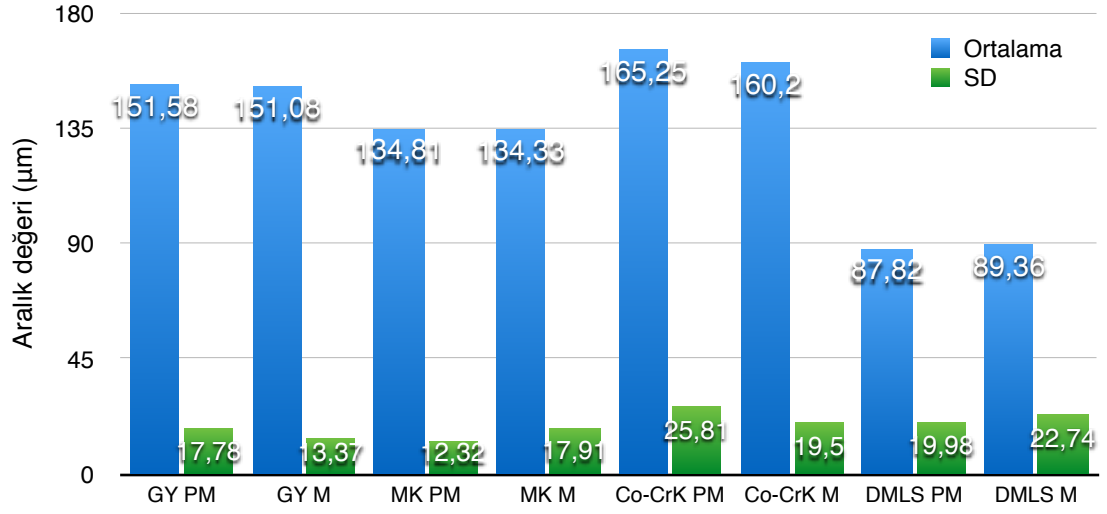
4 farklı üretim sistemiyle üretilen Co-Cr premolar kron (Şekil 4.1), molar kron (Şekil 4.2) ve köprü alt yapılarının (Şekil 4.3) kenar aralığı ölçümlerinin ortalama ve standart sapma (SD) değerleri aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Premolar kronların aralık ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri



Şekil 4.2. Molar kronların aralık ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

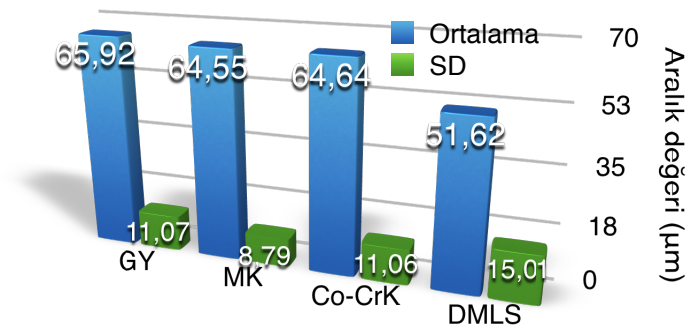


Şekil 4.3. Köprü alt yapılarının aralık ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

4.2.2. Bölgelere Göre Karşılaştırma

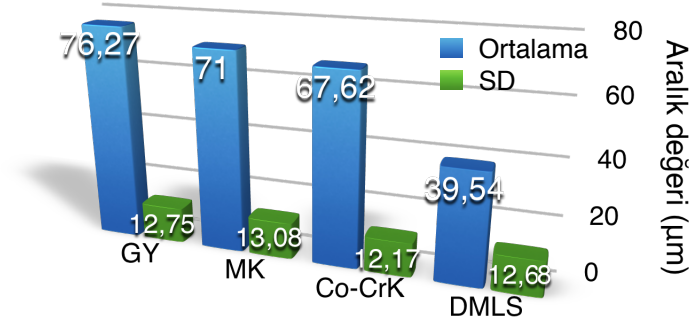
4.2.2.1. Marjinal Bölge

Premolar kronların marjinal bölge ölçümlerinde (Şekil 4.4) dört sistem arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$).



Şekil 4.4. Premolar kronların marjinal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

Molar kronların marjinal bölgelerinde (Şekil 4.5); GY, MK, Co-CrK yöntemleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmazken ($p>0,05$), DMLS yöntemi diğer üç yönteme göre istatistiksel olarak daha uyumlu bulunmuştur ($p<0,05$).

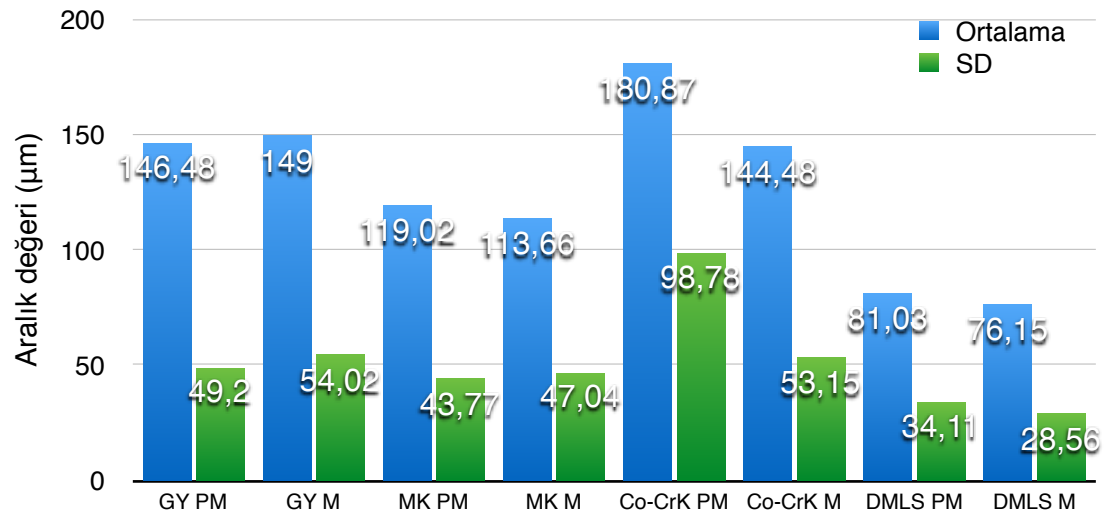


Şekil 4.5. Molar kronların marjinal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

Dört üyeli köprülerin marjinal uyumları (Şekil 4.6.) incelendiğinde;

Premolar ayağı için; GY ve MK yöntemleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmazken ($p>0,05$), diğer sistemler arasında istatistiksel olarak fark görülmüş ($p<0,05$), DMLS yöntemi diğer sistemlere göre daha uyumlu bulunmuştur.

Molar ayağı için; GY ve Co-CrK arasında istatistiksel olarak fark

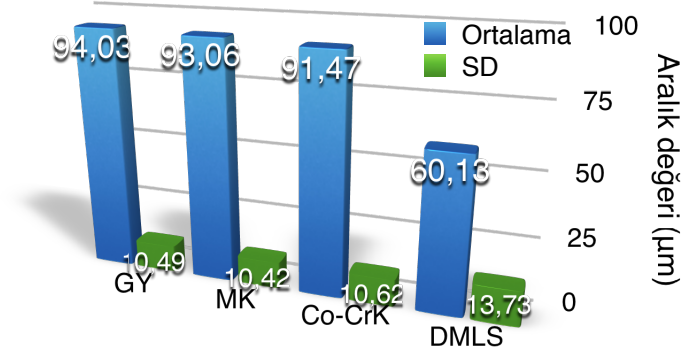


bulunmazken ($p>0,05$), diğer sistemler arasında fark görülmüş ($p<0,05$), DMLS yöntemi diğer sistemlere göre daha uyumlu bulunmuştur.

Şekil 4.6. Köprülerin marjinal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

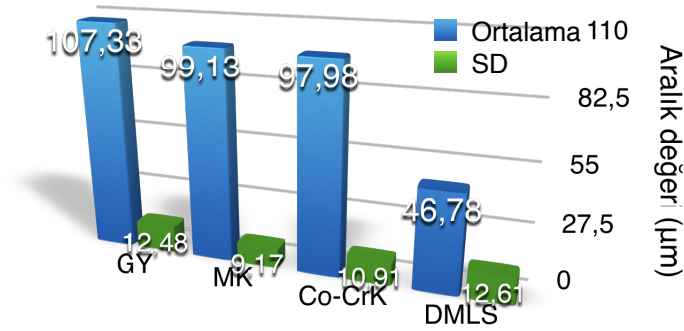
4.2.2.2. Chamfer Bölgesi

Premolar kronların chamfer bölgelerinde (Şekil 4.7); GY, MK, Co-CrK yöntemleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmazken ($p>0,05$), DMLS yöntemi diğer üç yönteme göre istatistiksel olarak daha uyumlu bulunmuştur ($p<0,05$).



Şekil 4.7. Premolar kronların chamfer bölgesi ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

Molar kronların chamfer bölgelerinde (Şekil 4.8); GY, MK, Co-CrK yöntemleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmazken ($p>0,05$), DMLS yöntemi diğer üç yönteme göre istatistiksel olarak daha uyumlu bulunmuştur ($p<0,05$).

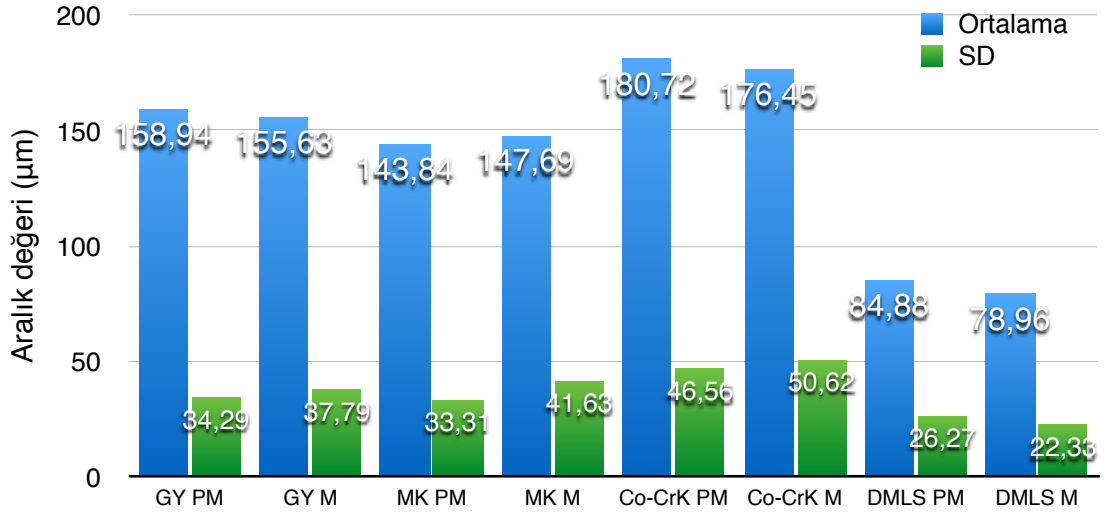


Şekil 4.8. Molar kronların chamfer bölgesi ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

Dört üyeli köprülerin chamfer bölgesindeki uyumları (Şekil 4.9) incelendiğinde;

Premolar ayağı için; GY ve MK yöntemleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmazken ($p>0,05$), diğer sistemler arasında istatistiksel olarak fark görülmüş ($p<0,05$), DMLS yöntemi diğer sistemlere göre daha uyumlu bulunmuştur.

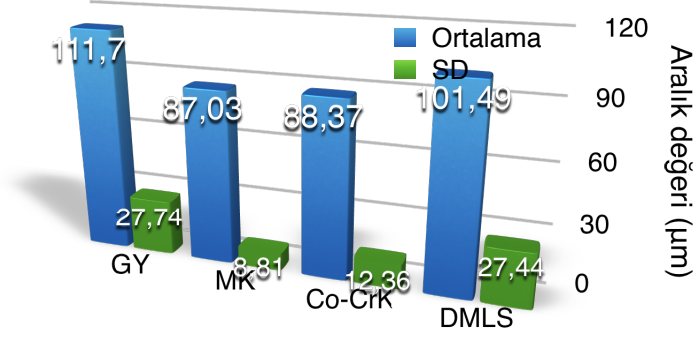
Molar ayağı için; GY - Co-CrK ve GY - MK yöntemleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmazken ($p>0,05$), diğer sistemler arasında fark görülmüş ($p<0,05$) , DMLS yöntemi diğer sistemlere göre daha uyumlu bulunmuştur.



Şekil 4.9. Köprülerin chamfer bölgesi ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

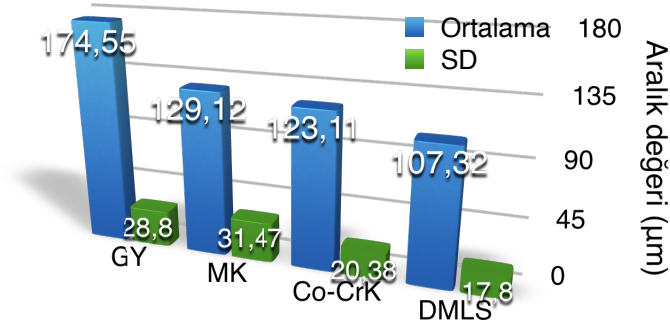
4.2.2.3. Oklüzal Bölge

Premolar kronların oklüzal bölge ölçümlerinde (Şekil 4.10), dört sistem arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$).



Şekil 4.10. Premolar kronların oklüzal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

Molar kronların oklüzal bölgelerinde (Şekil 4.11); MK, Co-CrK ve DMLS yöntemleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmazken ($p>0,05$), GY diğer üç yönteme göre istatistiksel olarak daha az uyumlu bulunmuştur ($p<0,05$).

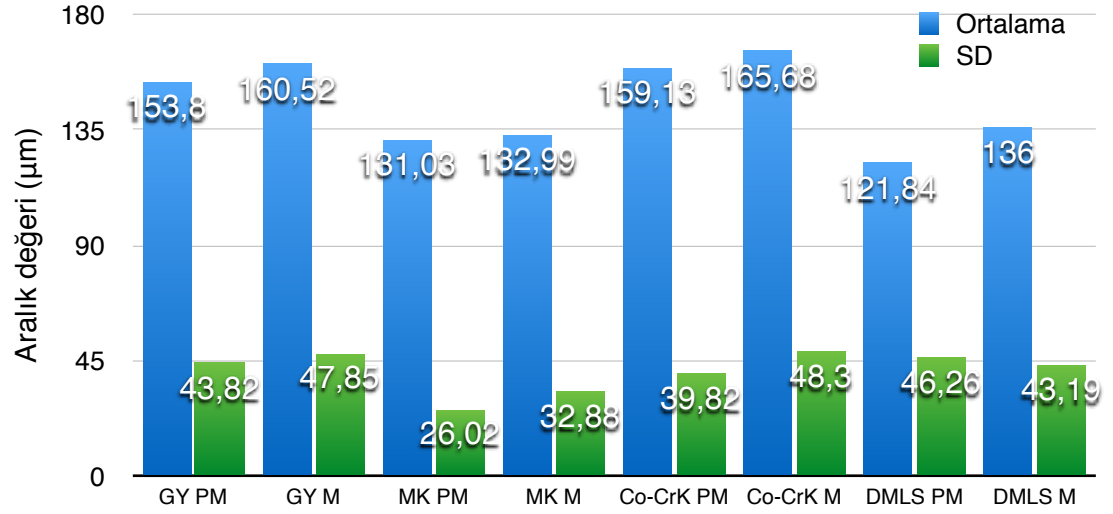


Şekil 4.11. Molar kronların oklüzal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

Dört üyeli köprülerin oklüzal bölgedeki uyumları (Şekil 4.12) incelendiğinde;

Premolar ayağı için; GY - DMLS ve Co-CrK - DMLS yöntemleri arasında istatistiksel olarak fark bulunurken ($p<0,05$), DMLS yönteminin GY ve Co-CrK yöntemlerine göre daha uyumlu olduğu saptanmıştır. Diğer sistemler arasında istatistiksel olarak fark görülmemiştir ($p>0,05$).

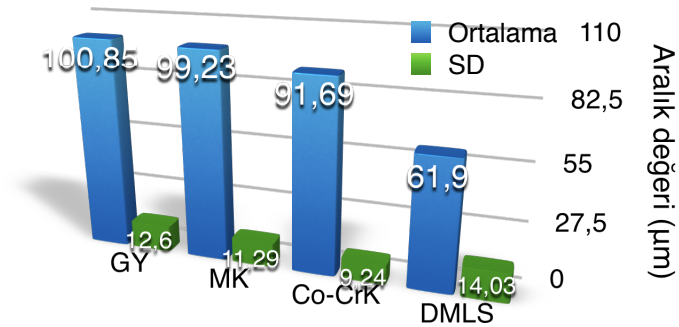
Molar ayağı oklüzal bölge ölçümlerinde, dört sistem arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$).



Şekil 4.12. Köprülerin oklüzal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

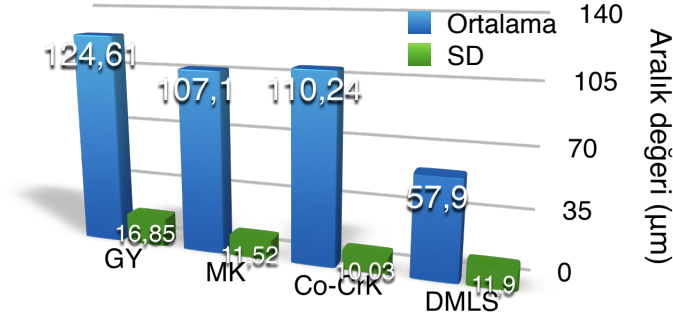
4.2.2.4. Aksiyal Bölge

Premolar kronların aksiyal bölgelerinde (Şekil 4.13); GY, MK, Co-CrK yöntemleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmazken ($p>0,05$), DMLS yöntemi diğer üç yönteme göre istatistiksel olarak daha uyumlu bulunmuştur ($p<0,05$).



Şekil 4.13. Premolar kronların aksiyal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

Molar kronların aksiyal bölgelerinde (Şekil 4.14); GY - MK ve GY - Co-CrK yöntemleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmazken ($p>0,05$), DMLS yöntemi ile diğer üç yöntem arasında istatistiksel olarak fark bulunmuş, DMLS yöntemi diğer yöntemlere göre daha uyumlu olduğu saptanmıştır ($p<0,05$).

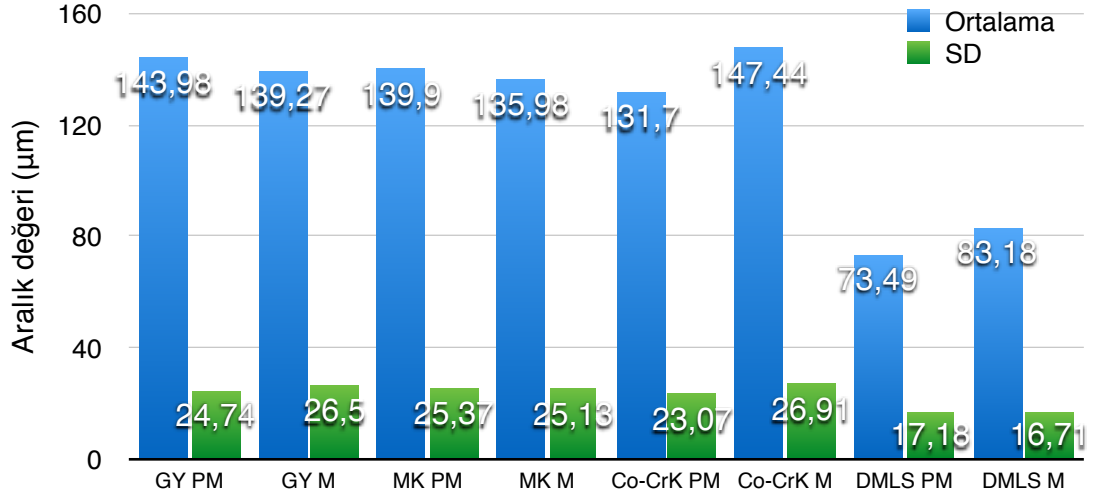


Şekil 4.14. Molar kronların aksiyal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri

Dört üyeli köprülerin aksiyal bölgedeki uyumları (Şekil 4.15) incelendiğinde;

Premolar ayağı için; GY, MK, Co-CrK yöntemleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmazken ($p>0,05$), DMLS yöntemi diğer üç yönteme göre istatistiksel olarak daha uyumlu bulunmuştur ($p<0,05$).

Premolar ayağı için; GY, MK, Co-CrK yöntemleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmazken ($p>0,05$), DMLS yöntemi diğer üç yönteme göre istatistiksel olarak daha uyumlu bulunmuştur ($p<0,05$).

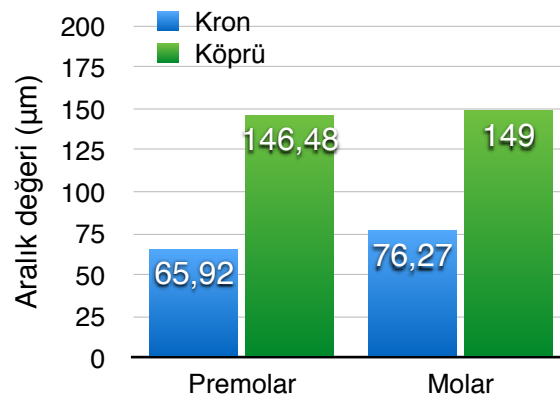


Şekil 4.15. Köprülerin aksiyal bölge ölçümlerinin ortalama değerleri

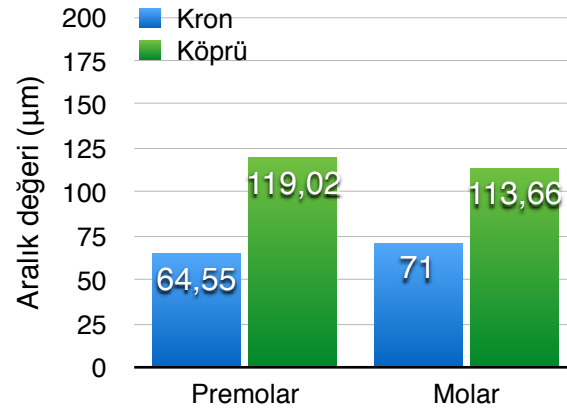
4.3. Bölgelere Göre Kron ve Köprü Restorasyonların Karşılaştırılması

4.3.1. Marjinal Bölge

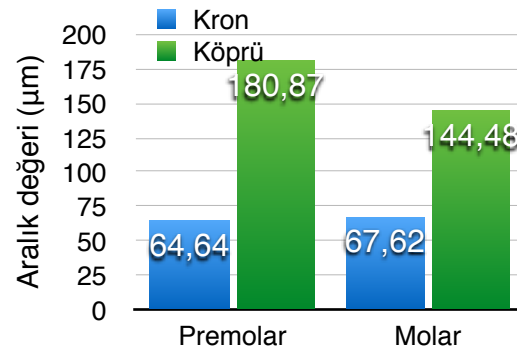
4 yöntemin kron ve köprüler arasındaki marjinal bölge değerlendirmesinde, istatistiksel olarak farklılıklar görülmüş, bu farklılık DMLS haricinde hem premolar hem de molar tek kronların, köprü alt yapılarına göre daha uyumlu olduğu ancak DMLS yönteminde bu farklılığın yalnızca molar kron ve molar köprü ayakları arasına özgü olduğu saptanmıştır ($p < 0,05$).



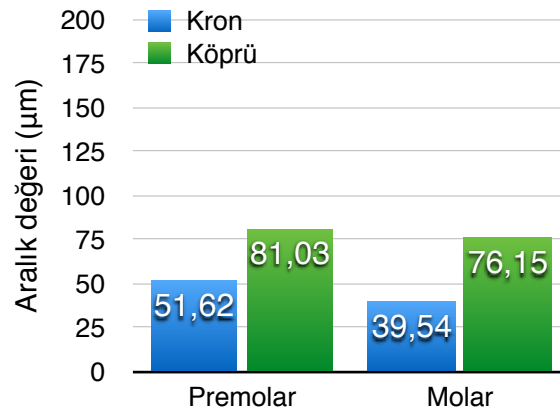
Şekil 4.16. GY ile üretilen kron ve köprülerin marjinal bölge karşılaştırmaları



Şekil 4.17. MK ile üretilen kron ve köprülerin marjinal bölge karşılaştırmaları



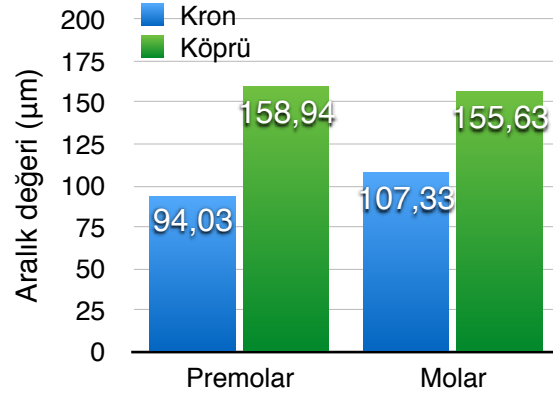
Şekil 4.18. Co-CrK ile üretilen kron ve köprülerin marjinal bölge karşılaştırmaları



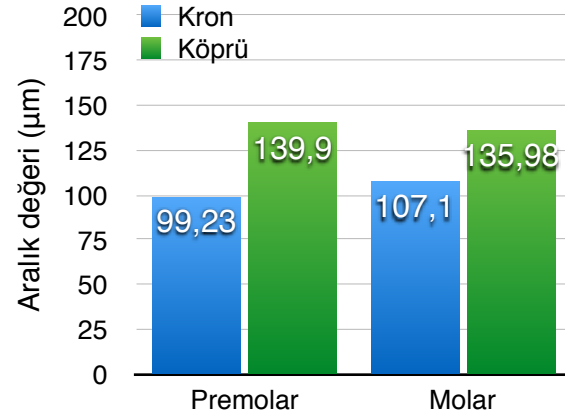
Şekil 4.19. DMLS ile üretilen kron ve köprülerin marjinal bölge karşılaştırmaları

4.3.2. Chamfer Bölgesi

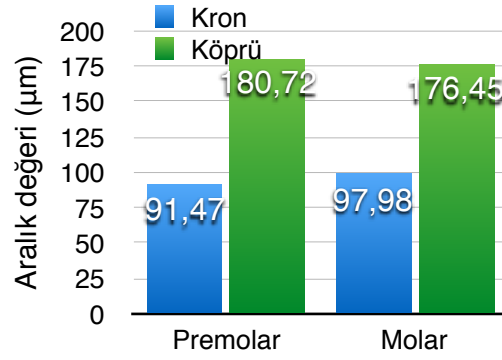
4 yöntemin kron ve köprüler arasındaki chamfer bölge değerlendirmesinde, istatistiksel olarak farklılıklar görülmüş, hem premolar hem de molar kron alt yapıların köprü alt yapılarına göre daha uyumlu oldukları saptanmıştır ($p<0,05$).



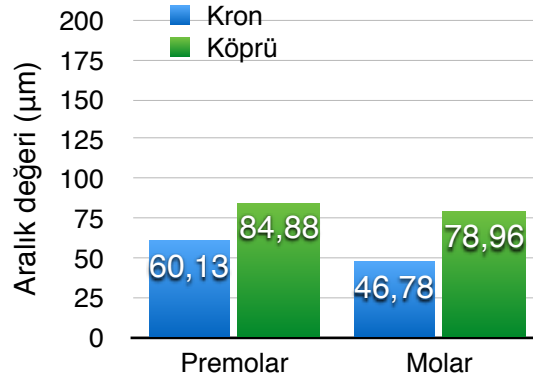
Şekil 4.20. GY ile üretilen kron ve köprülerin chamfer bölgesi karşılaştırmaları



Şekil 4.21. MK ile üretilen kron ve köprülerin chamfer bölgesi karşılaştırmaları



Şekil 4.22. Co-CrK ile üretilen kron ve köprülerin chamfer bölgesi karşılaştırmaları



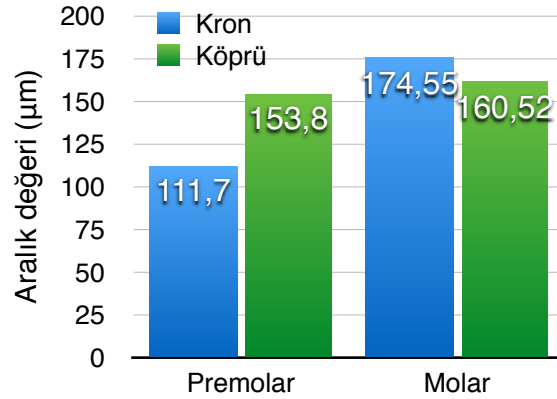
Şekil 4.23. DMLS ile üretilen kron ve köprülerin chamfer bölgesi karşılaştırmaları

4.3.3. Oklüzal Bölge

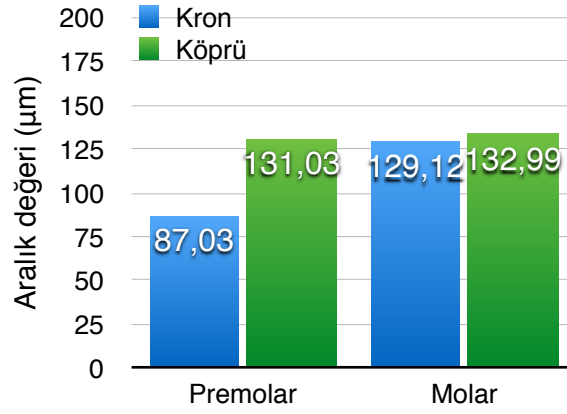
GY ve MK yöntemleriyle üretilen kron ve köprülerin oklüzal bölge değerlendirmesinde, GY ve MK yöntemlerinde istatistiksel olarak farklılığın bulunmaması ($p>0,05$), buna rağmen premolar tek kron ve köprüler arasında istatistiksel fark olması ($p<0,05$), premolar kronların premolar köprü ayaklarına göre daha uyumlu olduğu saptanmıştır.

Oysaki Co-CrK yönteminde kron ve köprüler arasındaki istatistiksel fark varlığı hem premolar hem de molar kronların, köprü ayaklarına göre daha uyumlu olduğu saptanmıştır. ($p<0,05$)

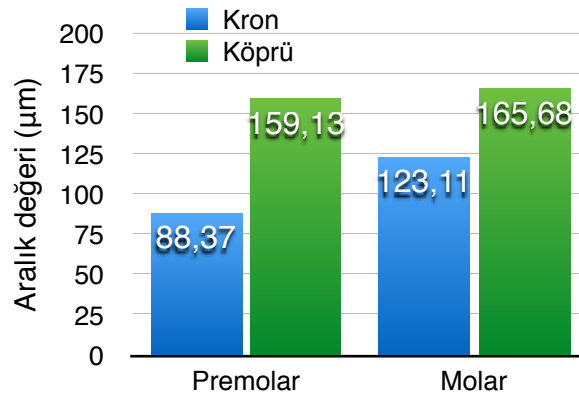
DMLS yönteminde ise, hem PM hem de M tek kron ve köprüler arasında istatistiksel olarak fark bulunmamış, hepsi aynı derecede uyumlu bulunmuştur. ($p>0,05$)



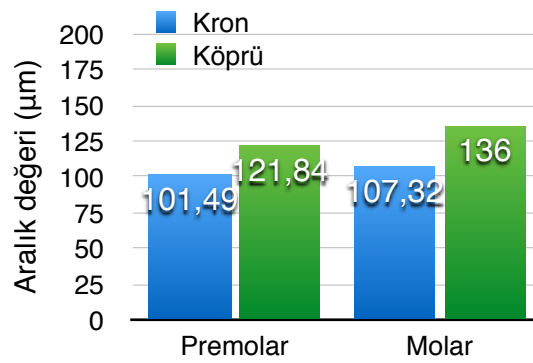
Şekil 4.24. GY ile üretilen kron ve köprülerin oklüzal bölge karşılaştırmaları



Şekil 4.25. MK ile üretilen kron ve köprülerin oklüzal bölge karşılaştırmaları



Şekil 4.26. Co-CrK ile üretilen kron ve köprülerin oklüzal bölge karşılaştırmaları



Şekil 4.27. DMLS ile üretilen kron ve köprülerin oklüzal bölge karşılaştırmaları

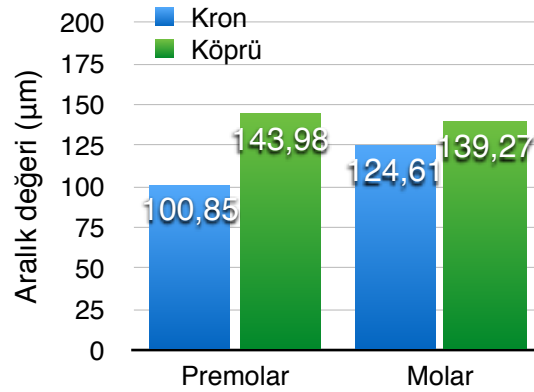
4.3.4. Aksiyal Bölge

GY'de aksiyal bölge ölçümlerinde, molar tek kron ve molar köprü ayakları arasında istatistiksel olarak fark olmayıp ($p>0,05$), premolar tek kron ve premolar köprü ayakları arasında istatistiksel olarak fark görülmüş ($p<0,05$), premolar kronların premolar köprü ayaklarına oranla daha uyumlu olduğu bulunmuştur.

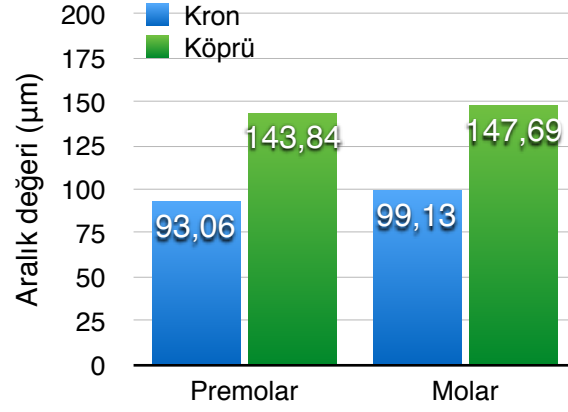
DMLS'de aksiyal bölge ölçümlerinde premolar tek kron ve premolar köprü ayakları arasında istatistiksel olarak fark bulunmazken ($p>0,05$), molar kron ve molar köprü ayakları arasında istatistiksel fark görülmüş ($p<0,05$), molar kronlar molar köprü ayaklarına oranla daha uyumlu bulunmuştur.

Yani DMLS yönteminde molar kronlar ve molar köprü ayakları arasındaki uyumluluğa rağmen, GY'de premolar kronlar ve premolar köprü ayakları arasındaki uyumluluk göze çarpmaktadır.

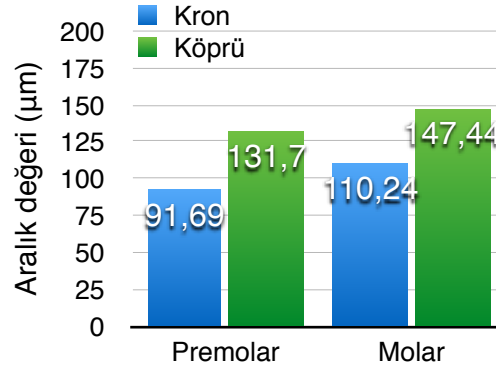
MK ve Co-CrK yöntemi aksiyal bölge değerlendirmesinde kron ve köprüler arasında istatistiksel olarak fark bulunmuş ($p<0,05$), her iki yöntemde de hem premolar hem de molar kron alt yapılar köprü ayaklarına göre daha uyumlu bulunmuştur.



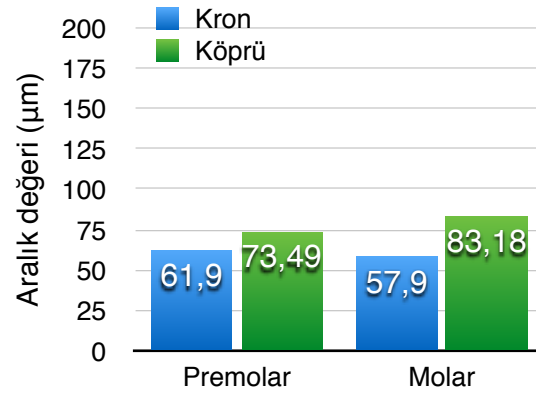
Şekil 4.28. GY ile üretilen kron ve köprülerin aksiyal bölge karşılaştırmaları



Şekil 4.29. MK ile üretilen kron ve köprülerin aksiyal bölge karşılaştırmaları



Şekil 4.30. Co-CrK ile üretilen kron ve köprülerin aksiyal bölge karşılaştırmaları



Şekil 4.31. DMLS ile üretilen kron ve köprülerin aksiyal bölge karşılaştırmaları

5. TARTIŞMA

Hızlı bir şekilde gelişmekte olan yeni teknolojilerin diş hekimliğinde de kullanılmasıyla birlikte; diş protezlerinin üretiminde insan gücü, zaman ve maliyetten tasarruf edilmesi sağlanmıştır. Gelişen teknolojinin üretim yöntemlerine olan yansımalarından biri de CAD/CAM sistemler olmuştur.

Son yıllarda hızlı prototip üretme sistemleri üzerindeki gelişmelerle birlikte, bu sistemler diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistemlerden biri olan DMLS ile; 14 üyeye kadar alt yapıların tek parça halinde üretimi yapılabildiği gibi tek seferde toplam 90 üye metal alt yapının fabrikasyonu gerçekleştirilebilmekte; döküm işlemine kıyasla üretim sonrası düzeltmelere daha az gereksinim duyulmakta ve dolayısıyla zamandan da büyük kazanç sağlanmaktadır (Ucar ve diğerleri, 2009). Bu sistem CAD/CAM sistemlerden farklı olarak, materyalden kazıma yerine, ufak partiküllerin birleştirilmesi prensibine göre çalıştığı için maliyet yönünden de diğer sistemlerden daha avantajlıdır.

Bu yeni teknolojiler kullanılarak üretilen sabit protezlerin, üretim süresi ve maliyet avantajlarının yanı sıra, protez ve diş arasındaki uyumun belli değerler içerisinde olup klinik olarak kabul edilebilir olması büyük önem arz etmektedir. Bu nedendir ki, günümüzde rutin olarak kullanılmakta olan konvansiyonel, CAD/CAM üretim sistemleri ve daha yeni bir sistem olan DMLS yöntemleriyle üretilen metal destekli kron ve köprüler restorasyonlarının marjinal ve internal uyumlarının in-vitro olarak incelenmesi araştırmamıza konu olmuştur.

Ağız içerisinde yapılan restorasyonların başarısının değerlendirilmesi için in-vitro ve in-vivo olarak birçok mekanik test yöntemi kullanılmaktaysa da; biyolojik bir ortamda kullanılan bu yapıların başarısında marjinal uyumların değerlendirilmesi öne çıkmıştır (Sulaiman ve diğerleri, 1997). Sabit protetik restorasyon ile diş arasındaki uyum; restorasyonun uzun dönem başarısını ve çevre dokuların sağlığını etkileyen önemli bir faktördür. Yetersiz kenar uyumuna sahip restorasyonlar mikro

sızıntı ve sekonder çürüklerin yanı sıra periodontal problemlere de neden olabilirler (Toman ve diğerleri, 2009; Yeo ve diğerleri, 2003).

Literatürde, hali hazırda kullanılmakta olan alışlagelmiş kron-köprü protez üretim yöntemlerinin uyum özelliklerine ilişkin çalışmalar az sayıda iken, DMLS yöntemiyle üretilen restorasyonların internal ve marjinal uyum açısından incelendiği çok daha az çalışmaya rastlanmıştır(Ortorp ve diğerleri, 2011; Quante ve diğerleri, 2008; Ucar ve diğerleri, 2009). DMLS yöntemiyle üretilmiş restorasyonlarla ilgili yapılan çalışmalarda genelde; alaşım-porselen arasındaki bağlanma kuvveti (Akova ve diğerleri, 2008; Iseri ve diğerleri, 2011), kırılgenlık (Suleiman ve Vult von Steyern, 2013) ve yüzey özellikleri (Al Jabbari ve diğerleri, 2014; Xin ve diğerleri, 2014) incelenmiştir. Yapmış olduğumuz bu araştırma literatürdeki DMLS yöntemiyle üretilen kron ve köprülerin marjinal ve internal uyumlarına ilişkin eksikliği giderir nitelikte; en güncel tekniklerin karşılaştırılmasına olanak verecektir.

Marjinal ve internal uyumları incelemek için bir çok temel yöntem bulunmaktadır. Bunlar; direkt teknik, simantasyon sonrası kesit alma işlemi, ölçü tekniği ve light-body silikonun ağırlığını ölçme tekniğidir (Abduo ve diğerleri, 2010; Sorensen, 1990). Yapılan çalışmalarda, direkt yöntem ve kesit olarak inceleme yöntemi en çok tercih edilen yöntemler olmuştur (Abbate ve diğerleri, 1989; Albert ve El-Mowafy, 2004; Beschnidt ve Strub, 1999; Lin ve diğerleri, 1998; Pera ve diğerleri, 1994; Suarez ve diğerleri, 2003; Sulaiman ve diğerleri, 1997; Weaver ve diğerleri, 1991; Wolfart ve diğerleri, 2003; Yeo ve diğerleri, 2003). Direkt mikroskobik değerlendirme yöntemi, kesit alma işlemine göre daha hızlı, kolay uygulanabilir, örneklere zarar verilmemesinden dolayı tekrarlanabilir olmasına rağmen, bu yöntemle çok hassas ölçümlerin yapılması mümkün olmamaktadır (Çetinkaya, 2013). Biz çalışmamızda, daha detaylı ve hassas veriler elde edebilmek için simante edilen modellerlerden kesitler olarak mikroskop altında inceleme yöntemini tercih ettik.

Üzerinde kron-köprü üretimi yapılacak çalışma modellerinin; boyutları, uygulanan preparasyon şekli ve oranlarının belli kurallara göre olması, araştırmanın güvenilirliği bakımından önemli bir kriterdir. In-vivo çalışmalarda bu standardizasyonu sağlamak in-vitro çalışmalara göre çok daha zordur. Yapılan birçok çalışmada standardizasyonun sağlanabilmesi ve örnekler üzerinde aşınmaların engellenmesi amacıyla, destek diş örneklerinin hazırlanmasında doğal dişler yerine metal veya rezin materyallerden elde edilen kopyalar kullanılmıştır (Anunmana ve diğerleri, 2014; Cho ve diğerleri, 2004; Pera ve diğerleri, 1994; Syu ve diğerleri, 1993; Vojdani ve diğerleri, 2013; Weaver ve diğerleri, 1991). Tae-Jin Song ve arkadaşları 2013 yılında anterior 3 üyeli zirkonya köprülerin marjinal uyumlarını, rezinden elde ettikleri day modeller üzerinde incelemişlerdir (Song ve diğerleri, 2013). Vojdani ve arkadaşları ise CAD/CAM ve konvansiyonel yöntemle ürettikleri metal kopinglerin internal ve marjinal uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, ana model olarak paslanmaz çelikten tasarladıkları bir modeli kullanmışlardır (Anunmana ve diğerleri, 2014). Biz çalışmamızda ise, ana modelden alınan ölçü ve alçı dökümü sırasındaki oluşabilecek tüm boyutsal değişiklikler ve deformasyonları elimine etmek amacıyla, SLS yöntemiyle üretilmiş polyamid (PA2200) modeller kullandık. Model üretiminde kullanılan PA2200 materyali, yüksek hassasiyet ve ölçü netliğine sahip kompleks yapıli prototiplerin üretimi için oldukça verimli bir materyal olmasının yanı sıra termal stres dayanımı ve yüksek mekanik dayanıma sahiptir (Özüğür, 2006).

In vitro çalışmalarda örneklerin standardizasyonun yanı sıra, taklit ettikleri yapılara olan benzerlikleri de üst seviyede olmalıdır. Modellerimizi dizayn ederken oranlarımızı Dental Anatomi Atlasındaki (Nelson ve Nash, 2010) bilgiler ışığında; premolar modellerimizi üst çene birinci premolar, molar modellerimizi üst çene ikinci molar, köprü modellerimizi ise üst birinci premolar ve ikinci molar dişlerin boyutları göz önünde bulundurularak tasarlanmıştır. Dişlerde yapılan preparasyonun, belli kurallara uygun olarak yapılmasının hem restorasyonun diş üzerindeki tutuculuğu hem de destek dişe gelecek kuvvetlerin dağılımı açısından önemlidir. İdeal diş kesim prensiplerini oluşturmak için yapılmış bir çok çalışma bulunmaktadır.

CAD/CAM sistemiyle üretilen zirkon kopinglerde preparasyon açısının marjinal ve internal uyuma etkikisini araştıran bir çalışmada; 4,8 ve 12 dereceye sahip örnekler hazırlanmış ve en iyi uyumun 12 derecelik preparasyon açısına sahip örneklerin verdiği görülmüştür (Beuer ve diğerleri, 2009). Shillinburg ve arkadaşları, preparasyon yapılan dişin kesim açısını 2° - 6° arası yaparak optimum tutuculuk sağlanabileceğini belirtmişler ve bu diğerler genel bir diş kesim prensibi haline gelmiştir (Bowley ve diğerleri, 2004; Shillinburg ve diğerleri, 1997). CAD/CAM cihazlarında üretimin optimum şekilde gerçekleşebilmesi için preparasyon açısının en az 3° olması gerekmektedir (Vita In-Ceram YZ for inLAB Brochure, 2006). Goodacre ve ark. 2001 yılında yaptıkları çalışmada ise son 50 yılda konuyla ilgili yazılmış literatürleri tarayarak kuronlar için preparasyon yöntemlerini incelemişler ve yaklaşım açısının 10-20 derece arasında olması gerektiğini tespit etmişlerdir (Goodacre ve diğerleri, 2001). Çalışmamızda ideal klinik koşullara uygun olarak 6° lik yaklaşım açısına ve 1mm kalınlığında 360° chamfer basamaklara sahip şekilde silindir şeklinde modeller üretilmiştir. Chamfer basamaklara sahip preparasyonlar, kesim sınırının daha net görülmesine olanak vererek daha uyumlu restorasyonlar elde etmemize yardımcı olur. Ayrıca CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tarayıcı cihazların optimum çalışabilmesi için kenar bitim şeklinin shoulder veya chamfer basamak olarak hazırlanması önerilmektedir (Vita In-Ceram YZ for inLAB Brochure, 2006).

Kron ve köprü restorasyonların üretiminde diş ile restorasyon arasındaki siman boşluğu, bilgisayar destekli üretimlerde dijital ortamda verilirken, konvansiyonel döküm yönteminde çalışma modeli üzerine belli kalınlıkta 'die spacer' in tabakalar halinde uygulaması ile elde edilir (Anunmana ve diğerleri, 2014; de Oliveira Correa ve diğerleri, 2006; Ortorp ve diğerleri, 2011). Çalışmamızda, konvansiyonel yöntemle üretim aşamasında, daha sonra üzerine simantasyon yapılacak ana modellerin 'die spacer' uygulamasıyla zarar görmemesi için ana modellerden ölçüler alınıp, alçı dökülerek çalışma modelleri elde edilmiştir. Ana modellerden ölçüler, boyutsal stabilitesi silikonlardan daha iyi olması ve karıştırma

esnasında standarizasyonu sağlamanın daha kolay olmasından dolayı polieter ölçü maddesi kullanılarak alınmıştır. Polieterlerin ölçü alındıktan 24 saat sonra boyutsal değişim oranı % 0,3 tür (Craig ve diğerleri, 1975). Literatürde siman boşluklarının ve marjinal uyumların incelendiği çalışmalarda, üretim esnasında siman aralığı olarak 10 µm- 85µm arasında değerler verilmiştir (Anunmana ve diğerleri, 2014; Nakamura ve diğerleri, 2003; Ortorp ve diğerleri, 2011; Vojdani ve diğerleri, 2013). Biz kendi çalışmamızda siman aralığını 50 µm olarak belirledik.

Kesitler alınırken standartın sağlanması için üretilen alt yapıların ana modellere simante edilmesi gerekmektedir (Beschnidt ve Strub, 1999; Wolfart ve diğerleri, 2003). Yapılan çalışmalarda marjinal aralığın simantasyon sonrası arttığı, bu nedenle marjinal aralığın doğru değerlendirilebilmesi için ölçümlerin simantasyondan sonra yapılması gerektiği bildirilmiştir (Att ve diğerleri, 2009; Blatz ve diğerleri, 2003). Marjinal ve internal uyumun araştırıldığı bir çok çalışmada model ile örneklerin uyumu parmak basıncı (8 ± 1.3 kg) ile sağlanmıştır. (Almeida e Silva ve diğerleri, 2014; Kahramanoglu ve Kulak-Ozkan, 2013; Kokubo ve diğerleri, 2005; Ucar ve diğerleri, 2009). Literatürdeki bazı çalışmalarda ise; simantasyon işlemini, belli bir süre 50 N'luk (~ 5 kg) kuvvet uygulayarak, siman sertleşirken boyutsal stabilizasyonunu kaybetmesini engellemeye çalışmışlardır (Anunmana ve diğerleri, 2014; Ortorp ve diğerleri, 2011; Satoh, 1989; Vojdani ve diğerleri, 2013). Çalışmamızda simantasyon sırasında önce parmak basıncı uygulanmış ve artan simanlar temizlenmiştir. Daha sonra tez çalışmamız için tasarlanmış özel mekanizma ile, her bir üye için 5 kg'lık kuvvet uygulayarak, 10'ar dakika beklenmiştir (Şekil 3.7). Bu sayede parmak basıncı gibi değişken bir kuvvet yerine, her örneğe eşit miktarda kuvveti eşit sürede uygulayarak simantasyon aşamasındaki standardizasyon sağlanmıştır. Konuyla ilgili çalışmalarda uygulanan kuvvetin miktarının arttırılmasının ve uygulanan daha yüksek basınçların restorasyonda başarısızlıklara yol açtığı bildirilmiştir (Weaver ve diğerleri, 1991).

Simante edilen örneklerin, kesitlerinin alınması sırasında; zarar görmemesi, modelden ayrılmaması ve konumlarının simante edildiği pozisyonda muhafaza

edilebilmesi çok önemlidir. Bunu sağlamak için bir çok çalışmacı kesitleri alma işleminden önce örnekleri epoksi reçine veya akrilik içerisine gömmüşlerdir (Ortorp ve diğerleri, 2011; Quante ve diğerleri, 2008; Vojdani ve diğerleri, 2013). Biz çalışmamızda modellere simante edilen örnekleri, sertleşme sırasında değişime uğramayan yüksek boyutsal stabiliteleri nedeniyle epoksi reçinelere gömerek 12 saat beklettik.

Marjinal ve internal uyumun ölçülmesinde farklı araştırmacılar, farklı teknikler kullandıkları gibi ölçüm noktaları konusunda da bir standart yoktur (Kahramanoglu ve Kulak-Ozkan, 2013; Ortorp ve diğerleri, 2011; Quante ve diğerleri, 2008; Ucar ve diğerleri, 2009). Ölçüm noktalarını ve ölçüm sayılarını arttırarak standart sapmayı düşürüp yapılan ölçümlerin daha sağlıklı sonuçlar vermesi sağlanabilir. Groten ve arkadaşları, marjinal uyumun ölçüldüğü in-vitro çalışmalarda 50 noktadan ölçümün ideal olduğunu en az ise 20-25 ölçümün yapılması gerektiği bildirilmiştir (Groten ve diğerleri, 2000).

Kron uyumunu inceleyen bir çok çalışmacı birden fazla kesit almasına rağmen köprü restorasyonların uyumunu inceleyen araştırmacılar ise mesio-distal doğrultuda olmak üzere tek kesit almışlardır (Anunmana ve diğerleri, 2014; Ortorp ve diğerleri, 2011; Quante ve diğerleri, 2008; Vojdani ve diğerleri, 2013).

Restorasyon uyumunun incelenmesinde bazı araştırmacılar noktasal bazda değerlendirirken bazı çalışmacılar ise ölçüm noktalarını gruplandırarak bölgelere ayırmış ve değerlendirmelerini bu bölgeler üzerinde yapmışlardır (Almeida e Silva ve diğerleri, 2014; Anunmana ve diğerleri, 2014; Beuer ve diğerleri, 2009; Beuer ve diğerleri, 2009; Kahramanoglu ve Kulak-Ozkan, 2013; Ortorp ve diğerleri, 2011). Beuer ve arkadaşları zirkonya köprülerin marjinal ve internal uyumlarını inceledikleri çalışmalarında aldıkları kesitleri; marjinal açıklık, chamfer bölgesi, aksiyal duvar ve okluzal uyum olmak üzere 4 bölgede incelemişlerdir (Beuer ve diğerleri, 2009). Anunmana ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ise, kesitleri 5

bölgede incelemiş ve her bölge için tek bir ölçüm yapmıştır (Anunmana ve diğerleri, 2014).

Çalışmamızda verileri; örneklerden mesio-distal yönde kesit alarak stereomikroskop altında, özel ölçüm yazılımlarıyla 17 farklı noktadan, 5'er kez ölçüm yaparak elde ettik. Bu 17 noktayı marginal, chamfer, okluzal ve aksiyal olarak 4 bölgeye ayırdık ve değerlendirmelerimizi bu bölgeler üzerinden yaptık.

Literatürde konuyla ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında, alınan kesitlerin uyum açısından incelenmesi için bir çok farklı sistemden yararlanılmıştır. Ural çalışmasında kesitleri SEM ile incelerken (Ural, 2006), Abbate ve arkadaşları ölçümlerde dijital mikroskobu tercih etmişlerdir (Abbate ve diğerleri, 1989; Suarez ve diğerleri, 2003). Yapılan çalışmalarda kullanılan diğer bir mikroskop çeşidi ise stereomikroskoptur (Pera ve diğerleri, 1994)(Çınar, 2001) . Groten ve arkadaşları yaptıkları çalışmada SEM ve ışık mikroskobuyla yapılan sonuçlar arasında bir fark olmadığını ifade etmişlerdir (Groten ve diğerleri, 2000). Alınan kesitlerde ek işlem gerektirmemesi ve ölçümlerin yapılma esnasında yazılımın sağladığı kolaylıklardan dolayı çalışmamızda stereomikroskop kullanmayı tercih ettik.

İnternal ve marjinal uyumun incelendiği çalışmalarda farklı örnek sayıları kullanmıştır (Groten ve diğerleri, 2000; Holmes ve diğerleri, 1989; Rinke ve diğerleri, 1995) . Örnek sayıları, incelenilen tekniğin, materyalin ve restorasyon tipinin sayısına göre farklılık göstermektedir. Biz ise çalışmamızda daha önce yaptığımız istatistiksel analizler neticesinde örnek sayımızı; her bir grupta 16 premolar, 16 molar ve 16 köprü modeli olmak üzere toplam 192 olarak belirledik. Çalışmamız boyunca toplam 3.264 noktadan 16.320 ölçüm yapılmıştır. Gerek örnek sayısının yüksek oluşu, gerekse ölçüm noktalarının ve yapılan ölçüm sayısının fazlalığı ile sonuçların daha güvenilir olması hedeflenmiştir.

Sabit protezlerin kenar uyumu, her zaman araştırmacıların dikkatini çeken bir konu olmuştur. Foster'ın köprü restorasyonun başarısızlık nedenleri üzerinde yaptığı çalışmada, başarısızlığa neden olan teknik komplikasyonların önemli kısmını klinik

olarak kabul edilemeyen kenar aralıklarının oluşturduğunu gözlemlemiştir (Foster, 1990). Bir restorasyonun sahip olması gereken kenar açıklığıyla ilgili bir çok çalışma ve bu çalışmaların ışığında farklı değerleri savunan bir çok çalışmacı mevcuttur. Levine'nin çalışmasına göre de teorik olarak restorasyonun kenar uyumunda rolü olan yapıştırıcı siman film kalınlığı 20-40 μm olmalıdır (Levine, 1989). Fakat bu klinik olarak pek mümkün olmamaktadır. May ve arkadaşları, simante edilmiş restorasyonlarda marjinal aralığın 25-40 μm arasında olmasının amaçlandığını ancak klinikte bu durumun çok ender gözlenildiğini belirtmişlerdir. (May ve diğerleri, 1998). McLean ve Franunhofer 1000 adet restorasyon ile yaptıkları 5 yıllık çalışmada, 120 μm 'yi klinik olarak kabul edilebilir maksimum sınır olarak belirlemişlerdir (McLean ve von Fraunhofer, 1971; Suarez ve diğerleri, 2003). Christensen klinik olarak kabul edilebilir subgingival marjinal açıklığı 34-119 μm , kabul edilebilir supragingival açıklığı ise 2-51 μm olarak belirtmiştir (Christensen, 1966). Bazı araştırmacılar ise 100 ile 150 μm 'yi klinik olarak yeterli görmüşlerdir (Boening ve diğerleri, 1992; Fransson ve diğerleri, 1985). Buna rağmen Hunter ve Hunter, Good ve arkadaşları gibi bir çok çalışmacı 200 μm 'nin klinik olarak yeterli olduğunu savunmuşlardır. (Good ve diğerleri, 2009; Hunter ve Hunter, 1990; Ostlund, 1985; Stappert ve diğerleri, 2005; Sutherland ve diğerleri, 1996; Tinschert ve diğerleri, 2001). Çalışmamızda, 4 farklı sistemle yapılan kron alt yapılar arasında en iyi marjinal uyum 39,54 μm ortalama ile DMLS sisteminde, en yüksek marjinal aralık ise 76,27 μm ortalama ile konvansiyonel yöntemde tespit edilmiştir. Dört üyeli köprü alt yapılarında ise en iyi marjinal uyum 76,15 μm ortalama değer ile DMLS sisteminde, en yüksek marjinal aralık ise 180,87 μm ile MCo-Cr sisteminde görülmüştür. Araştırmamızda dört sistemle üretilen kron ve köprülerin marjinal uyumları ile ilgili ölçümler değerlendirildiğinde, ölçüm değerlerimiz bütün grup ortalamalarında araştırmacıların marjinal aralık değeri için kritik nokta olarak ortaya koydukları 200 μm 'lik değere ulaşmamıştır ve klinik olarak kabul edilebilir yöntemlerdir.

Üretilen alt yapılara uyumlandırma işlemi, internal ve marjinal aralığı olumlu yönde etkileyen bir uygulamadır. Witkowski ve arkadaşları, CAD/CAM sistemlerini

kullanarak hazırladıkları titanyum alt yapıların kenar uyumlarını, uyumlandırma öncesinde ve sonrasında, yatay ve dikey yönde incelenmiştir. Uyumlandırma öncesi kenar açıklığı değerleri 32,9 μm - 127,8 μm arasında iken uyumlandırma sonrası bu değerler 3,4 μm - 58,4 μm arasında tespit edilmiştir. Çalışmanın sonucunda CAD/CAM sistemleriyle üretilen alt yapıların uyumlandırılmasının kenar aralığını anlamlı derecede azalttığı bildirilmiştir (Witkowski ve diğerleri, 2006). Çalışmamızda standardizasyonu bozmamak için üretilen hiç bir alt yapıya uyumlandırma işlemi uygulanmamıştır. Çalışmamızda üretilen alt yapıların uyumlandırma sonrasında daha yüksek marjinal ve internal uyuma sahip olacağını düşünmekteyiz.

Literatürde, sabit protetik kron restorasyonların marjinal ve internal uyumunu inceleyen çalışmalar incelendiğinde, çalışmalarda elde edilen değerlerin ve sonuçların birbirleriyle farklılık gösterdikleri görülmüştür. Biz çalışmamız neticesinde ürettiğimiz kronlarda; geleneksel yöntemde; premolar için 92,41 μm , molar için 115,95 μm , mum kazıma yönteminde; premolar için 86,74 μm , molar için 99,68 μm , Co-Cr kazıma yönteminde; premolar için 84,66 μm , molar için 98,15 μm , DMLS yönteminde ise; premolar için 65,84 μm , molar için 58,38 μm ortalama aralık değerleri elde ettik.

Vojdani ve arkadaşları, CAD/CAM ve konvansiyonel metodlarla üretilen mum modelajların, mum uçurma döküm tekniğiyle üretilen metal kopinglerin marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırdıkları araştırmalarında, ortalama internal uyumu CAD/CAM grubu için 110,77 μm , konvansiyonel grup için 76,90 μm bulmuşlardır. Bütün bölgelerde CAD/CAM grubunun konvansiyonel yöntemden daha fazla aralığa sahip olduğu gözlenmiştir (Vojdani ve diğerleri, 2013).

Quante ve arkadaşları ise lazer sinterleme ile ürettikleri metal destekli seramik kronların marjinal ve internal aralıklarını inceledikleri çalışmalarında, Co-Cr ve Au-Pt alaşımları kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda, 74 μm ile 99 μm arasında marjinal açıklık, 250 μm ile 350 μm arasında internal açıklık değerlerine ulaşmışlardır (Quante ve diğerleri, 2008).

Uçar ve arkadaşlarının tek kronların internal uyumlarını araştırdıkları çalışmalarında, döküm Co-Cr, döküm Ni-Cr ve DMLS yöntemiyle üretilmiş Co-Cr örnekler kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda ortalama internal açıklık değerleri; konvansiyonel döküm yöntemiyle üretilen Co-Cr kronlar için 58.21 μm , Ni-Cr örnekler için 50.55 μm ve DMLS grubu için 62.57 μm olarak bulunmuş ve bu değerler arasında istatistiksel açıdan bir fark olmadığı sonucuna varmışlardır (Ucar ve diğerleri, 2009).

Yeo ve arkadaşları üç farklı tam seramik sisteminin kenar uyumunu in vitro olarak inceledikleri çalışmalarında Celay InCeram, geleneksel InCeram, IPS Empress-2 tabakalama tekniklerini kullanarak tam seramik kuron protezleri üretmişler ve kontrol grubu olarak metal seramik kuron protezi kullanmışlardır. Her deney örneğinin 50 noktasından mikroskop kullanarak yaptıkları ölçümlerde indüksiyon döküm yöntemi ile hazırladıkları metal seramik kuronlarda porselen fırınlamasının ardından yaptıkları ölçümlerde 87 μm 'lik marjinal aralık ortalaması rapor etmişlerdir (Yeo ve diğerleri, 2003).

Sabit protetik restorasyonların marjinal ve internal aralıklarını inceleyen çalışmalardan elde edilen sonuçların bu derece farklılık göstermesinin kullanılan ölçüm için kullanılan metodların farklılığından kullanılan alaşımın çeşitliliğine kadar bir çok nedeni vardır. Çalışmanın in-vivo veya in-vitro oluşu, örnek miktarları, ölçüm teknikleri ve sayıları çalışmalar arasındaki veri farklılığına neden olduğu bir çok literatürde de belirtilmiştir (Ayad, 2009; Sulaiman ve diğerleri, 1997). Nawafleh ve arkadaşları 'marjinal aralık ölçüm yöntemlerinin doğruluk ve güvenilirliği' konulu derlemelerinde, yapılan ölçümlerin; testlerin in-vivo veya in-vitro yapılmasından, örnek sayısından, örnek başına yapılan ölçüm sayısından, örneklerin simante edilip edilmemesinden ve preparasyon tipinden etkilendiğini bildirmişlerdir (Nawafleh ve diğerleri, 2013). Abduo ve arkadaşları zirkonya sabit protezlerin marjinal ve internal uyumları ile ilgili yaptıkları derlemede, inceledikleri çalışmalarda elde edilen değerler arasında anlamlı farklar bulmuş ve bu farkların aynı sistemler

kullanılmasına rağmen her çalışmada kullanılan farklı metodolojilerden kaynaklandığını ifade etmişlerdir (Abduo ve diğerleri, 2010).

Yapılan araştırmalarda bir kısım çalışmacı örnekleri simante ederek, bir kısmı ise simante etmeden incelemişlerdir. Simante edilen örneklerde kullanılan simanın film tabakası kalınlığı internal uyumu etkilediği gibi marjinal uyumu da etkilemektedir (Nakamura ve diğerleri, 2003). Naert ve arkadaşları yaptıkları çalışmadaki, direkt marjinal aralık ölçüm değerleri (30µm) ile simantasyon sonrası yapılan ölçüm değerleri (34µm) arasındaki fark da bu düşüncüyü doğrulamaktadır (Naert ve diğerleri, 2005). Çalışmalarda örnekleri modellere veya dişlere simante etmek için ise konvansiyonel simanlar veya rezin simanlar kullanmışlardır. Alkumru ve arkadaşları çalışmalarında, kompozit rezin simanı ile simante edilen örneklerdeki marjinal aralığın konvansiyonel simantasyona göre 2,5 kat daha az olduğunu belirtmişlerdir (Alkumru ve diğerleri, 1992). Çalışmamızda klinik şartlara en yakın sonuçları elde etmek için Co-Cr alaşımdan yapılan örneklerimizin modellere simantasyonu; polikarboksilat siman kullanılarak; simantasyon sırasında her örneğe eşit sürede, eşit yükler uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

Kron protezinin üretim aşamaları sırasında izlenen prosedürün kenar uyumunu etkileyebileceği gibi; simantasyon süresinin, simantasyonda uygulanan basıncın ve die spacer uygulamasının da diş ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyeceği bildirilmiştir (Alkumru ve diğerleri, 1988; Holmes ve diğerleri, 1989; Suarez ve diğerleri, 2003). Die spacer uygulaması ve siman aralığının değiştirilmesinin de restorasyonun uyumunu etkileyeceği bildirilmektedir (Olivera ve Saito, 2006). Örneklerin simante edildiği modellerin yapısı da önem teşkil etmektedir. Kappert ve Altvater'in, tam seramik kron ve metal altyapılı seramik kronlar üzerinde yaptıkları çalışmada; kronların alçı ve plastik ana model üzerindeki uyumları karşılaştırılmış ve alçı modellerdeki aralığın plastik dişlere göre belirgin derecede az olduğu saptanmıştır (Kappert ve Altvater, 1991).

Çalışmamızda üretilen kron alt yapıların uyumları incelendiğinde; DMLS hariç diğer üç sistemde premolar dişlere uygulanan alt yapıların, aynı üretim

sistemiyle üretilen molar kronlara oranla daha uyumlu olduğu saptanmıştır. Bunun sebebinin simantasyon sırasında aynı kuvvetler uygulanmasına karşın, birim alana uygulanan kuvvetin premolar kronlarda daha yüksek olmasından dolayı kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bunun yanında alt yapıların CAD/CAM ve DMLS ile üretimi aşamasında, scanner yardımıyla taranan premolar ve molar modellerin yüzey alanlarının farklı oluşlarının da bu farkı yaratan diğer bir faktör olabileceğini düşünmekteyiz.

Örneklerin simante edildiği modellerin yapısı da önem teşkil etmektedir. Kappert ve Altvater'in, tam seramik kron ve metal altyapılı seramik kronlar üzerinde yaptıkları çalışmada; kronların alçı ve plastik ana model üzerindeki uyumları karşılaştırılmış ve alçı modellerdeki aralığın plastik dişlere göre belirgin derecede az olduğu saptanmıştır (Kappert ve Altvater, 1991).

Literatürde şu ana kadar yapılan çalışmalar tarandığında, DMLS yöntemiyle üretilen köprülerin marjinal ve internal uyumlarını inceleyen sadece bir makaleye rastlanmıştır. Örtorp ve arkadaşları dört farklı teknik ile (DMLS: direkt metal lazer sinterleme, LW: lost wax, MW: milled wax, MC: milled Co-Cr) ürettikleri 3 üyeli Co-Cr protezlerin uyumlarını inceledikleri çalışmalarında elde edilen ortalama kenar aralığı ve standart sapma değerleri şöyle bildirilmiştir; DMLS: Premolar ayak $69 \mu\text{m} \pm 58 \mu\text{m}$, molar ayak $99 \mu\text{m} \pm 58 \mu\text{m}$, MW: Premolar ayak $83 \mu\text{m} \pm 55 \mu\text{m}$, molar ayak $152 \mu\text{m} \pm 103 \mu\text{m}$, LW: Premolar ayak $144 \mu\text{m} \pm 92 \mu\text{m}$, molar ayak $121 \mu\text{m} \pm 80 \mu\text{m}$, MC: Premolar ayak $163 \mu\text{m} \pm 135 \mu\text{m}$, molar ayak $169 \mu\text{m} \pm 136 \mu\text{m}$. En iyi sonucu DMLS grubunun verdiği görülmüştür (Örtorp ve diğerleri, 2011). Bu sonuçlar çalışmamızdaki sonuçlarla benzerlik göstermektedir. Çalışmamız için üretilen dört üyeli köprü restorasyonların aralık ölçümlerinin ortalama değerleri incelendiğinde; bu literatür çalışmasında da görüldüğü gibi direkt metal lazer sinterleme grubu en iyi sonucu vermekte, mum kazıma yöntemi ikinci en iyi uyuma sahip olmakta, ardından geleneksel yöntem ve en son olarakta Co-Cr kazıma yöntemi gelmektedir.

Literatürde, restorasyonun uzunluğunun ve sahip olduğu üye sayısının prepare edilen diş ile olan marjinal ve internal uyuma etkilerini inceleyen çalışmalar mevcuttur. Lee ve arkadaşları da CAD/CAM ile üretilmiş restorasyonlarda üye sayısının marjinal ve internal uyuma etkilerini inceledikleri çalışmalarında üye sayısının azaldıkça uyumun daha iyi olduğunu bildirmişlerdir (Lee ve diğerleri, 2013).

Anunmana ve arkadaşları da zirkonya tek kronlarla üç üyeli köprü restorasyonların aralık değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında; tek üyeli restorasyonların 3 üyeli köprülere göre daha uyumlu olduğu sonucuna varmışlardır (Anunmana ve diğerleri, 2014).

Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz sonuç, kron ve köprülerin uyum karşılaştırması bakımından daha önce yapılan çalışmalarla benzerlik göstermektedir. Alt yapıların üretimi için kullandığımız 4 yöntemde de kron alt yapılar, aynı yöntemlerle üretilmiş dört üyeli köprü alt yapılara göre daha uyumlu bulunmuştur.

DMLS yöntemiyle üretilen hem kron hem de köprü Co-Cr alt yapılar diğer sistemlerle üretilen kron ve köprü Co-Cr alt yapılara göre daha uyumlu bulunmuştur. Bunun yanında tüm sistemlerde kron alt yapılar, köprü alt yapılara göre daha uyumlu olmasına rağmen, bu farklılık derecesinin üretim sistemlerine göre değiştiği gözlemlenmiştir. 4 yöntemle üretilen tüm kronların marjinal aralıkları 100 µm'nin altında iken, aynı yöntemlerle üretilmiş dört üyeli köprülerin marjinal aralıklarından hepsi kronlara göre artış göstermiş ama sadece DMLS yöntemiyle üretilen köprü alt yapılar 100 µm'nin altında kalmıştır. Bu veriler doğrultusunda, DMLS yönteminin, kron ve köprü üretiminde en iyi uyumu vermesinin yanı sıra, restorasyonun uzunluğundan en az etkilenen yöntem olduğunu da söylememiz mümkündür.

Aynı materyaller kullanılarak aynı restorasyonların üretiminde sistemler arasında oluşan bu farklılığın sebebi; her bir sistemin farklı çalışma prensiplerine ve üretim aşamalarına sahip oluşudur.

Geleneksel yöntemle üretilen alt yapılarda, modelaj aşamasının el ile yapılmasından dolayı, standart bir modelaj kalınlığını sağlamak çok zordur. Yapılan modelajdaki mumun kalınlığı, yapılan modelajın bekleme zamanı, uygulayan kişinin becerisi geleneksel yöntemle üretilen restorasyonların distorsiyonuna neden olabilecek faktörlerdir (Takahashi ve Gunne, 2003).

CAD/CAM ile mum kazıma yöntemi eski ve yeni yöntemin birlikte kullanılması olarakta değerlendirilebilir. Modelaj aşamasından sonraki basamakların geleneksel yöntemle aynı olmasına karşın, çalışmamızdan elde ettiğimiz veriler ışığında iki sistem arasında marjinal ve internal ölçümlerde farklılıklar görülmüştür. Modelaj öncesi çalışma modellerine uygulanan die spacer uygulamasını standardize etmenin çok zor olması bu farklılığın sebeplerinden biridir (Milan ve diğerleri, 2004; Mitchell ve diğerleri, 2001).

CAD/CAM sistemleri ile üretilmiş restorasyonların marjinal ve internal uyumları üretim aşamasında; modelin/dişin taranması, dizayn edilen software ve milleme aşaması gibi bir çok faktörden etkilenebilir (Song ve diğerleri, 2013).

Milleme sistemi gibi aşındırmaya dayalı sistemlerde iç yüzeyler için kullanılan aşındırıcı uçların çapı, bazen prepare edilmiş dişin insizal kenar gibi bazı yüzeylerinden daha geniş olabilir. Böyle bir durumda, diğer tekniklere nazaran daha fazla internal aralık değeri elde edilebilir (Conrad ve diğerleri, 2007). CAD/CAM sistemi ile kazınan mumun revetmana alınma ve döküm aşamasında uğradığı distorsiyonun, mum kazıma yöntemiyle Co-Cr kazıma yöntemleri arasındaki farkın sebeplerinden biri olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca Co-Cr, muma göre daha sert bir materyal olduğundan kazıma işlemi sırasında daha fazla titreşim meydana gelmektedir. Bu mikro titreşimlerin de kazıma işlemini etkilediği düşünülmektedir..

Yapılan ölçümler neticesinde hem kron hem köprü metal alt yapılarda, en yüksek kenar aralık değerlerinin oklüzal bölgede ölçüldüğü gözlemlenmiştir. Farklı çalışmalarda da benzer sonuçlara varılmış, bunun sebeplerinden birinin ‘toplam oklüzal kesim açısı’ (total occlusal convergence- TOC) olduğu söylenmiştir (Kunii

ve diğerleri, 2007; Milan ve diğerleri, 2004). Biz ise çalışmamızda kullandığımız modellerde kesim açısını, her kenar için 6° olacak şekilde toplam 12° olarak dizayn ederek ideal sınırlar içerisinde kaldık. Bu sebeptir ki oklüzal bölgedeki bu açıklığın ana sebebinin kesim açısı olmadığını düşünmekteyiz. Yapılan çalışmalarda simanın akışkanlığının da etkin faktörlerden biri olduğu ve bizim çalışmamızda da oklüzal açıklığın sebeplerinden biri olduğunu düşünmekteyiz (Marker ve diğerleri, 1987).

Çalışmamızda, Co-Cr kron ve köprülerin alt yapı uyumlarını inceledik. Metal destekli seramik restorasyonun yapım basamaklarından olan porselen yapımı ve glaze fırınlaması sırasında meydana gelecek yüksek ısı değişimlerinden dolayı, Co-Cr alt yapıların internal ve marjinal uyumları değişime uğrayabilir. Üretilen örneklerle porselen uygulanmamış olması çalışmamızda eksik kalmış olup, bu olası etkilerin ilerde araştırılması literatüre katkıda bulunacaktır.

Maliyet ve zamandan tasarruf sağlayan, dijital üretim tekniklerinin ve bu tekniklerden biri olup son yıllarda kullanımı oldukça artan direkt metal lazer sinterleme yönteminin diş hekimliğinde kullanımı da gün geçtikçe artmaktadır. Bu üretim sistemiyle daha ileri düzeyde örneğin farklı materyallerden ve farklı restorasyonlar elde edilerek uyumla ilgili başka çalışmalar kurgulanabileceğini söyleyebiliriz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Geleneksel döküm, mum kazıma-geleneksel döküm, Co-Cr kazıma ve Direkt Metal Lazer Sinterleme yöntemleriyle üretilmiş kron ve 4 üyeli köprü metal alt yapıların marjinal ve internal uyumlarını incelediğimiz çalışmamızda;

1. Bu dört yöntemle üretilen kron ve köprülerin tümünde en yüksek uyumluluk DMLS yöntemiyle üretilmiş molar kronlarda (58,38 μm) görülürken, en az uyum Co-CrK yöntemiyle üretilmiş köprülerin premolar ayağında (165,25 μm) görülmüştür.

2. Premolar kronların marjinal bölge ölçümlerinde; en yüksek uyum DMLS yöntemiyle üretilen kronlarda (51,62 μm) görülürken, en az uyum GY'le üretilen kronlarda (65,92 μm) görülmüştür.

3. Molar kronların marjinal bölge ölçümlerinde; en yüksek uyum DMLS yöntemiyle üretilen kronlarda (39,54 μm) görülürken, en az uyum GY'le üretilen kronlarda (76,27 μm) görülmüştür.

4. Dört üyeli köprülerin marjinal bölge ölçümlerinde; en yüksek uyum DMLS yöntemiyle üretilen köprülerin molar ayaklarında (76,15 μm) görülürken, en düşük uyum Co-CrK yöntemiyle üretilen köprülerin premolar ayaklarında (180,87 μm) görülmüştür.

5. Dört sistemle üretilen kron alt yapıların ortalama internal aralık ölçümleri karşılaştırıldıklarında, DMLS yöntemiyle üretilen kron alt yapılar diğer üç yöntemle üretilen kron alt yapılara göre daha uyumlu bulunmuştur.

6. Dört sistemle üretilen köprü alt yapıların ortalama internal aralık ölçümleri karşılaştırıldıklarında, DMLS yöntemiyle üretilen köprü alt yapılar diğer üç yöntemle üretilen köprü alt yapılara göre daha uyumlu bulunmuştur.

7. Geleneksel, mum kazıma ve Co-Cr kazıma üretim yöntemlerinde; kron alt yapılarının marjinal ve internal aralıkları, köprü alt yapıların marjinal ve internal aralıklarına göre istatistiksel olarak daha uyumlu bulunmuştur. DMLS

yönteminde ise premolar kron grubu ile premolar köprü grubunun marjinal, okluzal ve aksiyal bölgeleri, molar kron grubu ile molar köprü grubunun okluzal bölgeleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

Bu sonuçlar doğrultusunda diş hekimliğinde yeni kullanılmaya başlanan direkt lazer sinterleme yönteminin; maliyet ve zamandan sağladığı avantajlarının yanında Co-Cr kron ve köprü üretiminde bilinen sistemlere göre marjinal ve internal uyumları daha iyi restorasyonların elde edilmesine imkan verdiğini söyleyebiliriz.

KAYNAKLAR

Abbate, M. F., A. H. Tjan ve W. M. Fox (1989). Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 61(5): 527-531.

Abduo, J., K. Lyons ve M. Swain (2010). Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 37(11): 866-876.

Akova, T., Y. Ucar, A. Tukay, M. C. Balkaya ve W. A. Brantley (2008). Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater*, 24(10): 1400-1404.

Aktepe, E. (2005). *CAD-CAM Cerec 3 Sistemiyle Hazırlanan İnleylelerin Marjinal Adaptasyonlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi*. Doktora Tezi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilimdalı, İstanbul.

Al Jabbari, Y. S., T. Koutsoukis, X. Barmpagadaki ve S. Zinelis (2014). Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent Mater*, 30(4): e79-88.

Albert, F. E. ve O. M. El-Mowafy (2004). Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont*, 17(5): 529-535.

Alkumru, H., W. R. Hullah, P. M. Marquis ve H. J. Wilson (1988). Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J*, 164(2): 39-43.

Alkumru, H. N., H. J. Wilson ve S. Bor (1992). The fit of all-ceramic crowns cemented with different luting agents. *J Marmara Univ Dent Fac*, 1(3): 198-202.

Almeida e Silva, J. S., K. Erdelt, D. Edelhoff, E. Araujo, M. Stimmelmayer, L. C. Vieira ve J. F. Guth (2014). Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig*, 18(2): 515-523.

Anunmana, C., M. Charoenchitt ve C. Asvanund (2014). Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont*, 6(4): 253-258.

Anusavice, K.J. (2003). *Philips' science of dental materials*. 11th ed. Philadelphia: W.B. Saunders, p. 565, 584, 585.

Anusavice, K.J. (1989). *Quality Evaluation of Dental Restorations. Criteria of Placement and Replacement*. Chicago: Quintessence Publishing Co.Inc.

Att, W., F. Komine, T. Gerds ve J. R. Strub (2009). Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*, 101(4): 239-247.

Ayad, M. F. (2009). Effects of tooth preparation burs and luting cement types on the marginal fit of extracoronar restorations. *J Prosthodont*, 18(2): 145-151.

Baran, G.R. (2002). Cast and wrought base metal alloys. In: Craig RG, Powers JM, editors. *Restorative dental materials*. 11th edition. St. Louis: Mosby. p. 479–513.

Beschmidt, S. M. ve J. R. Strub (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*, 26(7): 582-593.

Beuer, F., H. Aggstaller, J. Richter, D. Edelhoff ve W. Gernet (2009). Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int*, 40(3): 243-250.

Beuer, F., M. Naumann, W. Gernet ve J. A. Sorensen (2009). Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*, 13(3): 343-349.

Blatz, M. B., A. Sadan ve M. Kern (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89(3): 268-274.

Boening, K. W., M. H. Walter ve P. D. Reppel (1992). Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *J Oral Rehabil*, 19(3): 281-287.

Bowley, J. F., A. F. Sun ve K. K. Barouch (2004). Effect of margin location on crown preparation resistance form. *J Prosthet Dent*, 92(6): 546-550.

Cercon Smart Ceramics. The CAM-aided clinical manual. Erişim: 22 Kasım 2014, <http://www.cerconsmartceramics.com>

Cheng, T.P., Tsai, W.T., Chern Lin, J.H. (1990). The effect of beryllium on the corrosion resistance of nickel-chromium dental alloys. *J Mater Sci Mater Med*, 1:211.

Cho, L., J. Choi, Y. J. Yi ve C. J. Park (2004). Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent*, 91(6): 554-560.

Christensen, G. J. (1966). Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*, 16(2): 297-305.

Coli, P., Karlsson, S. (2004). Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont*, 17:59-64

Conrad, H. J., W. J. Seong ve I. J. Pesun (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98(5): 389-404.

Craig, R.G., at al. (1975). *Restorative Dental Materials*, Fifth Ed., The C.V. Mosby C, Saint Louis.

Cunningham, D.M. (1973). Comparision of base metal alloys and Type IV gold alloys for removable partial denture frameworks. *Dent Clin North Am*, 17:719.

Çınar, A. (2001). *Değişik Kuron Sistemlerinde Kenar Uyumu*. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Programı. İstanbul.

de Oliveira Correa, G., G. E. Henriques, M. F. Mesquita ve L. C. Sobrinho (2006). Over-refractory casting technique as an alternative to one-piece multi-unit fixed partial denture frameworks. *J Prosthet Dent*, 95(3): 243-248.

Dentsply-sankin. Cercon ceram press. Erişim: 27.10.2014, <http://www.dentsply-sankin.com/eng/product/detail/77/>

Donovan, T., Prince, J. (1985). An analysis of margin configurations for metal- ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 53:153-157.

Dündar M, Gungor MA, Cal E. (2003) Multidisciplinary approach to restoring anterior maxillary partial edentulous area using an IPS Empress 2 fixed partial denture: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89,327-330.

Fisher, J, Fleetwood, P.W. (2000). Improving the processing of high gold metal ceramic frameworks by a pre-firing heat treatment. *Dent Mater*, 16:109-13.

Flinn, R.A., Trojan, P.K. (1990). Metallic structures. Engineering materials and their applications. 3rd edition. New York: Houghton Mifflin; 1986. p. 21–60. Foster, L. V. Failed conventional bridge work from general dental practice: clinical aspects and treatment needs of 142 cases. *Br Dent J*, 168(5): 199-201.

Fransson, B., Oilo, G. ve Gjeitanger, R.(1985). The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater*, 1(5): 197-199.

Good, M. L., Mitchell, C. A., Pintado, M. R. ve Douglas, W. H. (2009). Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1-week post-cementation. *J Dent* 37(1): 65-75.

Goodacre, C. J., Campagni, W. V. ve Aquilino, S. A.(2001). Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 85(4): 363-376.

Groten, M., Axmann, D., Probster, L. ve Weber, H.(2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 83(1): 40-49.

Guess, P.C., Kulis, A., Witkowski, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., Strub, J.R. (2008). Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*, 24:1556-1567.

Hanks, C.T., Wataha, J.C., Sun, Z.L., (1996). In vitro models of biocompatibility: a review. *Dent Mater*, 12:186–93.

Holmes, J. R., Bayne, S. C., Holland, G. A. ve Sulik, W. D. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, 62(4): 405-408.

Hunter, A. J. ve Hunter, A. R.(1990). Gingival crown margin configurations: a review and discussion. Part I: Terminology and widths. *J Prosthet Dent*, 64(5): 548-552.

Iseri, U., Ozkurt, Z. ve Kazazoglu, E.(2011). Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dent Mater J*, 30(3): 274-280.

Hussain, S. (2004). *Textbook of Dental Materials*. Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd, India.

Kahramanoglu, E. ve Kulak-Ozkan, Y.(2013). The effect of different restorative and abutment materials on marginal and internal adaptation of three-unit cantilever implant-supported fixed partial dentures: an in vitro study. *J Prosthodont* 22(8): 608-617.

Kappert, H. F. ve Altvater, A.(1991). Field study on the accuracy of fit and the marginal seal of In-Ceram crowns and bridges. *Dtsch Zahnarztl Z*, 46(2): 151-153.

Karipidis, A., Pearson, G.J., (1988). The effect of seating pressure and powder/liquid ratio of zinc phosphate cement on the retention of the crowns. *J Oral Rehabil*, 15: 333-337.

Kokubo, Y., Nagayama, Y., Tsumita, M., Ohkubo, C., Fukushima, S. ve Vult von Steyern, P.(2005). Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil*, 32(10): 753-758.

Knoernschild, K.L., Campbell, S.D. (2000). Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 84:492-8.

Kohn, D.H., (2002). Mechanical properties. In: Craig RG, Powers JM, editors. *Restorative dental materials*. 11th edition. St. Louis: Mosby. p. 67–124.

Kunii, J., Hotta Y., Tamaki, Y., Ozawa, A., Kobayashi, Y., Fujishima, A., Miyazaki, T. ve Fujiwara, T.(2007). Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J*, 26(6): 820-826.

Lee, J. Y., Choi S. J., M. S. Kim, H. Y. Kim, Y. S. Kim ve S. W. Shin (2013). "Effect of span length on the fit of zirconia framework fabricated using CAD/CAM system." *J Adv Prosthodont* 5(2): 118-125.

Leinfelder, K.F. (1997). An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *J Am Dent Assoc*, 128:37-45.

Levine, W. A. (1989). An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J Prosthet Dent*, 62(2): 175-178.

Lin, M. T., Sy-Munoz, J., Munoz, C. A., Goodacre, C. J. ve Naylor, W. P.(1998). The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *Int J Prosthodont*, 11(6): 580-590.

Lui, J.L. (1980). The effect of firing shrinkage on the marginal fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J*, 149:43-45.

Luthard, R., Rudolph, H., Sandkuhl, O. ve Walter, M. (2001): Aktuell CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. Teil-1. sayfa:110, 757-754.

Luthard, R.G., Bornemann, G., Lemelson, S., Walter, M.H., Huls, A. (2004). An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing,. *International Journal of Prosthodontics*, 17, 680-685.

Luthy, H., Filser, F., Loeffel, O., Schumacher, M., Gauckler, L.J., Hammerle, C.H.F. (2005). Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater*, 21:930-937.

Malkoç, M., Sevimay, M. (2009). Protetik diş hekimliğinde zirkonyum. *S Ü Dişhek Fak Derg*, 18, 208-216.

Marker, V. A., Miller, A. W., Miller, B. H. ve Swepston, J. H.(1987). Factors affecting the retention and fit of gold castings. *J Prosthet Dent*, 57(4): 425-430.

May, K. B., Russell, M. M., Razzoog, M. E. ve Lang, B. R. (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, 80(4): 394-404.

Mc Cabe, J.F., Walls, A.W.G. (1998). *Applied Dental Materials*.Malden, USA: Published by Blackwell Science Ltd.

McLean, J.W. (1979). *The Science And Art Of Dental Ceramics*. Vol I, Quintessence Publishing Co. Inc., Berlin.

McLean, J. W. ve von Fraunhofer J. A.(1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 131(3): 107-111.

Milan, F. M., Consani, S., Correr Sobrinho, L., Sinhoreti, M. A., Sousa-Neto, M. D. ve Knowles, J. C.(2004). Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. *Braz Dent J*, 15(2): 127-132.

Mitchell, C. A., Pintado, M. R. ve Douglas, W. H. (2001). Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent*, 85(6): 575-584.

Mjör, I.A., Moorhead, J.E., Dahl, J.E. (2000). Reasons for placement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *International Dental Journal*, 50, 361-366.

Monaco, C., Baldissara, P., dall'Orologio, G.D., Scotti, R. (2001). Short-term clinical evaluation of inlay and onlay restorations made with a ceromer. *International Journal of Prosthodontics*, 14, 81-86.

Mou, S.H., Chai, T., Wang, J.S., Shiau, Y.Y. (2002). Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87, 248-255.

Naert, I., Van der Donck, A. ve Beckers, L.(2005). Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil*, 32(1): 51-57.

Nakamura, T., Dei, N., Kojima, T. ve Wakabayashi, K.(2003). Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 16(3): 244-248.

Nawafleh, N. A., Mack, F., Evans, J., Mackay, J. ve Hatamleh, M. M. (2013). Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont*, 22(5): 419-428.

Neilson, J.P., Tuccillo, J.J. (1966). Grain size in cast alloys. *J Dent Res*, 45:946-9.

van Noort, R. (2007) *Introduction to Dental Materials*. (3rd ed.). Mosby s:256

Nelson, S.J., Ash, M.M. Jr. (2010). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion*. Ninth ed. Saunders, Elsevier.

O'Brien, W.J., (2008). *Dental Materials and Their Selection*. 4.Baskı. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago.

Olivera, A. B. ve Saito, T. (2006). The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *J Prosthodont*, 15(4): 243-249.

Ortorp, A., D. Jonsson, A. Mouhsen ve P. Vult von Steyern (2011). The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater*, 27(4): 356-363.

Ostlund, L. E. (1985). Cavity design and mathematics: their effect on gaps at the margins of cast restorations. *Oper Dent*, 10(4): 122-137.

Özüğür, B. (2006). *Hızlı Prototipleme Teknikleri ile Kompleks Yapıdaki Parçaların Üretilebilirliklerinin Araştırılması*. Yüksek Lisans Tezi. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Pardo, I.G. (1982). A full cast restoration design offering superior marginal characteristics. *J Prosthet Dent*, 48:539-554.

Pascoe, D. (1983). An evaluation of the marginal adaptation extracoronar restorations during cementation. *J Prosthet Dent*, 49:657-662.

Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F. ve Carossa, S. (1994). In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 72(6): 585-590.

Phillips, R.W. (1991). *Skinner's Science of Dental Materials*. (9th ed.). W.B. Saunders Co., Philadelphia

Powers, J.M., Sakaguchi, R.L. (2006). *Craig's Restorative dental materials*. (12nd ed.). Mosby s:458

Quante, K., Ludwig, K. ve Kern, M.(2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*, 24(10): 1311-1315.

Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E., Proeschel, P. (2005). Clinical fit of all- ceramic three unit fixed partial dentures,generated with three different CAD/CAM systems. *Europen Journal of Oral Sciences*, 113, 174-179.

Rinke, S., Huls, A. ve Jahn, L. (1995). Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 8(4): 303-310.

Rizkara, A.S., Jones, D.W. (2004). Mechanical prooporties of commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mater* 20:207.

Roberts, H.W., Berzins, D.W., Moore, B.K., Charlton, D.G. (2009). Metal-ceramic alloys in dentistry: A Review. *J Prosthodont*, 18:188-194

Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Fujimoto, J. (2006). *Contemporary fixed prosthodontics*. (4th ed.). St. Louis: Mosby; p. 409, 599, 606-8.

Satoh, K. (1989). Experimental study on the influence of various dental luting cements on the crown elevation during cementation. *Shikwa Gakuho* 89(8): 1317-1337.

Schmalz, G., Arenholt-Bindslev, D. (2010). *Biocompatibility of Dental Materials*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 211-250.

Shellabear, M., Nyrhila, O. (2004). *DMLS- Development History and State of The Art*. Presented at LANE 2004 conference. Erlangen, Germany, Sept. 21- 24

Shillenburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E. (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3.Bask1, Quintessence Publishing Co Inc, Chicago.

Smith, D.C. (1983). Dental cements. Current status and future prospects. *Dent Clin North Am*, 27: 763-792.

Song, T. J., Kwon, T. K., Yang, J. H., Han, J. S., Lee, J. B., Kim, S. H. ve Yeo, I. S. (2013). Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont*, 5(3): 219-225.

Sorensen, J. A. (1990). A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*, 64(1): 18-24.

Sorensen, J.A., Strutz, J.M., Avera, S.P., Materdomini, D. (1992). Marginal fidelity and microleakage of porcelain veneers made by two techniques. *J Prosthet Dent*, 67:16-22.

Stappert, C. F., Denner, N., Gerds, T. ve Strub, J. R.(2005). Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *Br Dent J*, 199(12): 779-783; discussion 777.

Suarez, M. J.,Gonzalez de Villaumbrosia, P., Pradies, G. ve Lozano, J. F. (2003). Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont*, 16(3): 229-232.

Sulaiman, F., Chai, J., Jameson, L. M. ve Wozniak, W. T.(1997). A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont*, 10(5): 478-484.

Suleiman, S. H. ve Vult von Steyern, P.(2013). Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontol Scand*, 71(5): 1280-1289.

Sutherland, J. K., Loney, R. W. ve Jarotskic, T. J. (1996). Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. *J Prosthet Dent*, 75(5): 540-544.

Syu, J. Z., Byrne, G., Laub, L. W. ve Land, M. F. (1993). Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int J Prosthodont*, 6(1): 25-30.

Takahashi, T. ve Gunne, J. (2003). Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent*, 89(3): 256-260.

Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Spiekermann H. ve Anusavice, K. J. (2001). Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*, 26(4): 367-374.

Tjan, A.M.L., Grant, B.E. (1987). Marginal accuracy of temporary composite crowns. *J Prosthet Dent*, 58:417-420.

Toksavul, S., Ulusoy, M., Toman, M. (2004). *Clinical application of all-ceramic fixed partial dentures and crowns*: Quintessence Int. 35, 185-188.

Toman, M., Toksavul, S., Schmager, P., Nergiz, İ. (2009). Farklı basamak tipi ve tüm seramik sistemlerinin tüm seramik kronların marjinal uyumuna etkileri. *SÜ Dişhek Fak Derg*, 18:7-12.2

Ucar, Y., Akova, T., Akyil, M. S. ve Brantley, W. A.(2009). Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent*, 102(4): 253-259.

Ulusoy, M., Kevser, A. (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. 3. Baskı. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.

Ural Ç. (2006). *Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminde marjinal uyumların in-vitro olarak değerlendirilmesi*. Doktora Tezi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Samsun.

Usanmaz, G. (2005). *Copy-Milling sistemiyle hazırlanmış üç üniteli iki farklı materyaldeki tam seramik köprülerin marjinal uyumlarının fırınlama aşamalarında karşılaştırılması*. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Ushiwata, O., Moraes, J.V. (2003). Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent*, 83:362-366.

Vojdani, M., Torabi, K., Farjood, E. ve Khaledi, A. (2013). Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAD/CAM and Conventional Wax up Techniques. *J Dent (Shiraz)*, 14(3): 118-129.

Wataha, J.C. ve Regina, L.M., (2008). Casting Alloys Dent Clin N Am; 48:499–512

Wataha, J.C., (2002). *Nature of metals and alloys*. In: Craig RG, Powers JM, editors. Restorative dental materials. 11th edition. St. Louis: Mosby. p. 163–84.

Wataha, J.C., (2001). Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthet Dent*, 86: 203–9.

Wataha, J.C., (2000). Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent*, 83: 223–34.

Wataha, J.C., Lockwood, P.E. (1998). Release of elements from dental casting alloys into cell-culture medium over 10 months. *Dent Mater*, 14:158–63.

Weaver, J.D., Johnson, G.H., Bales, D.J. (1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 66:747-753.

Wilson, A.H. Jr, Chan, D.C. (1994). The relationship between preparation convergence and retention extracoronary retainers. *J Prosthodont*, 3:74-78.

Witkowski, S., Komine, F. ve Gerds, T.(2006). Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent*, 96(1): 47-52.

Wolfart, S., Wegner S. M., Al-Halabi, A. ve Kern, M. (2003). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont*, 16(6): 587-592.

Xin, X. Z., Chen, J., Xiang, N., Gong Y. ve Wei B.(2014). Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co-Cr dental alloy after porcelain firing. *Dent Mater* 30(3): 263-270.

Yamamoto, M., (1985). *Metal - Ceramics*. Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago, Berlin, Rio De Janerio, Tokyo

Yeo, I. S., Yang, J. H. ve Lee, J. B. (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 90(5): 459-464.

Zaimoğlu, A., Can, G. (2011). *Sabit Protezler*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, s:117.

**K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TEK VE DÖRT ÜYELİ SABİT
RESTORASYONLARDA FARKLI
YÖNTEMLERLE ELDE EDİLEN
METAL ALT YAPILARIN İNTERNAL
VE MARJİNAL UYUMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Diş Hek. Selim GÜNSOY

Protetik Diş Tedavisi Programı

DOKTORA TEZİ

LEFKOŞA

2015

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xv
TABLolar DİZİNİ	xviii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Tarihçe	4
2.2. Protetik Restorasyon Tipleri	6
2.2.1. Tam Seramik Restorasyonlar	6
2.2.2. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar	9
2.3. Dental Alaşımlar	10
2.3.1. Dental Alaşımlarda Kullanılan Metaller	10
2.3.2. Dental Alaşımların Kullanım Yerleri	13
2.3.3. Dental Alaşımların Sahip Olması Gereken Özellikler	14
2.3.4. Dental Alaşımların Klinik Başarı İçin Önemli Olan Fiziksel Özellikleri	15
2.3.4.1. Renk	16
2.3.4.2. Faz Yapısı	16
2.3.4.3. Tanecik Büyüklüğü	17
2.3.4.4. Dayanıklılık ve Sertlik	17
2.3.4.5. Katılaşma Derecesi ve Uyumluluk	18
2.3.4.6. Korozyon (Çürüme)	19
2.3.4.7. Biyouyumluluk	20
2.3.4.8. Porselen Uygulaması	22
2.3.4.9. Lehimlenebilme	24

2.3.5.	Seramiklerle Birlikte Kullanılan Metal Alaşımların Sınıflandırılması	25
2.3.5.1.	Yüksek Oranda Altın İçeren Alaşımlar	26
2.3.5.2.	Orta ve Düşük Oranda Altın İçeren Alaşımlar	27
2.3.5.3.	Baz Metal Alaşımlar	27
2.4.	Metal Destekli Seramik Kron-Köprü Restorasyonların Üretim Teknikleri	30
2.4.1.	Geleneksel Döküm Yöntemi	30
2.4.2.	CAD/CAM Sistemler	31
2.4.2.1.	CAD/CAM Sisteminin Bileşenleri	32
2.4.3.	Üç Boyutlu Yazıcılar	34
2.4.3.1.	Diş Hekimliğinde Kullanılan Üç Boyutlu Yazıcılar	34
2.4.3.1.1.	Stereolithography apparatus (SLA)	35
2.4.3.1.2.	Digital Light Projection (DLP)	36
2.4.3.1.3.	Jet Yazıcılar	37
2.4.3.1.4.	Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS)	37
2.5.	Kenar Uyumu	39
2.5.1.	Kenar Uyumunu Etkileyen Faktörler	41
2.5.1.1.	Diş Preparasyonu	41
2.5.1.2.	Simantasyon	44
2.5.1.3.	Materyal Seçimi	46
2.5.1.4.	Hekim ve Teknik Eleman	46
2.5.2.	Kenar Uyumunun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler	47
2.5.2.1.	Direkt Yöntem	48
2.5.2.2.	Silikon Replika Yöntemi	48
2.5.2.3.	Kesit Alma Yöntemi	49
2.5.2.4.	Üç Boyutlu Tarama Yöntemi	50
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	51
3.1.	Modellerin Dizayn Edilmesi ve Üretilmesi	52
3.2.	Metal Alt Yapıların Elde Edilmesi	54

3.2.1.	Geleneksel Yöntem (GY)	54
3.2.2.	CAD/CAM ile Mum Kazıma ve Geleneksel Yöntemle Döküm (MK)	55
3.2.3.	CAD/CAM ile Co-Cr Kazıma (Co-CrK)	55
3.2.4.	Direk Metal Lazer Sinterleme Yöntemi (DMLS)	56
3.3.	Üretilen Metal Alt Yapıların Simantasyonu	56
3.4.	Örneklerin Epoksi Reçine İçine Gömülmesi	58
3.5.	Kesitlerin Alınması	60
3.6.	Mikroskop İncelemeleri	61
4.	BULGULAR	62
4.1.	İstatistiksel Analiz Yöntemi	62
4.2.	Üretim Sistemlerinin Kendi Aralarında Değerlendirilmesi	62
4.2.1.	Genel Ortalamalarına Göre Karşılaştırma	62
4.2.2.	Bölgelere Göre Karşılaştırma	63
4.2.2.1.	Marjinal Bölge	63
4.2.2.2.	Chamfer Bölgesi	65
4.2.2.3.	Oklüzal Bölge	67
4.2.2.4.	Aksiyal Bölge	68
4.3.	Bölgelere Göre Kron ve Köprü Restorasyonların Karşılaştırılması	70
4.3.1.	Marjinal Bölge	70
4.3.2.	Chamfer Bölgesi	72
4.3.3.	Oklüzal Bölge	74
4.3.4.	Aksiyal Bölge	76
5.	TARTIŞMA	78
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	93
	KAYNAKLAR	95

**K.K.T.C.
YAKINDOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TEK VE DÖRT ÜYELİ SABİT
RESTORASYONLARDA FARKLI
YÖNTEMLERLE ELDE EDİLEN METAL
ALT YAPILARIN İNTERNAL VE
MARJİNAL UYUMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Diş Hek. Selim GÜNSOY

Protetik Diş Tedavisi Programı

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY

LEFKOŞA

2015

Özet

Tek ve dört üyeli sabit restorasyonlarda farklı yöntemlerle elde edilen metal alt yapıların internal uyumlarının karşılaştırılması.

Çalışmanın amacı; Lazer sinterleme, CAD/CAM ve geleneksel yöntemle üretilen tek kron ve dört üyeli Co-Cr köprülerin internal ve marjinal uyumlarının incelenmesidir.

Master ve çalışma modelleri özel olarak tasarlanıp polyamidden üretilmiştir. Modeller, bilgisayar yardımıyla 3 boyutlu modelleme programı (Maya, Autodesk Inc.) kullanılarak tasarlanmıştır. Dizayn aşamasının ardından bütün modeller 3 boyutlu yazıcı(EOSINT P380 SLS, EOS) kullanılarak üretilmiştir. Toplam 128 tek üye, 64 dört üyeli Co-Cr sabit protezler dört farklı teknik kullanılarak üretilmiştir. Bu teknikler: Geleneksel yöntem (GY), mum kazıma ve geleneksel yöntemle döküm (MK), direkt metal lazer sinterleme (DMLS) ve Co-Cr kazıma (Co-CrK) yöntemleridir. Üretilen tüm kron ve köprüler, polikarboksilat siman kullanılarak kendi çalışma modellerine simante edilmiş, epoksi reçineye gömülmüş ve dikey düzlemde merkezden olacak şekilde kesitler alınmıştır. Alınan kesitlerdeki siman kalınlığı 17 farklı noktadan stereo mikroskop kullanılarak ölçülmüştür. Ölçüm yapılan 17 nokta, dört bölgede gruplandırılıp incelenmiştir. Bu gruplar: Oklüzal bölge, chamfer bölgesi, aksiyal bölge ve marjinal bölgedir.

Premolar restorasyonlardaki marjinal aralığın ortalama ve $\pm$ SD değerleri kron için $61,68 \pm 11,48$ ve köprü için $131,85 \pm 56,42$ μ m'dir. Molar restorasyonların marjinal bölge ortalaması ve $\pm$ SD değerleri tek kron için $63,5 \pm 12,67$ μ m ve köprü için $113,32 \pm 45,61$ μ m'dir. En yüksek aralık miktarı oklüzal bölgede, premolar tek kron için $97.15 \pm 19,09$ μ m ve premolar köprü için $133.52 \pm 24,61$ μ m iken molar tek kromda 141.45 ± 38.98 μ m ve molar köprüde 148.80 ± 43.05 μ m'dir. Hem premolar hem molar restorasyonlarda DMLS yöntemi ve diğer yöntemler arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur ($p > 0.05$).

Bu sonuçlar doğrultusunda diş hekimliğinde yeni kullanılmaya başlanan direkt lazer sinterleme yönteminin; maliyet ve zamandan sağladığı avantajlarının yanında Co-Cr kron ve köprü üretiminde bilinen sistemlere göre marjinal ve internal uyumları daha iyi restorasyonların elde edilmesine imkan verdiğini söyleyebiliriz.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, Co-Cr, Laser sintering, Marjinal uyum, Internal uyum, tek kron.

SİMGELER VE KISALTMALAR

°	Derece
µm	Mikrometre
3D	3 boyutlu
ADA	American Dental Association
Ag	Gümüş
Al	Alüminyum
Al ₂ O ₃	Alüminyum Oksit
ASTM	American Society for Testing and Materials
Au	Altın
B	Boron
Be	Berilyum
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim
cm ²	Santimetrekare
Co	Kobalt
Co-CrK	Kobalt-krom Kazıma
Cr	Krom
Cu	Bakır
DLP	Digital Light Projection

DMLS	Direkt Metal Lazer Sinterleme
Fe	Demir
Ga	Galyum
GY	Geleneksel Yöntem
HPÜ	Hızlı Prototip Üretim
In	İndiyum
Ir	İridyum
ISO	International Organization for Standardization
Kg	Kilogram
M	Molar
MDS	Metal Destekli Seramik
MgAl ₂ O ₄	Magnezyum Alüminyum Oksit
MK	Mum Kazıma
mm ²	Milimetrekaare
Mn	Mangan
Mo	Molibden
MPa	Megapaskal
N	Newton
Ni	Nikel

nm	Nanometre
OS	Osmiyum
OSHA	Mesleki Güvenlik ve Sağlık Uygulamaları
Pd	Paladyum
PM	Premolar
Pt	Platin
Ro	Rodyum
Ru	Rutenyum
SD	Standart Sapma
SLA	Stereolithography Apparatus
SLS	Seçici Lazer Sinterleme
Si	Silisyum
Sn	Kalay
Ti	Titanyum
UV	Kızılötesi
W	Watt
Zn	Çinko
ZrO ₂	Zirkonyum Oksit, Zirkonya

ŞEKİLLER

2.1. Diş kesimi basamak çeşitleri	42
3.1. 3 boyutlu modelleme programı (Maya®, Autodesk Inc.) kullanılarak modellerin dizayn edilmesi	52
3.2. Dizayn edilen 4 üye köprü modeli ve ölçüleri	53
3.3. EOS firmasına ait bir SLS yazıcı	53
3.4. Megadental firmasının ürettiği die spacerlar	54
3.5. Yenadent D15 milled makinesi	55
3.6. Concept Laser firmasına ait DMLS makinesi	56
3.7. Simantasyon sırasında kullanılan mekanizma	57
3.8. Simantasyon için kullanılan polikarboksilat ve boyar madde	57
3.9. Simante edilmiş metal alt yapının silikon kalıp içerisinde konumlandırılması	58
3.10. Epoksi reçine	59
3.11. Epoksi reçineye gömülmüş, tesfiye edilmiş modeller	59
3.12. Isomet 1000 hassas testere (Isomet, Buehler, Precision Saw)	60
3.13. Leica MZ75 Stereomikroskop	61
3.14. Kesitler üzerinde yapılan ölçüm bölgeleri	61
4.1. Premolar kronların aralık ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	62
4.2. Molar kronların aralık ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	62
4.3. Köprü alt yapılarının aralık ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	63
4.4. Premolar kronların marjinal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	63
4.5. Molar kronların marjinal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	64
4.6. Köprülerin marjinal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	64

4.7. Premolar kronların chamfer bölgesi ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	65
4.8. Molar kronların chamfer bölgesi ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	65
4.9. Köprülerin chamfer bölgesi ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	66
4.10. Premolar kronların oklüzal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	67
4.11. Molar kronların oklüzal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	67
4.12. Köprülerin oklüzal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	68
4.13. Premolar kronların aksiyal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	68
4.14. Molar kronların aksiyal bölge ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri	69
4.15. Köprülerin aksiyal bölge ölçümlerinin ortalama değerleri	70
4.16. GY ile üretilen kron ve köprülerin marjinal bölge karşılaştırmaları	70
4.17. MK ile üretilen kron ve köprülerin marjinal bölge karşılaştırmaları	71
4.18. Co-CrK ile üretilen kron ve köprülerin marjinal bölge karşılaştırmaları	71
4.19. DMLS ile üretilen kron ve köprülerin marjinal bölge karşılaştırmaları	71
4.20. GY ile üretilen kron ve köprülerin chamfer bölgesi karşılaştırmaları	72
4.21. MK ile üretilen kron ve köprülerin chamfer bölgesi karşılaştırmaları	72
4.22. Co-CrK ile üretilen kron ve köprülerin chamfer bölgesi karşılaştırmaları	73
4.23. DMLS ile üretilen kron ve köprülerin chamfer bölgesi karşılaştırmaları	73
4.24. GY ile üretilen kron ve köprülerin oklüzal bölge karşılaştırmaları	74
4.25. MK ile üretilen kron ve köprülerin oklüzal bölge karşılaştırmaları	75
4.26. Co-CrK ile üretilen kron ve köprülerin oklüzal bölge karşılaştırmaları	75
4.27. DMLS ile üretilen kron ve köprülerin oklüzal bölge karşılaştırmaları	75
4.28. GY ile üretilen kron ve köprülerin aksiyal bölge karşılaştırmaları	76
4.29. MK ile üretilen kron ve köprülerin aksiyal bölge karşılaştırmaları	77

4.30. Co-CrK ile üretilen kron ve köprülerin aksiyal bölge karşılaştırmaları	77
4.31. DMLS ile üretilen kron ve köprülerin aksiyal bölge karşılaştırmaları	77

TABLÖLAR

2.1. Dental seramiklerin eğilme dirençleri	8
2.2. Döküm veya işlenmiş metal alaşımların diş hekimliğinde kullanım alanları	14
2.3. Yüksek kıymetli alaşım tiplerinin içerikleri	27
2.4. Döküm alaşımlarının içerikleri	29
2.5. Üç boyutlu yazıcıların diş hekimliğinde kullanım alanları	35
3.1. Çalışmamızda takip edilen deneysel yöntem	51

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi, deneyimleriyle bana her zaman yardımcı olup destek veren, klinik tecrübelerini benimle paylaşan, mesleğime ve hayata dair ufkumu genişleten, Sayın Hocam ve tez danışmanım **Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY**'a

Doktora eğitimim ve tez çalışmalarım sırasında bilgilerini, klinik tecrübelerini, yardımlarını esirgemeyen, **Doç. Dr. Gökçe MERİÇ** ve **Doç. Dr. Oğuz OZAN**'a

Tez çalışmalarım sırasında bana yardımcı olan, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, **Prof. Dr. Kaan ORHAN**'a

Doktora eğitimim boyunca yanımda olan başta **Dr. Dt. Simge TAŞAR** olmak üzere tüm çalışma arkadaşlarıma ve Anabilimdalı çalışanlarına,

Tez çalışmamdaki eksiksiz desteklerinden dolayı tüm **Yakındoğu Üniversitesi Diş Hekimliği fakültesi Diş Laboratuvarı çalışanlarına** ve Marmara Üniversitesi AR-GE Laboratuvarı sorumlusu **Nurhan Yaşlıoğlu**'na,

Bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, varlıklarından güç aldığım, hayatlarını çocuklarına adayan anne ve babam **Aynur** ve **Akif GÜNSOY**'a

SONSUZ TEŞEKKÜR EDERİM