

**TC
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMLERİNİN PROTETİK
RESTORASYONLARIN MARJİNAL VE İTERNAL
UYUMLARINA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

(UZMANLIK EĞİTİMİ BİTİRME TEZİ)

MERVE BENLİ

**TEZ DANIŞMANI
DOÇ.DR.BİLGE GÖKÇEN-ROHLİG**

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

İSTANBUL-2017

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Dt. Merve BENLİ



Biricik aileme...

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bana her zaman yol gösteren, her türlü desteğini, bilgisini, vaktini ve yardımlarını esirgemeyen çok değerli danışmanım Sn. Doç. Dr. Bilge Gökçen-Rohlig'e, eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, değerli hocam Prof. Dr.Haluk Keskin'e ve çok sevgili çalışma arkadaşlarım Dt. İlayda Tellioglu ve Dt. Nazlı Güleç'e; bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, varlıklarından güç aldığım, hayatlarını bana adayan annem ve babam'a, sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Merve BENLİ

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	2
İTHAF.....	3
TEŞEKKÜR.....	4
İÇİNDEKİLER.....	5
ÖZET.....	9
ABSTRACT.....	12
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	14
2.GENEL BİLGİLER.....	17
2.1. Ölçü teknikleri ve materyalleri.....	17
2.1.1.Ölçü Maddeleri.....	18
2.1.2.Geleneksel Ölçü Teknikleri.....	19
2.1.2.1. İki Aşamalı Ölçü (Tek Karıştırma) Tekniği.....	20
2.1.2.2. Tek Aşamalı Ölçü(Çift Karıştırma) Tekniği.....	20
2.1.2.3. Double Ark ölçü Tekniği.....	20
2.1.3. Dijital Ölçü Tekniği.....	20
2.1.3.1.Dijital Ölçülerin Gelişimi.....	21
2.1.3.1. İndirekt Teknik.....	22
2.1.3.2. Direkt Teknik.....	22
2.2.CAD/CAM Sistemleri.....	22
2.2.1.CAD/CAM Sistemlerinin Çalışma Prensibi.....	23
2.2.1.1.Verilerin Elde Edilmesi.....	23
2.2.1.2. Restorasyonun Tasarımı (CAD).....	24
2.2.1.3. Restorasyonun Üretilmesi (CAM).....	24

2.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller.....	26
2.3.1.Güncel CAD/CAM Sistemleri.....	27
2.3.1.1.Lava Sistemi.....	27
2.3.1.2.Everest Sistemi.....	28
2.3.1.3.Procera Sistemi.....	30
2.3.1.4.Hint-Els Sistemi.....	31
2.3.1.5.Cercon Sistemi.....	32
2.3.1.6.DC-Zirkon Sistemi.....	33
2.3.1.7.ZENO Tech Sistemi.....	34
2.3.1.8.CEREC Sistemi.....	35
2.3.1.9. Celay Sistemi.....	37
2.3.1.10.Zirkonzahn Sistemi.....	39
2.4.Zirkonya Esaslı Seramiklerde Simantasyon.....	40
2.5. CAD/CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları.....	41
2.6. Geleneksel Yöntemle Metal Destekli Seramik Restorasyonlar.....	42
2.6.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonların Hazırlanma Basamakları..	44
2.7. Geleneksel Yöntem ve CAD/CAM Sistemleriyle Üretilmiş Seramik Restorasyonların Karşılaştırılması.....	46
2.7.1 Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumları....	47
2.7.2. Klinik başarı.....	48
2.7.3. Estetik.....	49
2.7.4. Zaman.....	49
2.7.5. Maliyet.....	50
2.8. Marjinal ve İnternal Uyum	50
2.8.1. Direkt Güdük Üzerinden Ölçüm	56
2.8.2. Rezin Replika Tekniği	57

2.8.3. Siman Aralığı - Silikon Replika Tekniği.....	57
2.8.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği	58
2.8.5. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Yöntemi İle Ölçüm	58
2.9. Tekrarlanan Fırınlama İşlemi.....	58
3. MATERYAL VE METOT	
3.1. Ana Modelin Hazırlanması	
3.2. Diş Preparasyonu	
3.3. Ölçü Protokolü	
3.3.1.Konvansiyonel Ölçü	
3.3.2. Dijital Ölçü	
3.4. Test Örneklerinin Hazırlanması	
3.4.1. Konvansiyonel Yöntemle Kuron Restorasyonlarının Üretilmesi	
3.4.1.1.Metal Alt Yapı Üretimi	
3.4.1.2.Porselen Üst Yapı Üretimi	
3.4.2. Ağız Dışı Tarayıcıdan Elde Edilen Veriler ile Kuron Restorasyonlarının Üretilmesi	
3.4.3. Ağız İçi Tarayıcıdan Elde Edilen Veriler ile Kuron Restorasyonlarının Üretilmesi	
3.5. Ölçümler	
3.5.1. Marjinal Aralık Ölçümleri	
3.5.2. İnternal Aralık Ölçümleri	
3.6. İstatistiksel Analiz	
4. BULGULAR	
4.1. Marjinal Aralıkların Karşılaştırılması	
4.2. İnternal Aralıkların Karşılaştırılması	
5. TARTIŞMA	
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	

KAYNAKLAR



ÖZET

Benli, M. : Dijital ölçü yöntemlerinin protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumlarına etkisinin değerlendirilmesi.

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD. Uzmanlık Bitirme Tezi. İstanbul.2017.

Konvansiyonel (geleneksel) ölçü materyalleri, günümüz diş hekimliği uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır. Yakın zamanda, bu ölçü materyallerinin dezavantajlarını gidermek amacıyla dijital ölçü sistemleri geliştirilmiştir. Ancak, bu ölçü yöntemiyle üretilen restorasyonların marjinal ve internal uyumuna ait yeterli veri mevcut değildir. Bu in-vitro çalışmanın amacı; dijital ve konvansiyonel ölçü yöntemleriyle üretilen kobalt-krom ve lityum-disilikat kuronların marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırarak, hangi bölgede maksimum uyumsuzluk bulunduğunu değerlendirmek, bu konuda literatürde bulunan eksikliği gidermektir. Bu araştırmada ,güncel olarak kullanılan sabit restorasyon ve malzemeler teste tabii tutularak, mevcut materyallerden maksimum yararlanma hedeflenmiştir.

Günümüz kliniklerinde kullanılan restorasyonlarda saptanan uyumsuzluklar; hassasiyet, mikrosızıntı, plak birikimi, çürük, gingivitis, pulpa irritasyonlar ve hatta diş kaybı gibi biyolojik komplikasyonlara yol açabildiği gibi restorasyonun ömrünü kısaltarak yenilenmesini gerektirmekte, bunun sonucunda zaman , materyal, para ve iş gücü kaybına neden olmaktadır. Dayanak diş ile uyumu tam olan bir restorasyonun üretilmesindeki en önemli aşamalardan biri net ve hassas ölçü alınmasıdır. Geleneksel ölçü teknikleri ve kullanılan malzemelerdeki gelişmeler her zaman tatmin edici sonuçlar vermemekte, kimi zaman ölçü aşamalarının tekrarlanmasına yol açmaktadır. Ayrıca ölçü net olsa bile ölçünün dökülmesi esnasında diş teknisyenine ve kullandığı malzeme ile tekniğe bağlı bir takım yetersizlikler de istenilen nitelikte restorasyonların üretilmemesine neden olabilmektedir. Tüm bu faktörler ölçü işlemlerinde hekimleri CAD/CAM (bilgisayar destekli dizayn ve üretim teknolojisi) teknolojisinin kullanımına sevk etmiştir. Ancak CAD/CAM teknolojisi oldukça yeni bir teknolojidir ve sistem içinde bir takım sorunlar ve eksiklikler barındırmaktadır.

Teknolojinin hızla gelişmekte olması ve hekimlerin kullanımı için kısa sürelerde piyasaya yeni ağız içi tarayıcılar sunulması bir avantaj olduğu kadar dezavantaj olarak da görülmektedir. Bu yüzden ağız içi tarayıcıların netliği ve avantajları klinik uygulamalar için rutine sokulmadan iyi araştırılması gerekmektedir. Aksi takdirde sonuçlar hem hasta hem de klinisyenler için zaman, emek ve maliyet kayıpları ile sonlanabilir.

Çalışmamızda hem dijital hem de geleneksel yöntemler kullanılarak en çok tercih edilen sabit protetik restorasyon tipi olan kuronların üretimi yapılacak ve taramanın üretime olan etkisi araştırılmıştır. Böylelikle üretimin hangi aşamasında ve hangi tip materyalde nasıl bir uyumsuzluk oluştuğunun saptanması amaçlanmıştır. Dijital ölçülerin alınmasında Sirona CEREC AC Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ağız içi tarayıcı kullanılmıştır. Çalışmada toplam 3 grup örnek hazırlanmıştır. Her grup için 10 adet örnek gerekmektedir (alfa seviyesi % 5, güç analizi % 80 olduğunda). C-1 grubunda, dijital ölçü alınacak ve kuron üretimi IPS-e max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) materyali kullanılarak tamamen dijital ortamda yapılmıştır. C-2 grubunda , konvansiyonel metotla ölçü alınarak, Co-Cr alt yapıdan oluşan, metal destekli seramik kuronlar IPS Classic Ceramic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) materyalinden üretilmiştir. C-3 grubunda ise, ana model extra- oral tarayıcı (inEos X5; Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile taranmış ve kuronlar için bilgisayarda dizayn ve üretim , IPS-e max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) materyali kullanılarak yapılmıştır. Restorasyonların üretiminin ardından marjinal ve internal uyumsuzluğu değerlendirmek için ‘replika tekniği ‘ uygulanmıştır. Elde edilen ölçümlere göre, ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığına F ve t testleri kullanılarak karar verilmiştir.

Çalışmamızda marjinal ve internal uyum açısından en avantajlı materyal ve ölçü yöntemini ortaya çıkararak, daha sağlıklı ve uzun ömürlü restorasyonların üretimine katkıda bulunmayı hedeflemekteyiz. Bunun sonucunda klinik ve laboratuvarında harcanan zamanın optimuma indirilmesi, uygun maliyet, doğru materyal seçimi, hasta memnuniyeti, klinik başarı, psikososyal kazanımlar elde ederek güncel teknolojinin ışığında daha kaliteli diş hekimliği hizmeti sağlanmış olacaktır

Anahtar Kelimeler: Dijital ölçü, uyum, Kobalt- Krom, Lityum disilikat , CEREC
Omnica



ABSTRACT

Benli, M. Marginal and Internal Fit Evaluation of Prosthetic Restorations Fabricated from Digital and Conventional Impressions.

Istanbul University, Faculty of Dentistry, Department of Proshodontics, Thesis for Speciality.Istanbul. 2017.

Conventional impression materials represent a commonly used procedure in dental practice. Recently, digital impression systems have been developed to overcome the disadvantages associated with conventional impression methods. But, there is not sufficient data regarding their marginal and internal accuracy. Our study aims to make up for this deficiency of the literature and it is committed to the principle of making maximum benefit for dental materials. It is the purpose of this in vitro study to evaluate in which region the maximum mismatch is seen by comparing marginal and internal adaptation of the cobalt- chrome with lithium - disilicate crown restorations obtained from digital and conventional impression techniques.

The discrepancies identified in restorations commonly used in today's clinics for the purpose of prosthetic treatment lead to loss of material, time, money and labor with consequences such as; sensitivity, micro leakage, plaque accumulation, secondary caries, gingivitis, pulp irritation, even tooth loss and requiring renewal of the restoration by shortening clinical life of the restoration. One of the most important stages in the production of a dental restoration which is full compliance with the tooth surface is to obtain clear and precise impression. Conventional impression techniques and advances in the materials used for this procedure not always have satisfactory results and cause to get a repetition of the impression procedures. Even if the impression is clear, a number of deficiencies related to the techniques and materials used by dental technician can cause failure to produce restorations of the desired quality. All these factors have led the clinicians to the use of CAD/CAM (computer-aided design and manufacturing) technology for impression procedures. But CAD/CAM system is a fairly new technology and it contains a number of problems and deficiencies.

Quickly developing technology and presenting new intraoral scanners in a short time for using by clinicians is also considered as a disadvantage like it is an advantage.

Therefore, clarity and advantages of intra-oral scanners have to be researched properly for routine clinical applications. Or the results can end in time, labor and economical losses for both patients and clinicians.

In our study, the most widely used type of prosthetic restoration, crowns, will be produced using both digital and conventional impression methods and the effect of the scan will be investigated. Thus, it can be determined what kind of mismatch occurs in what type of material and in which stage of production. Sirona Cerec AC Omnicam intraoral scanner (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) will be used in taking digital impressions. Totally 3 groups of samples were prepared for the study. 10 samples were needed for each group (when power analysis 80% and alpha level of 5%). In the group of C-1, the crown production was made by using digital impression technique with IPS-e max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). For the group C-2, Co-Cr metal fused porcelain crowns were produced with IPS Classic Ceramic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany) by using conventional impression method. For group C-3, working model will be treated with extra-oral scanner (INEOS X5, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) and samples produced with IPS-E max CAD(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany). After restorations were fabricated, the replica technique was applied to evaluate marginal and internal discrepancy. According to the datasets obtained from replica technique, statistically significant differences among the impression techniques were tested F and t tests. ($\alpha = .05$)

In our study, we aim to contribute to the production of more healthy and long-lasting restorations by revealing the most advantageous material and impression method in terms of marginal and internal fit. As a result, in the light of current technology high quality dental services will be provided by obtaining results such as reducing time to optimum level spent in clinic and laboratory, cost-effectiveness, accurate material selection, patient satisfaction, clinical success and psychosocial gains.

Keywords: Digital impression, fit, Cobalt- Chromium, Lithium disilicate, CEREC Omnicam

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ölçü teknikleri ve materyallerinde yaşanan tüm gelişmelere rağmen, günlük klinik uygulamalarda geleneksel ölçü yöntemi ve bu yolla elde edilen restorasyonlarda elde edilen sonuçların memnun edici nitelikte olmaması, klinisyenleri daha iyisini aramaya yönlendirmektedir (1). Çoğu hastanın farklı sebeplerle, geleneksel ölçü yöntemlerini tercih etmek istemeyişi, araştırmacıları dijital ölçü sistemleri konusunda daha fazla çalışmaya sevk etmiştir (2,3). Ayrıca ölçü işlemleri tamamlandıktan sonra model elde edilmesi esnasında diş teknisyenine ve kullandığı malzemelere bağlı yetersizlik ve eksiklikler de istenilen sonuca ulaşılmasında bazı aksaklıkların çıkmasına neden olabilmektedir.

Ölçü işlemlerinin hatta restorasyonların tekrarlanması hem hasta hem de hekim için zaman, emek kaybına neden olarak maliyetleri arttırmakta, yapılan işlemlerin etkinliğini azaltmaktadır. Bu ve bu gibi sebeplerle, dental restorasyonların üretiminde CAD/CAM teknolojisi her geçen gün biraz daha popüler hale gelmektedir. Dijital ölçü sisteminin işlem basamaklarının daha kısa ve kolay olması, konvansiyonel ölçü yöntemi ve model elde etme işlemine bağlı hataları ekarte edebilmesi nedeniyle sistem gelişimi ivme kazanmaktadır. Yapılan bazı çalışmalar intraoral tarayıcının kullanıldığı dijital ölçü sistemiyle üretilen restorasyonların, konvansiyonel ölçü yöntemi aracılığıyla üretilen restorasyonlardan daha yüksek marjinal uyuma sahip olduğunu göstermektedir(4-6).

Dijital ölçü sistemiyle, klinisyen ilgili dişe uyguladığı işlemi eş zamanlı olarak değerlendirebilmekte, karşıt okluzyonla ilişkisini inceleyebilmekte, büyültme, küçültme gibi teknik avantajlardan yararlanarak gerekli düzeltmeleri aynı seansta uygulayabilmekte ve tüm bu işlemler için konvansiyonel ölçü yönteminde olduğu gibi 'ölçü yenileme' işlemine gerek duyulmamaktadır. Bunun yanı sıra, CAD/CAM sistemiyle elde edilen tam seramik restorasyonların yüksek dayanıklılıkta olması, yöntemin önemli avantajlarından biridir ki maksimum dirence sahip tam seramik restorasyonların üretimi bugün sadece CAD/CAM sistemleri ile mümkündür. Çalışmamızda kullanılan lityum disilikat gibi materyallerin popülaritesi de estetik, mekanik ve biyouyumluluk nitelikleri sebebiyle son on yılda yükselişe geçmiştir(7,8).

Teknolojik ilerlemeyle birlikte kullanılan materyal çeşitliliği de hızla bir artış göstermektedir. Dolayısıyla, bu konuda daha fazla in vivo ve in vitro çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Dijital ölçü yöntemiyle elde edilen bilgiler, direkt olarak CAD/CAM üretim zincirine aktarılabilir. Ancak, geleneksel yöntemle elde edilen kayıtlar, aracı bir materyal yardımıyla negatif kopyalar halinde teknisyene iletilir. Bu yöntemde tercih edilen ölçü alma tekniği, kullanılan ölçü materyali, taşınma şekli, ölçü kaşıkları ve karıştırma teknikleri ölçünün doğruluğunu etkileyen önemli parametrelerdir(9- 14). Her ne kadar konvansiyonel ölçü alma işleminin basamakları standardize edilmeye çalışılsa da, sistemin niteliğinden kaynaklanan süreç, işlemi hata yapma olasılığı yüksek bir pozisyona getirmektedir. Ölçü alma aşaması ve model üretimi sırasında oluşabilecek hataları minimuma indirebilmek adına, hasta ağzından elde edilen bilgilerin direkt aktarımı, işlem basamaklarını azaltarak daha net sonuçlar verecektir(15). Bu açıdan bakıldığında, dijital ölçü sistemi restorasyon üretiminde gerekli dataların direkt aktarımını sağlamaktadır. Sistem ilk olarak CEREC (Sirona, Behnheim, Almanya) tarafından 25 yıl kadar önce ortaya atılmış olup, bugün hızla gelişimine devam etmektedir. Güncel olarak, CEREC AC Omnicam (Sirona, Behnheim, Almanya) en çok kullanılan, extraoral ve intraoral dental tarayıcılar arasında yer alarak, dijital ölçü sistemlerinin başında gelmektedir. Extraoral tarayıcının kullanıldığı ‘ indirekt dijital teknik ‘ ve intraoral tarayıcının kullanıldığı ‘ direkt dijital teknik’ arasında uyum netliği bakımından cevaplanmamış pek çok klinik soru bulunmaktadır. Bir grup araştırmacı indirekt dijital teknikle elde edilen restorasyonların daha iyi uyuma sahip olduğunu savunurken, diğer bir grup araştırmacı da direkt dijital tekniğin uyum parametresi açısından daha avantajlı sonuçlara sahip olduğu iddiasında bulunmaktadır. Bunun yanı sıra; ölçü alma işlemi sırasında standardizasyonun sağlanması, kullanılan materyallerin klinik deformasyonu, tarama sırasında oluşabilecek veri hataları ve eksiklikler, dataların işleme aşamaları, ağız içi ve ağız dışı doğru veri elde etmeyi sınırlayan faktörler ile kullanıcı kaynaklı değişkenlerin sonuçları hangi yönde etkilediği cevaplanmayı bekleyen sorular arasında yer almaktadır(16,17). Güncel bir sistem olması nedeniyle intraoral dental tarayıcılar kullanılarak elde edilen dijital ölçüler yardımıyla üretilen restorasyonların uyumunu değerlendiren çalışmalar, şu anda sınırlı sayıda mevcuttur (18-20).Elde edilen restorasyonun marjinal uyumu sağlıklı periodontal

durum için öncül adım olup, internal uyum seramik restorasyonun, klinik ömrü ve retansiyonuyla doğru orantılı bir seyre sahiptir. Çalışmamız, literatürde var olan bu eksikliği giderme amacı taşımaktadır. Bunun yanı sıra, dental kliniklerde yaygın olarak kullanılan iki tip restorasyonun ve materyalin test edilerek, hangi grupların daha avantajlı sonuçlar ortaya çıkaracağı bilgisiyle ileri dönem klinik çalışmalara yön vermek hedeflenmektedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ölçü Teknikleri ve Ölçü Materyalleri

Prepare edilmiş veya edilmemiş dişlerden, dental implantlardan, dişsiz ağızlardan veya ağız içi defektlerden doğru ve eksiksiz ölçü elde etme işlemi, sabit veya hareketli protezlerin yapım aşamalarındaki önemli basamaklardan birini oluşturmaktadır.

Ölçü işlemi; çeşitli maddeler ve uygulamalarla preparasyon sahasının veya ağız içinin ya da herhangi bir bölgenin tam negatifinin elde edilmesi anlamına gelmektedir.(21,22) Restorasyonların başarısı uygulanan ölçü tekniğine ve kullanılan ölçü maddelerine de bağlıdır.(23) Ölçü tüm detayları net olarak ortaya koymuyorsa, başarısızlık kaçınılmaz olur. Sabit protezlerde ölçü işleminin doğruluğu restorasyon ile dayanak diş arasındaki uyum ile değerlendirilir. Ölçü ne kadar doğru alınırsa restorasyonun uyumu o oranda artacaktır.

Marjinal ve internal uyum, hazırlanacak restorasyonun kalitesini ve doğruluğunu belirleyen en önemli özelliklerindedir. Marjinal uyumsuzluklar; periodontal problemlere, çürük oluşumuna, plak tutulumuna, yapıştırıcı simanın çözünmesine veya renk değişikliği gibi başarısızlıklara neden olabilmektedir. Ayrıca aksiyel ve oklüzal alanlarda oluşan uyumsuzluklar (internal uyumsuzluk) restorasyonların kırılmaya karşı direncinin azalmasına neden olmaktadır.(24-28) Gözle görülemeyen veya dental aletlerle algılanamayan marjinal uyumsuzlukların klinik olarak kabul edilebilir olduğu düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda 100 ile 150 µm arasındaki marjinal açıklıklar, klinik olarak kabul edilebilir olarak değerlendirilmiştir.(29-33) İnternal aralığın 70 µm'den fazla olmasının dental restorasyonların kırılma direncini azalttığını vurgulayan çalışmalar bulunmaktadır.

Marjinal ve internal uyumu değerlendirmek için yapılan çalışmalar incelendiğinde; genellikle konvansiyonel ölçü teknikleri ile elde edilen restorasyonların kullanıldığı, son yıllarda popüler olan dijital ölçü sistemleri ile hazırlanan restorasyonları kullanan kısıtlı

sayıda çalışmanın bulunduğu belirlenmiştir.(34) Uygun olmayan materyal veya koşullarda alınan ölçüler, biyolojik ve mekanik komplikasyonlar oluşturabilecek uyumsuz protetik restorasyonların hazırlanmasına sebep olmaktadır.(35)

Protetik uygulamalarda , temel aşamalardan biri olan ölçünün niteliğini etkileyen ve hekimin kontrolünde olan iki esas faktör vardır: Ölçü maddeleri ve ölçü teknikleri.Bu amaçla çalışmamızda ; ölçü tekniklerinin ve malzemelerinin gelişimi konusunda bilgi verilecek, dijital görüntüleme sistemleri tanıtılacak, karşılaştırılmalı olarak başarı ve uyumları tartışılacaktır.

2.1.1.Ölçü maddeleri

Ölçü alımı için kullanılan materyallerin değişik özellikleri vardır. Bu materyallerin, alçı ile kolayca ıslanabilmesi (hidrofilik) ,hassasiyet, netlik, hazırlama kolaylığı ve hasta tarafından kabul edilebilirlik gibi çeşitli özellikleri klinik olarak önem taşırlar.

İrreversible hidrokolloidlerin zamana bağlı kötü boyutsal stabiliteleri ve ince detayları iyi kopyalayabilme kabiliyetlerinin olmaması , sabit protezler için ölçü alımında bunları kullanılamaz kılar. Sabit protez uygulamaları için ideal ölçü maddeleri olan elastomerik ölçü maddeleri, tarihsel gelişimlerine göre şöyle sıralanabilirler: reversible hidrokolloidler, polisülfid, kondensasyon reaksiyonlu silikonlar, polieter ve ilave reaksiyonlu silikonlar. Her bir ölçü maddesi çeşitli avantaj ve dezavantaja sahiptirler.

Reversible hidrokolloidler: Agar- agar ölçü maddeleri olarak da bilinirler. Bekletmeden model elde edilirse boyutsal sabitliği ve yüzey detaylarını mükemmel verirler. Bu ölçü maddeleri sol halinden jel haline dönüşebilme özelliği gösterir.

Polisülfid elastomerler: 1950'li yıllarda tanıtılan polisülfidler, lastik esaslı ölçü maddeleridir. Stabiliteleri ve yırtılma dirençleri hidrokolloidlerden daha iyidir. Ölçü alımından hemen sonra model elde edilmesi önemlidir. Boyutsal stabiliteleri, polieter ve ilave reaksiyonlu elastomerlerden daha düşüktür.

Kondensasyon silikonlar: Organo kalay silikonları olarak da bilinirler. Hidrofobik özelliklerinden dolayı zayıf ıslanabilirliğe sahiptirler. Hafif kıvamlı (wash) ve ağır kıvamlı (putty) olarak kullanılırlar. Yüksek boyutsal stabiliteleri nedeni ile ölçü, model elde etmeden bir süre bekletilebilir. Hidrofilik niteliktedir.

Polieter elastomerler: 1960'lı yıllarda Almanya'da geliştirilen bu elastomerler farklı polimerizasyon mekanizmasına sahiptirler.

İlave reaksiyonlu silikonlar (polivinil siloksan): Hidrofobik nitelikte olup, bunu kompanze etmek amacıyla içerisine sürfaktan içeriği eklenen hidrofilik formları bulunan elastomerdir. İlave reaksiyon ile polimerize olur ,bu nedenle yan ürün kaybına bağlı boyutsal değişikliğe uğramaması, mükemmel stabilite özelliğine sahip olmasını sağlar. İdeal elastisiteye sahiptir .Kolay görülebilen ve hassas bir marjin elde edebilmeyi sağladığı için günümüzde sabit protetik restorasyonlar için ideal ölçü maddesi olarak da kabul edilmektedir.

Sabit protezler için elastomerlerle ölçü alınımında heavy body ve light body birarada kullanılır. Regular body ise tam ve bölümlü protez ölçülerinde kullanım alanına sahiptir.

2.1.2.Geleneksel Ölçü Teknikleri

Ölçü maddelerinin viskoziteleri ölçü tekniğinin uygulamalarını yönlendirir. Teknik, değişik kıvamdaki maddelerin uygulamalarına göre farklılıklar ortaya koyar. İki farklı viskozitedeki maddeler kullanılarak alınan ölçülerin tümüne “putty-wash” ölçü tekniği denir (Putty= heavy body), (wash= light body) . Buna göre ölçü tekniklerini şu şekilde ayırmak mümkündür:

I. İki Aşamalı(Tek Karıştırma) Ölçü Tekniği

II. Tek Aşamalı (Çift Karıştırma) Ölçü Tekniği

III. Double Ark Ölçü Tekniği

Ölçü yöntemleri konusunda değişik görüş ve uygulamalar bulunmaktadır. Ancak, bugünkü koşullar ve literatüre bakılacak olursa , sabit protezler için geçerli olan uygulamanın bahsedilen ölçü teknikleri olduğu görülecektir.

2.1.2.1. İki Aşamalı Ölçü (Tek Karıştırma) Tekniği

Wash tekniği olarak da bilinir. Her kıvam ölçü ayrı ayrı alınır. Uygulama sırasında yoğun kıvamlı ölçü materyali kaşık içerisine doldurulduktan sonra kaşık ağza uygulanır. Polimerize olan ölçü materyali ağızdan uzaklaştırıldıktan sonra, akıcı kıvamdaki ölçü maddesine yer sağlanarak kaşığa yüklenir ve ağza adapte edilir. Böylelikle her iki kıvamdaki materyal ayrı olarak uygulanmış olur.

2.1.2.2. Tek Aşamalı Ölçü (Çift Karıştırma) Tekniği

Sandwich tekniği olarak da adlandırılır. Kesik dişler üzerine enjektör yardımı ile akıcı kıvamdaki ölçü maddesi sıkılır. Bu arada kaşık içerisine önce putty kıvamlı ölçü, dişlerin geldiği yerler çukurlaştırılarak üzerine orta kıvamlı ölçü maddesi konulur ve ağza hiçbiri polimerize olmadan yerleştirilir.

2.1.2.3. Double Ark Ölçü Tekniği

İki arkın kapanış halinde ve birlikte ölçüsünün alınmasındaki özellik, kaşığın farklı olmasıdır. Kaşığın özelliği ağız anatomisine uygun fasial ve lingual plağa sahip olması ve plakların bir bar veya çok ince bir file ile birleşmesidir. Ağza uygulanan kaşık kapanışa engel olmayacak niteliktedir.(21)

2.1.3. Dijital Ölçü Tekniği

2.1.3.1. Dijital Ölçülerin Gelişimi

Bilgisayar ile tasarım ve üretim teknolojisi (computer aided design/ computer aided manufacturing, CAD/ CAM) 1980'lerden sonra diş hekimliğinde büyük gelişim göstermiştir. (36) Günümüze kadar bu teknoloji iki yönlü olarak ilerlemiştir. Birincisi, prefabrik seramik bloklar kullanılarak bir aşamada restorasyon yapılmasına dayanan uygulamalardır. Diğeri bu ilerlemeye paralel olarak, kullanılan materyallerin ve restorasyon çeşitliliğinin artmasına olanak tanıyan, CAD/ CAM teknolojilerine yönelik üretim merkezleri ve dental laboratuvarların kurulmasıdır.

Diş hekimliğinde uygulanan restorasyon üretiminin otomasyonundan beklenen hedefler; ticari olarak üretilen materyal blokların kullanılmasıyla daha yüksek kalitede restorasyonların elde edilmesi, restorasyon şekillendirme işleminin standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi olmuştur. Geleneksel restorasyonlar manuel olarak hazırlandığı için kullanılan materyalin mekanik ve estetik özelliklerinin güvenilirliği etkilenebilmektedir.(37)

Günümüzde CAD/CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tam seramik kron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları , implant cerrahisinde kullanılan stentlerin üretilmesi ve implantların yerleştirilmesinden hemen sonra restorasyonların anında (immediat) olarak hazırlanabilmesine olanak tanıyan çalışma modellerinin üretilmesi gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır. (36) Bu sistemler maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasında da kullanılmaktadır. CAD/CAM teknolojisi ayrıca implant destekli protezlerde kron, köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde de uygulanmaktadır.(38)

Bilgisayar destekli üretim ve tasarım (CAD/CAM) prosedürlerinin protetik diş tedavisi alanına girmesi ile birlikte dijital iş akışı terimi gündeme gelmiştir.(39) Dental restorasyonların üretim ve dizaynının yapıldığı CAD/CAM teknolojisi; verilerin toplanarak kaydedilmesi, geleneksel kurallara uygun olarak seçilen restorasyonun tasarımının bilgisayar yardımı ile hazırlanması (CAD) ve restorasyonun üretilmesi (CAM) olmak üzere üç fonksiyonel bölümden oluşmaktadır.(40,41) Verilerin toplama işlemi her sisteme göre farklılıklar göstermektedir. Bazı sistemlerin kendine ait ağız içi kameraları mevcut iken, genellikle veriler mekanik ve optik sayısallaştırıcılar kullanılarak model üzerinden elde edilmektedir.(40-42) Dijital sistemlerle görüntüleme;

teknisyenin aktif olduğu indirek teknik ve hekimin aktif olduğu direk teknik ve olmak üzere iki grupta değerlendirilebilir.(24)

2.1.3.2.İndirekt Teknik

Bu sistemde ağız içi tarayıcı kullanılmadan konvansiyonel yöntemlerle ölçü alınır. Alınan ölçü ile elde edilen model CAD/CAM sistemine ait optik veya mekanik sistemler ile tarama işlemine tabi tutulur. Bazı sistemlerde ise; alçı model kullanılmadan alınan ölçü yüzeyinin taranması ile sanal model elde edilebilir. Sanal model üzerine istenilen restorasyon uygulanabilir.(43)

2.1.3.3.Direkt Teknik

Bu teknikte konvansiyonel ölçü yöntemleri tamamen ortadan kalkmıştır. Buna göre; istenilen restorasyon için hazırlanan dişler ağız içi görüntüleme sistemleri yardımı ile taranır ve bilgisayar ortamına aktarılır.(43) Hassasiyet bakımından indirek teknik, konvansiyonel ölçü materyallerini ve ölçü tekniklerini içerdiğinden direk tekniğe göre farklılıklar göstermektedir. Bu nedenle; ölçü maddelerinin boyutsal stabilitesi, saklama koşulları, dezenfeksiyon sırasındaki distorsiyonlar, ölçü kaşığından ayrılması ve uyumsuzluğu, dental laboratuvara transferi sırasındaki şartlar dikkate alınmalıdır.(43,44) Konvansiyonel teknikle alınan ölçü sırasında hastaya verilen rahatsızlık da indirek tekniğin dezavantajları arasındadır.

2.2. CAD/CAM Sistemleri

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemleri güncel olarak kullanılan sistemler arasında önemli bir yere sahiptir. CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini ve bu yöntemlere bağlı dezavantajları elimine etmek, doğal diş anatomisi ve fonksiyonlarına uygun bir restorasyonu bilgisayar ortamında üç boyutlu tasarlamak, masa başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini (mekanik

özellikler, kenar uyumu, estetik, fiziksel dayanıklılık) arttırmak ve restorasyonları daha kısa sürede hazırlamaktır.(45)

2.2.1.CAD/CAM Sistemlerinin Çalışma Prensipleri

Verilerin toplanarak kaydedilmesi , geleneksel kurallara uygun olarak seçilen restorasyon tasarımının bilgisayar yardımıyla hazırlanması (CAD) ve restorasyonun üretilmesi (CAM) olmak üzere tüm CAD/CAM sistemlerinin üç fonksiyonel bölümü bulunmaktadır.(41)

2.2.1.1. Verilerin toplanarak kaydedilmesi

CAD/CAM sistemlerinde veriler ; diş hazırlığının, komşu dişlerin ve oklüzyondaki dişlerin geometrisinin ağız ortamından veya model üzerinden taranması ile elde edilmektedir. Verilerin toplanarak kaydedilmesi aşaması değişik CAD/CAM sistemlerinde farklılıklar göstermektedir. Bu amaçla CAD/CAM sistemlerinde ; ağız içi tarayıcı, mekanik tarayıcı veya optik tarayıcılar kullanılmaktadır.

Ağız içi tarayıcıda, ağız ortamında diş preparasyonu ve etrafındaki yapıların görüntüleri kaydedilerek 3 boyutlu dijital bir ölçü sağlanır.

Mekanik tarayıcı , tarayıcının diş ile göreceli olarak pozisyonunu koruyarak, prepare edilen diş yüzeyinin tamamının haritasını oluşturur. Mekanik tarayıcıda iğne ucu,küre veya pin kullanılarak model üzerinden mekanik tarama yapılır.Bu tip tarayıcılar genellikle dişin silikon ölçüsü gibi kavite ve negatif yüzeylerden veri elde etmek için kullanılır. Ancak, tarama sırasında marjinal bölgelerde deformasyon görülebileceğinden ölçü alınarak model elde edildikten sonra mekanik tarayıcıların kullanımı önerilmektedir. Küçük boyuttaki yapıların üretimi, tarayıcı ucun çapı ve tasarımıyla sınırlı kalabilmektedir.(46,47)

Optik tarayıcıda ise; beyaz ışık , renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak model üzerinden optik tarama yapılır. Optik tarayıcılar genellikle harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken, hastanın ufak bir hareketi bile hazırlanan restorasyonun uyumunu etkileyebilmektedir. Hızlı ve yüksek çözünürlüğe

sahip veriler elde edilmesine olanak sağlamasının yanında ; gölgelenme problemi, ekstraoral optik tarayıcıların dezavantajlarından. Yeni nesil tarayıcılarda modelin pozisyonu 3-5 aks üzerinde değiştirilerek istenilen bölgelerin tam olarak taranması sağlanabilmektedir. Gölge ve yansımalar için üretilmiş alçı ve yüzeyler için opak spreylere de mevcuttur.(40) Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve sadece uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır.(41 ,47)

2.2.1.2.Restorasyonun Tasarımı (CAD)

Restorasyonun üç boyutlu olarak bilgisayar ekranında tasarlanmasına olanak veren birçok CAD yazılımı bulunmaktadır. CAD yazılımında bulunan şablonlar direkt olarak kullanılabilir gibi , modifikasyonlar oluşturularak özel tasarım da yapılabilir. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Bilgisayar ortamına kaydedilen veriler daha sonra bilgisayar yazılımı sayesinde noktacıklardan oluşan, üç boyutlu olarak her yöne çevrilebilen ve üzerinde düzeltme işlemlerinin yapılabildiği sanal bir modele dönüştürülmektedir.(48) Restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra CAD yazılım, sanal modeli CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirmektedir.

2.2.1.3. Restorasyonun üretilmesi (CAM)

Tasarımı tamamlanan restorasyon, bilgisayar kontrolünde olan frezeleme ve aşındırma üniteleri vasıtasıyla üretilmektedir. Kullanılan sisteme göre değişen 3 akslı, 4 akslı veya 5 akslı bilgisayar destekli üretim yapan ünitelerde sisteme özel bloklardan aşındırma yapılarak restorasyon elde edilmektedir.(49,50)

Tasarım aşamasında elde edilen üç boyutlu restorasyon modelleri CAM uygulamaları ile malzeme formuna geçmeye hazır hale gelir. Bu aşamada çeşitli üretim sistemleri mevcuttur. Bunlardan en çok bilineni freze sistemleridir.(51)

Freze sistemleri genellikle yumuşak zirkonya blokları aşındırdıkları gibi metal bloklardan da aşındırma yapabilmektedirler. Burada döner sistem şekillendirme işlemi yaparken bloklar da yine bilgisayar kontrolü ile hareket kapasitesine sahiptir. Bu

cihazlar çok yüksek sayıdaki işlemleri, birbirine çok yakın hassasiyette ve çok düşük hata paylarıyla üretebilmektedir.

İlk geliştirilen CAD/CAM sistemleri restorasyonların yalnızca prefabrik bloklardan frezler veya elmas diskler kullanılarak frezlenmesi sayesinde üretilmesine olanak tanımaktaydı. ‘Eksiltme yöntemi’ olarak adlandırılan bu teknikte istenilen şekle ulaşmak için blok materyalden eksiltme yapılmaktadır. (46) Bu yöntem etkin olsa da tipik bir dental restorasyon elde edebilmek için prefabrik blokların %90’ı uzaklaştırılmakta dolayısıyla kalan kısım boşa gitmektedir.(52)

Eksiltme yöntemine alternatif olarak , günümüzde hızlı prototip üretimi gibi (üç boyutlu serbest şekilli üretim-solid free form fabrication) ‘ekleme’ yoluyla üretim yapan sistemler bulunmaktadır. Bu yöntemde, restorasyonun bilgisayar tasarımı, mevcut CAD/CAM sistemindeki kesme işlemine benzer bir işlem dizisi kullanılarak yapılmaktadır. Ancak kesme işlemi yerine işlem dizisi sırasında, seramik veya metal toz havuzundaki materyal sürekli eklemelerle sinterize edilerek restorasyon tamamlanmaktadır. Böylece boşa harcanan artık materyal kalmamaktadır.

Bazı CAD/CAM sistemleri ekleme ve eksiltme yöntemlerini birlikte kullanmaktadırlar. Bu yöntemlerden birinde (Procera,Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) prepare edilen dişin 3- boyutlu büyütülmüş metal dayı eksiltme yöntemiyle frezelenmektedir. Büyütülmüş day , final restorasyonunsinterizasyonundan sonra oluşacak büzülme için kompanse etmek için kullanılmaktadır. Kullanılacak materyal, metal day üzerine toz halinde ve basınçle ekleme yöntemiyle büyük bir blok oluşturacak şekilde uygulanmaktadır. Daha sonra oluşturulan blok , restorasyonun dış şeklini vermek üzere frezelenmektedir. Normalden büyük olarak hazırlanan restorasyon daydan uzaklaştırılır ve normal boyutlarına gelmesi için yoğun olarak sinterize edilmektedir.

Diğer bir kombine sistemde (Wol Ceram , Ludwigshafen, Almanya) sıvı karışımda bulunan alümina tozları direkt olarak ana modelde bulunan day üzerine elektroforez ekleme yöntemiyle uygulanmaktadır. Marjinlerden taşan materyal teknisyen tarafından uzaklaştırıldıktan sonra, restorasyonun dış yüzeyi daydan uzaklaştırılmakta ve cam infiltrasyon aşamasına geçilmektedir.

100 nanometreden küçük seramik partikülleri içeren saf alümina veya zirkonyum esaslı seramiklerden kron ve köprü altyapılarını hazırlamak için de ekleme yöntemi kullanılabilir.

Son olarak ise üretilen restorasyonun simantasyon işlemine geçilir. Restorasyonun hasta ağızındaki provasında temas noktaları uyumlanır ve restorasyonun adaptasyonu kontrol edilir. Kenar uyumunda eksiklik olduğu takdirde veriler kontrol edilerek gerekli ise konturlar ve marjinler modifiye edilir. Eğer adaptasyon tam ise, restorasyonun iç yüzeyi asitlenir. Asitleme işlemi sonrası uygun bir silan ajanıyla silanizasyon yapılır. Preparasyonun mine kenarları %37'lik fosforik asitle asitlenerek, açıkta kalan dentin dokusuna primer uygulanır. Ardından iki aşamada polimerize olan (dual cure) bir siman restorasyonun iç kısmına uygulanır ve restorasyon diş üzerine yerleştirilir. tam adaptasyon sağlandıktan sonra artık siman uzaklaştırılır ve ışıkla polimerizasyon sağlanır. Sistem, okluzal yüzeyleri tahmini olarak ayarladığı ve tam olarak şekillendiremediği için hekim simantasyon sonrası orta grenli frezlerle okluzyonu kontrol ederek düzenlemelidir. Ardından mekanik cila yapılmalıdır. (53)

2.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinde seramikler, metal alaşımlar ve çeşitli kompozitler geniş bir materyal yelpazesini oluşturmaktadır. Genellikle kullanılan seramikler, alümina ve zirkonya esaslı seramiklerdir.(54-57)

Zirkonyum oksit seramikler, oksit seramiklerinin yüksek eğilme dayanıklılık değerleri ile karşılaştırılabilecek özelliklere sahiptirler. Bu seramiklerin içerisinde yüksek oranda ZrO₂ (zirkonyum oksit) partikülleri bulunmaktadır. Sinterizasyon sonucunda oda sıcaklığında kısmen stabil olan tetragonal bir yapı oluştururlar. Oda sıcaklığında oluşan stabil yapının korunabilmesi amacıyla ZrO₂ içerisine, kısmen veya tam stabilizasyon sağlayan Y₂O₃ (itriyum oksit), MgO (magnezyum oksit), CaO (kalsiyum oksit) ve CeO₂ (seryum oksit) gibi farklı oksitler katılmaktadır (55) .

Tam stabilize edilmiş zirkonyum oksit seramiklerde daha fazla oksit katkısı bulunmasına rağmen, Y₂O₃ ile kısmen stabilize edilen zirkonyum oksitin mekanik

özellikleri tam stabilize edilmiş zirkonyum oksitten üstündür. Bu üstünlük Y2O3 katkısından kaynaklanmaktadır (56,57).

Yoğun zirkonyumdan oluşan materyallerin tornalanması oldukça zordur. Bu nedenle eksiltme veya frezeleme yöntemini kullanan pek çok CAD-CAM sisteminde bu materyalin kısmen sinterize edilmiş hali kullanılmaktadır. Daha sonra restorasyonun dayanıklılığını artırmak için, restorasyon sinterizasyonunun tamamlanmasına yönelik ısıtma işlemi tabi tutulmaktadır. Sinterizasyon işlemi, son sinterizasyon aşamasından önce rengin kişiye özel uygulanmasına da olanak tanımaktadır.

CAM sistemi, restorasyonun yoğunluğunu artırma sırasında oluşan % 25-30 büzülmeyle karşılaşmak amacıyla, presinterize restorasyonun daha büyük hazırlanmasını sağlar. Sinterlenen altyapı üzerine de firmaların ürettiği uygun fiziksel özellikli tabakalama seramiği uygulanmaktadır.

Polimer esaslı materyaller ağız içi uyumlama, parlatma, okluzal veya interproksimal bölgelere yapılabilen eklemeler açısından seramiklere göre avantajlı görünse de, düşük aşınma direnci ve eğilme dayanıklılığı açısından dezavantajlıdır

Metalik malzemeler içerisinde özellikle titanyum üstün biyouyumluluk, korozyona direnç ve ince işlenebilirliği sayesinde en çok yeğlenen metal grubudur. Soy metallere oranla maliyetleri daha düşüktür. Döküm teknikleri ile yapılan geleneksel yöntemle karşılaştırıldığında, CAD-CAM sistemlerinde kullanılan tüm metal blok materyaller endüstriyel olarak üretildiği için malzemelerde porözite boşlukları bulunmaz. Bundan dolayı, dayanıklılıkları daha yüksektir ve malzemeler homojendir (58).

2.3.1.Güncel CAD/CAM Sistemleri

2.3.1.1.Lava Sistemi

3M ESPE firması (Seefeld,Germany) tarafından 2002 yılında piyasaya sürülmüş olan CAD/CAM sisteminde yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklar kullanılmaktadır. Sistemde Lava Scan optik tarayıcı, Lava form aşındırma birimi ve Lava Therm sinterleme fırını bulunmaktadır.(59)



Lava CAD, Lava Scan ve Lava Therm

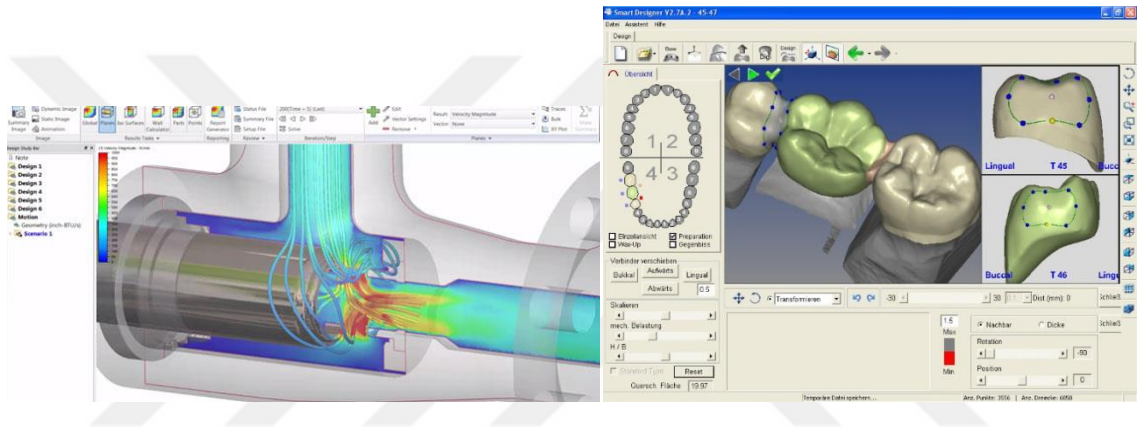
Lava alt yapılar, yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklardan üretilmektedir ve %20'lik polimerizasyon büzülmesini kompanze etmek için daha büyük boyutta aşındırılmaktadır.(60) lava sisteminde her endikasyona uygun altı farklı boyutta zirkonyum oksit bloğu üretilmiştir. Tek kuron restorasyonlar için 20 mm'lik, üç üye köprü restorasyonları için de 60 mm'lik veya Multi bloklar bulunmaktadır. (61) Lava sistemi ile ön ve arka bölge kuron ve üç veya dört üyeli köprü protezleri, inley ve kanatlı köprü protezlerinin üretimi yapılabilmektedir. Alt yapılar 7 farklı renk ile renklendirilebilmektedir. (59,61)

Lava sisteminde ; Lava Scan optiktarayıcı ile laboratuvarında elde edilen model 3 boyutlu olarak taranır. Verilerin bilgisayara aktarılmasının ardından restorasyon için planlanan alt yapı, sistem parametrelerine göre tasarlanıp Lava Form freze ünitesinde yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklardan geniş bir şekilde aşındırılmaktadır. Lava Therm sinterleme fırınında, 1500 °C'de 11saat sinterleme işlemi yapıldıktan sonra, alt yapılara Lava Ceram üst yapı seramiği işlenerek restorasyon bitirilmektedir. (59)

2.3.1.2.Everest Sistemi

Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Germany) sistemi; tarama ve tasarım ünitesi (Everest Scan Pro, Everst Energy), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırını (Everest Therm) olmak üzere 3 üniteden oluşmaktadır. (62)

Sistemin kendisine ait Kavo Everest ZS-Blank Bloklar (Y-TZP yarı sinterlenmiş bloklar) ve Kavo Everest ZH- Blank Blokların (Y-TZP yarı sinterlenmiş bloklar) yanında; T bloklar (Titanyum bloklar) , G Bloklar (Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar),IPS-Emax CAD Bloklar (Ivoclar Vivadent firmasının Everest için geliştirdiği lityum disilikat seramik bloklar) ,C-Temp (geçici restorasyonlar için üretilmiş kompozit bloklar) olmak üzere toplamda altı farklı blok kullanılabilir. (62) Everest sistemi ile inley, onley, laminate veneer restorasyonların , ön ve arka bölge kuron protezlerinin ve 14 üyeye kadar köprü protezlerinin üretimi yapılabilmektedir. (63,64)



Everest CAD CAM Sistemi

Sistemde, tarama ünitesinde optik tarayıcı ile modelin 3 boyutlu olarak taranmasının ardından bilgisayar ortamında, tarayıcıdan elde edilen veriler doğrultusunda alt yapı tasarımı gerçekleştirilir. Everest sistemi pek çok sistemden farklı olarak 5 eksen teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Alt yapının aşındırılma işlemi tamamlandıktan sonra 1500°C’de 12 saatte sinterleme işlemi gerçekleştirilmektedir. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan üretilmiş alt yapılarda, Vita renklendirme likitiyle 5 farklı tonda renklendirme yapılabilirken , tam sinterlenmiş zirkonya bloklardan üretilen alt yapılar ise sinterlenmez ve renklendirilemezler. (62) Alt yapıların elde edilmesinden sonra üst yapı seramiği uygulanarak restorasyonlar tamamlanmaktadır.

2.3.1.3.Procera Sistemi

Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) sistemi; ilk olarak kuron ve köprü protezlerinin yapımında kullanılmak üzere titanyum alt yapıları üretmek amacıyla 1986 yılında geliştirilmiştir. 1993 yılında CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıma sahip alüminyum oksit (%99,9) alt yapılar üretmek üzere geliştirilen bu sistem ile günümüzde Procera AllTitan (titanyum) ,Procera AllCeram (alüminyum oksit) ve Procera AllZirkon (zirkonyum oksit)bloklar işlenebilmektedir. (65) Procera AllZirkon blokları 2001 yılında üretilmeye başlanmıştır. (66)Procera AllZirkon sistemi kullanılarak kuron veya dört veya beş üyeli köprü restorasyonları yapılabilir.



Procera Sistemi

Procera sisteminin kullanılabilmesi için; özel bir tarayıcı (Scanner), taranan bilgilerin değerlendirildiği özel bir yazılım (Procera software) ve internet bağlantısına sahip gelişmiş bir bilgisayar gerekmektedir(65). Procera sistemine ait bilgisayar destekli tasarım ünitesi (CAD) laboratuvarında mevcutken, bilgisayar destekli üretim ünitesi (CAM) merkezlerinden biri ABD’de, diğeri İsveç’te bulunmaktadır. (67)

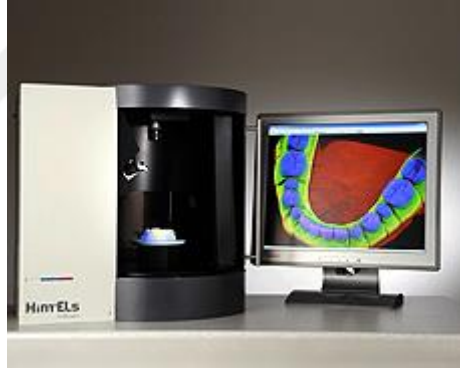
Laboratuvarında sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) modelin üç boyutlu olarak taranmasının ardından alt yapı tasarımı yapılmaktadır. Alt yapı materyali seçildikten sonra ; taranan görüntü ve hazırlanan tasarımlar internet aracılığıyla Nobel Biocare Procera Sandvick’e gönderilmektedir. Merkez laboratuvarında hazırlanan alt yapılar, veriler gönderildikten yaklaşık üç gün sonra hekime geri gönderilmektedir. Tamamlanmış alt yapılar üzerine zirkonya için özel olarak üretilmiş

üst yapı porseleni (Nobel Rondo) uygulanarak restorasyon tamamlanmaktadır. (66,68,69)

2.3.1.4.Hint-Els Sistemi

Hint –Els sistemi (Digident ,Griesheim , Germany) , 3 boyutlu optik (HiScan/HiScanµ) veya ağız içi (Direct Scan) tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı,aşındırma ünitesi (Hint-Els HiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els HiTherm) olmak üzere 3 farklı üniteden oluşmaktadır. (70)

Bu sistemde, hem yarı sinterlenmiş (non-HIP) ,hem de tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya bloklar kullanılabilir. Sistemin özel yazılımı ile kuron,inley, onley ve bölümlü kuron protezi, teleskop protez, bireysel implant dayanakları ve en fazla dört veya beş üyeli köprü protezlerinin tasarımı ve üretimi yapılabilir. (71)



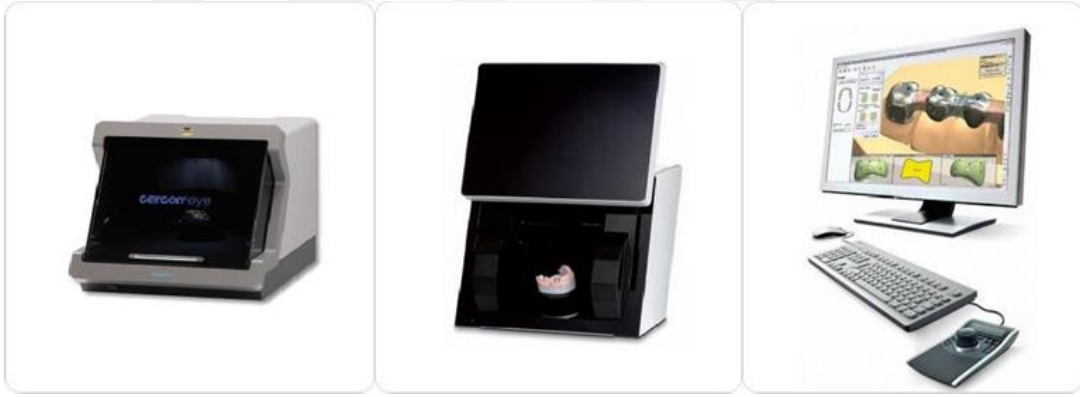
Hint-Els Sistemi

2.3.1.5.Cercon Sistemi

Cercon (DeguDent ,Hanau, Germany) sistemi diğer CAD/CAM sistemlerinden farklı olarak sadece CAM ünitesine sahiptir ve sistemde bilgisayar destekli üç boyutlu tasarım yapılmamaktadır. Sistemde diş teknisyeninin hazırladığı mum modelaj tasarımı kullanılarak CAM sistemiyle alt yapı üretimi yapılmaktadır.

İlk geliştirilen Cercon sistemi, ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırınından (Cercon Heat) oluşmaktadır. (72) Cercon Brain, lazer tarayıcı ve aşındırma ünitesini içermektedir. Mum modelajın taranmasının ardından elde edilen veriler aşındırma ünitesine aktarılmaktadır. Alt yapı, yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklardan (Cercon Base) özel tungsten karbit frezlerle aşındırılarak elde edilmektedir. Bu aşamada sinterleme sonrası büzülmeyle karşılaşması için aşındırmanın %25-30 oranında daha büyük boyutta yapılması gerekmektedir.

Sinterleme işlemi; Cercon Heat fırınında 1350 °C’de 6-8 saat süreyle gerçekleştirilmektedir. Sisteme uygun üst yapı seramiği (Cercon Ceram Kiss) uygulanarak restorasyon tamamlanmaktadır. (73)



Cerconeye ve Cercon Software

Cercon sistemiyle; tek kuron, dört veya beş üyeli köprü protezi, implant üstü kuron ve köprü protezleri hazırlanabilmektedir. son zamanlarda daha büyük blokların üretilmesiyle beraber 5 6 üyeli köprü protezlerinin yapılabilmesi mümkün olmuştur.

2005 yılında sisteme CAD ünitesi de dahil edilerek yeni bir Cercon sistemi olan ‘Cercon Art CAD Design’ kullanılmaya başlanmıştır. sistem Cercon Brain ve Cercon Heat’in yanında tasarımı gerçekleştiren ‘Cercon Art CAD’ ünitesinden oluşmaktadır. Bu yeni sistemde mum modelaj yerine model üzerinde yalancı kökün kendisi taranmaktadır. ‘Cercon Art1.1’ adı verilen sisteme özel yazılımla üç boyutlu tasarımın

yapılmasının ardından veriler aşındırma ünitesine aktarılmaktadır. Bu aşamadan sonrası önceki sistemle aynı şekilde çalışmaktadır.(73)

2.3.1.6.DC-Zirkon Sistemi

DCS Sistemi (DCS – Precident, Allswill, İsviçre) 1993 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem; Preciscan (tam otomatik, lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı), DCS Dentform (özel yazılım)ve Precimill (aşındırma ünitesi) olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır. Sistemde tam sinterlenmiş Y-TZP bloklar (DC-Zirkon) kullanılmaktadır.

Sisteme ait lazer tarayıcı, alçı modeli ve yalancı kökleri tarayarak yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yapmaktadır. Ölçüm işlemi tamamlandıktan sonra elde edilen veriler, tasarım aşaması için bilgisayara aktarılmaktadır. Yazılım programının alt yapı için gerekli olan bağlantı ve gövde boyutlarını belirlenemesinden sonra bu bilgiler aşındırma ünitesine transfer edilmektedir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike (HIP) zirkonya bloklardan istenilen boyutlarda aşındırılmaktadır.(74,75)

Tam sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanıldığı için tek kuronun aşındırma işlemi 2 saat sürmektedir. Aşındırma aşamasından sonra herhangi bir sinterleme işlemi yoktur(76).Alt yapılar tamamlandıktan sonra, alt yapıyla uyumlu ısıl genleşme katsayısına sahip üst yapı seramiği (Vita D Ceramics) kullanılarak restorasyon tamamlanmaktadır(77)



DC-Zirkon Sistemi

DC-Zirkon sistemiyle ilgili olarak yapılan bazı çalışmalarda tam sinterlenmiş blokların aşındırılması sırasında mikro çatlakların oluştuğu ve dayanıklılığın azaldığı iddia edilirken (60), bu sistemde büzülme olmamasından dolayı çok iyi bir kenar uyumu elde edildiğini bildiren çalışmalar mevcuttur.(78)

2.3.1.7.ZENO Tech Sistemi

ZENO Tech sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany) ,tarayıcı (3 Shape D200),bilgisayar yazılımı (ZENO CAD),aşındırma ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırınından (ZENO Fire) oluşmaktadır.(79)



ZENO Tech Sistemi

Bu sistemde; ölçü alınmasını takiben alçı modeller lazer tarayıcı yardımıyla kesit alma tekniği kullanılarak taranmaktadır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD’de elde edilen veriler doğrultusunda tasarım yapılmaktadır. Alt yapılar aşındırma ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanılarak %20 oranında daha büyük olarak hazırlanmaktadır. 12 saatlik sinterleme işleminden sonra alt yapılar büzülme uğrayarak gerçek boyut ve sertliğe ulaşmaktadır. Alt yapının istenilen renkte

üretilebilmesi için ZENO Color Zr renklendirici solüsyonları ve bu renkleri sabitleyici ZENO Color Fix sıvıları kullanılmaktadır.(79)

2.3.1.8.CEREC Sistemi

CEREC (CERamic REConstruction) sistemi (Sirona , Beinsheim, Germany) ; Brains A.G tarafından tasarlanmış ve Siemens (Sirona Dental Systems) tarafından geliştirilmiştir.(80,81)

Sistem ilk olarak 1985 yılında seramik inley yapmak üzere ‘Mörmann’ ve ‘Brandestini’ tarafından kullanılmıştır ve 1988 yılında CEREC I adıyla piyasaya sürülmüş olan ilk CAD/CAM sistemidir.

CEREC I sistemi; 3 eksende aşındırma yapabilecek şekilde tasarlanmıştır. Restorasyonların okluzal morfolojilerini yeterince şekillendirememesi ve yeterli kenar uyumunu sağlayamaması gibi dezavantajları sebebiyle çok fazla ilgi görmemiştir.(82-85)

1994 yılında Siemens firması CEREC II’yi üretmiştir. CEREC II sistemi ile ‘ optical impression’ (görsel ölçü) terimi literatüre ilk kez girmiştir. 6 eksende aşındırma yapabilen bu sistemde okluzal yüzey morfolojisi ve anatomik tasarımlar için yazılım programı geliştirilmiş olmasına rağmen o dönemde bilgisayarların kısıtlı etkinliği sebebiyle sistem yine yetersiz kalmıştır. (86,81, 84)



Güncel CEREC Sistemi



CEREC Sistemi

2000 yılında Sirona firması CEREC III'ü piyasaya sürmüştür. Windows NT platformlu yazılım kullanan bu sistemde üç boyutlu ağız içi renkli video kamera ve dijital radyografi ünitesi bulunmaktadır(81). Bilgisayar teknolojisi alanındaki gelişmeler bu sistemin kullanımındaki kısıtlamaları büyük ölçüde azaltmıştır. Bu sistemde; görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri önceki sistemlere göre hızlandırılmış, aşındırma ünitesi tasarım ünitesinden ayrılarak uygulama kolaylığı sağlanmış ve restorasyonlarda daha iyi bir kenar uyumu elde edilmiştir. (87,88,81)

CEREC III sisteminde ; restorasyonlar direkt ve indirekt olmak üzere iki farklı teknikte üretilmektedir. Direkt teknikte; ağız içi kamera kullanılarak prepare edilen dişlerin üç boyutlu görüntüsü bilgisayar ekranına yansıtılır. Restorasyonun 3 boyutlu tasarımı yapıldıktan sonra elde edilen veriler aşındırma ünitesine aktarılır. Direkt teknik kullanılarak diş preparasyonundan simantasyon işlemine kadar tüm aşamalar tek seansta gerçekleştirilebilmektedir.(86)

İndirekt teknikte ise; restorasyonun üretimi için Cerec in Lab modülü kullanılmaktadır. Modül, hem mum modelajı hem de alçı modeli tarayabilen bir optik tarayıcıya sahiptir. Geleneksel ölçü yöntemi kullanılarak ölçü alındıktan sonra alçı model elde edilmektedir. Alçı modelin taranmasının ardından elde edilen sanal modele uygun alt yapılar CAM ünitesinde zirkonya bloklardan aşındırılarak üretilmektedir(89).

CEREC sistemi kullanılarak inley , onley, laminate veneer restorasyonlar , ön ve arka bölge kuron protezleri ve üçüylü köprü protezleri için alt yapılar hazırlanabilmektedir(45).

Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor Mgc, Cerec Vitablocks InCeram-Zirkonya, Cerec Vitablocks InCeram-Alumina, Cerec ProCAD, e-max CAD ve e-max ZirCAD blokları CEREC sisteminde aşındırılabilen bloklardır(89).

Diğer sistemlerle karşılaştırıldığında ; daha düşük maliyetinin olması, zirkonyadan farklı blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 farklı renk seçeneği ile renklendirebilmesi sistemin kullanımını yaygınlaştıran avantajlardır(80).

2.3.1.9. Celay Sistemi

1987 yılında bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif olarak kopya freze tekniği esasına dayanarak geliştirilen Celay sistemi (Vita, Bad Sackingen, Germany) ; Mikrona Technologie AG firması tarafından kullanıma sunulmuştur.



Celay ünitesi

Celay sistemi; anahtar yapma sisteminde de kullanılan hassas kopya freze cihazı mantığıyla çalışmaktadır. Restorasyon herhangi bir bilgisayar desteği olmadan prefabrike seramik bloklardan aşındırma tekniği ile elde edilmektedir(90,91).

Bu sistem; iki üniteden oluşmaktadır. Cihazın sol tarafındaki bölmeye mavi renkli fotopolimerize kompozit materyalinden hazırlanmış olan maket (Celay Tech) , sağ tarafındaki bölmeye ise aşındırılacak olan Vita Celay Zirconia blok yerleştirilmektedir. Sol bölmede kopyalama amacıyla aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar kompozit maketin yüzeyini tararken, sağ bölmede bulunan aşındırıcı frezler de senkronize bir şekilde zirkonya bloğu aşındırmaktadır. Cihazda bu bölmelerin arasında bulunan kısım, tarayıcı uçların hareketini frezlere aktarmaktadır. Tarayıcı uçların ve kompozit maketin x,y ve z eksenlerinde yeterli hareket serbestliğine sahip olmalarının yanında maket ve bloğun sabitlendiği tablaların aynı düzlem üzerine yerleştirilmiş olmaları, blokların hassas ve ayrıntılı bir şekilde işlenebilmesini sağlamaktadır(92).Aşındırılmış zirkonya alt yapının 1120 °C’de sinterleme işlemine tabi tutulmasının ardından yapıya cam infiltre edilerek 1140 °C’de tekrar fırınlama işlemi yapılmaktadır. Üst yapı için Vitadur Alpha seramiği kullanılarak restorasyon tamamlanmaktadır.(83, 93)



Vita In-Ceram blok ve In-Ceram fırını

Sistemde ; Vita firması tarafından üretilen zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) dışında; feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks) , alümina esaslı bloklar (Vita Celay Alümina Blanks) ve spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) da kullanılabilir(94).

Celay sistemi ile inley, onley, laminate veneer restorasyonlar, kuron protezi ve üç üyeli köprü protezlerinin yapımı mümkündür.

2.3.1.10.Zirkonzahn Sistemi

Zirkonzahn sistemi (Steger,Ahrntal,Italy) özel yazılım programı, tarayıcı ünite (scanning unit) ve aşındırma ünitesinden (milling unit) oluşmaktadır. Lazer okuyucu uca sahip tarayıcı ünitenin alçı modeli 5 eksenle taramasını takiben elde edilen veriler sisteme ait özel yazılım programı aracılığıyla aşındırma ünitesine aktarılmaktadır. Aşındırma ünitesine planlanan protetik restorasyona uygun boyuttaki sinterlenmemiş zirkonya blok (ICE Zirkonya) yerleştirilmektedir. Sistemde özel yazılım üzerinde tasarlanan restorasyona göre aşındırma ünitesine yerleştirilmiş olan zirkonya bloğun şekillendirilmesi sağlanmaktadır. Sinterleme işlemi sonrası oluşacak büzülme karşılayabilmesi için %20 oranında daha büyük aşındırılan alt yapı, yaklaşık 1500°C'de 8 saat boyunca sinterleme işlemine tabi tutularak gerçek boyutlarına ulaşmaktadır. Son olarak da sisteme uygun üst yapı seramiği (ICE Ceramic) uygulanıp restorasyon tamamlanmaktadır(95).



Zirkonzahn Sistemi

Bu sistemde, zirkonya blok olarak ICE Zirkonia'nın dışında ,Prettau Zirconia (monolitik zirkonya) adında yeni bir zirkonya blok daha piyasaya sürülmüştür. Bu bloğun amacı, restorasyonun tam kuron olarak bu bloktan üretilmesi ve üst yapı seramiğine ihtiyaç duyulmaksızın renklendirici solüsyonlarla uygun estetiğin sağlanabilmesidir. İstenildiği takdirde Prettau bloklar alt yapı olarak kullanılıp üst yapı seramiği de işlenebilmektedir.(96,97)

2.4. Zirkonya Esaslı Seramiklerde Simantasyon

Diş hekimliğinde kullanılan yapıştırıcı simanlar, prepare edilen diş ile restorasyon arasındaki boşluğu doldurarak bu iki farklı materyal arasında mekanik ve kimyasal bağlantı sağlamaktadır. Aynı zamanda mikrosızıntı riskine karşı bariyer görevi görmekte ve ısı iletimine karşı yalıtkanlık sağlamaktadır(98).

Sabit protetik restorasyonların klinik başarısında; tercih edilen simantasyon materyali ve kullanılan teknik önemli rol oynamaktadır(99,100). Zirkonya esaslı seramik restorasyonlar; geleneksel simantasyon yöntemleri kullanılarak simante edilebileceği gibi adeziv simantasyon tekniği ile de simante edilebilirler(101).

Zirkonya seramiklerin adeziv simantasyonunda, cam faz içermedikleri için seramik yüzeyinde HF asit (Hidroflorik asit) ile pürüzlendirme ve silan uygulaması yapılmaz. Bunun yerine zirkonya seramik restorasyonun iç yüzeyine ilave yüzey işlemleri uygulanmaktadır.

2.5. CAD/CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları

CAD/CAM uygulamaları beraberinde birçok avantajı da getirmiştir. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmış ve bekleme süresini kısaltmıştır. Daha iyi özelliklere sahip restoratif materyallerin, daha kısa süre içinde elde edilmeleri sağlanmıştır. Hata olasılığını oldukça azaltmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek olası çapraz kontaminasyonların da önüne geçmiştir (102). Diş hekimliğinde CAD/CAM sisteminin kullanılmasıyla seramik materyallerin kondensasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri nispeten azalmıştır.

CAD/CAM sistemlerinin avantajlarından birisi de tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybının olmamasıdır. Bu şekilde çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkar, ayrıca bu işlemlerin yapılmaması küçük de olsa ekonomik kazanç sağlar.

CAD yazılımları sayesinde CAD/CAM sistemlerden hastalar kadar kazançlı çıkan başka bir grup ise laboratuvar teknisyenleridir. Alt yapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile dizayn edildikleri için teknisyenlerin işleri kolaylaşmaktadır.

CAD/CAM restorasyonların kullanımını kısıtlayan faktörlerin başında ise üretim maliyeti gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM sistemlerden yararlanmak hala ekonomik değildir.

Tek renk blokların kullanılması ise ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamamasına neden olabilmektedir. Ancak farklı renklerde blokların geliştirilmesi ile bu sorun da aşılacak üzeredir (103).

Derin subgingival kenar bitim sınırına sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmekte, bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir. Ayrıca verimli olmak için takım çalışmasına ihtiyaç duyulması, bu nedenle yardımcı personelin de bu teknoloji hakkında bilgi sahibi olması gereken koşullardandır.

2.6. Geleneksel Yöntemle Üretilen Metal Destekli Seramik Restorasyonlar

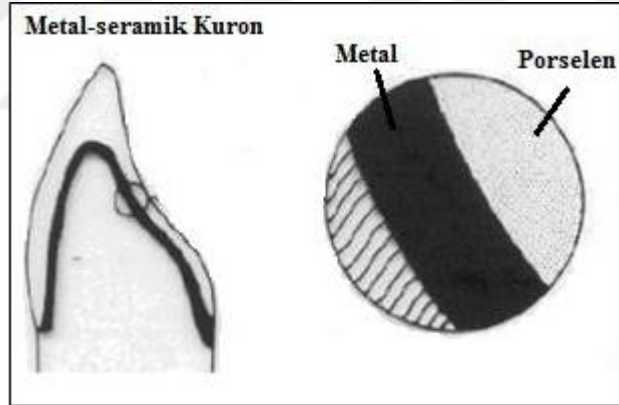
Günümüzde yaygın olarak kullanılan metal-seramik sistemi, porseleni; üstün estetik özellikleri ile metal alt yapıya bağlayarak kırılmaya neden olan gerilim kuvvetlerine karşı daha dirençli kılmış ve kuron-köprü protezleri için beklenen gereksinimleri büyük ölçüde karşılamıştır.

Metal destekli seramik restorasyonlar, preparasyonu yapılmış diş üzerine yerleştirilen metal alt yapı ve bu yapı üzerine fırınlanan porselenden oluşurlar. Metal alt yapı öncelikle bir ön ısı uygulamasına tabi tutularak, yüzeyin oksitlenmesi sağlanır. Daha sonra metal rengini maskelemek için titanyum dioksit, zirkonyum oksit, kalay oksit gibi oksitler içeren opak porselen uygulanır. Bunun üzerine dentin, mine ve glazür porselenleri şekillendirilir ve fırınlanır(21). (Şekil 2.6.).



Şekil 2. 6. Metal alt yapı ve metal destekli porselen

Metal seramik kuronlar, diş hekimliğinde kullanılmaya başlandıktan beri, pek çok biçimde adlandırılmıştır. “Ceremco kuron,” “porselen veneer kuron” (PVC), “altın destekli porselen” (PFG) ve 1970 ve 80’li yıllarda diş hekimliği literatüründe yaygın biçimde kullanılan “metal destekli porselen” (PFM) bunlardan birkaçıdır (176).



Şekil 2. 7. Metal seramik restorasyonların şematik görüntüsü

Metal-seramik uygulaması, diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen bir tedavi seçeneğidir. Ancak metal-seramik uygulamalarında farklı özelliklere sahip iki materyal bir arada kullanıldığından, birbirleriyle uyumlu olmaları gerekmektedir. Kullanılan metal alaşımı ile seramik materyali arasında mekanik, kimyasal, ısıl ve estetik özellikler açısından denge kurulabilmelidir. Ancak metal-seramik uygulamalarının en büyük olumsuzluğu, estetik yetersizlikleridir. Metal alt yapının ışığı geçirmemesi ve

özellikle kole bölgesinde metalin yansımaları, arzu edilmeyen bir durumdur. Metalin seramik yapıdan yansımalarını önlemek amacıyla metal alt yapı üzerine uygulanan opak seramik tabakası da, çoğu kez kuronun estetiğini olumsuz yönde etkilemektedir. Bu durum, ön bölgedeki diş eksikliklerinde yapılan metal-seramik köprü uygulamalarında daha da önem kazanmaktadır.

Bu olumsuz etkilerin giderilmesi amacıyla teknolojinin gelişmesine paralel olarak 1980'lerin başında, tam seramik sistemleri alanında yeni atılımlar gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmaların sonucunda günümüzde klinik olarak sabit bir protetik restorasyonun sahip olması gereken fonksiyon, estetik, biyolojik uyum ve hijyenik özellikler gibi gereksinimler, tam seramik sistemler ile sağlanabilmektedir(48).

Bu özellikler içerisinde estetik; gerek hasta gerekse diş hekimi açısından vazgeçilmez bir unsurdur. Doğal dişlerin sahip olduğu canlı görünüm, dişin yapısındaki prizmatik ve interprizmatik yapıların gelen ışığı yansıtma kapasitesine bağlıdır. Dişlerin rengi yüzey yapısından, restorasyonu çevreleyen dişeti dokusundan ve ortamın ışığından etkilenir. Tamamlanan restorasyonun başarılı kabul edilebilmesi için doğal dişe benzer renk derinliğine ve şeffaflığa sahip olması gerekir. Tam seramik sistemler ile metal alt yapının yansımalarının olumsuz etkisi ortadan kalkmakta ve restorasyon yüzeyine gelen ışığın geçişine imkan verilmektedir. Ayrıca kullanılan restoratif materyaller arasında en yüksek biyolojik uyumu gösterdikleri de bilinmektedir(177).

Metal destekli seramik restorasyonların, %97-99 başarı oranına rağmen birçok dezavantajı vardır(178). Bunlar:

1. Seramiğin bağlandığı metalin alerjik reaksiyon potansiyeli ve korozyon toksisitesi,
2. Metal alaşımın içerdiği gümüş nedeniyle seramiklerde renk değişimine neden olma olasılığı,
3. Metal ile seramik arasındaki ısıl genleşme katsayısı uyumsuzluğu nedeniyle bağlanma dayanıklılığının azalması,
4. Dişte, hem metal hem seramiğe yer sağlamak için yapılacak preparasyon miktarının fazla olması,

5. Metalin ışık geçirgenliğinin olmaması nedeniyle, renk derinliğindeki yetersizliği ve restorasyonun doğal görünümünü elde etmedeki güçlük.

2.6.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonların Hazırlanma Basamakları

Metal Alt Yapı

Geleneksel düşük ısı seramiği tek başına kullanıldığında mekanik özellikleri yeterli olmaz, bu yüzden metal alt yapı ile desteklenmesi gerekir. En yaygın olarak kullanılan tipi ise Cr-Co alaşımlarıdır. Alt yapı için kullanılacak metalin kalınlığı, alaşımın tipine göre değişkenlik göstermekle birlikte ideal kalınlık miktarı 0.5 mm olarak bildirilmiştir(51-54,176).

Straussberg ve arkadaşları,(179) metalin 0.5 mm'nin altında bir kalınlığa sahip olması durumunda çiğneme basınçları altında deforme olacağını belirtmişlerdir. Silver ve arkadaşları(180) ise metalin 0.5 mm'den daha ince olması halinde; seramik büzülmesine bağlı olarak, özellikle marjinal kısımda, metalin deforme olabileceği ve alt yapı uyumunun bozulacağını belirtmişlerdir.

Metal kalınlığı restorasyonun tipine, kuron ya da köprü protezi oluşuna ve hekimin diş preparasyonu esnasında kaldırdığı diş dokusu miktarına göre değişkenlik göstermektedir.

Oksit Tabakası

Çoğu metal alt yapı hazırlanıp temizlendikten sonra, seramik uygulaması öncesi oksidasyon işlemine tabi tutulur. Bu ısıl işlem sırasında metal üzerinde oluşan metal oksit tabakası, seramiğin metal üzerine bağlanmasında anahtar rol oynar. Soy metaller okside olmadığı için alaşıma ilave edilen minör metaller, oksit tabakasının oluşumunda rol oynar. Alaşım tiplerine göre de oksidasyon işlemi değişkenlik gösterir(181).

Opak Seramik Tabakası

Dentin ve mine seramikleri, doğal diş dokusuna benzer görüntüyü taklit etmek amacıyla formüle edildikleri için metal alt yapının koyu rengini maskeleyemezler. Bu sorunu çözmek için üretilen opak seramikleri ile oluşturulan opak tabakası, metal renginin maskelenmesi işlemini gerçekleştirir. Vakum altında pişim işlemi tamamlanmış opak tabakasının kalınlığı, uygulanan seramik markasına ve metal alt yapının rengine göre değişkenlik gösterir. 0.2 - 0.3 mm uniform kalınlık, genel olarak ideal kabul edilir(182,183).

Dentin Seramik Tabakası

Seramik renginin oluşturulması, opak tabakası ile başlarken rengi belirleyen asıl bileşen; içinde pigmentasyona uğramış metal oksitlerin bulunduğu dentin tabakasıdır. Daha doğru bir seramik renginin oluşturulması ve asgari dayanıklılık için minimum 0.5- 1 mm maksimum 1.5 - 2 mm dentin ve mine seramiği kalınlığına ihtiyaç vardır(182).

Mine Seramiği Tabakası

Mine seramiği, doğal diş minesini taklit etmek üzere geliştirilmiş olup, dentin seramiğine oranla daha fazla ışık geçirgenliğine sahiptir. Mine seramiği, ışık geçirgenliğini sağlaması için genelde kesici kenar/oklüzal yüzey ve ara yüz bölgelerine uygulanmakla birlikte dentin seramiği işlenen tüm yüzeye de uygulanabilir.

İdeal olarak mine seramiğinin pişiminin, dentin seramiği ile beraber tek seferde yapılması tercih edilir. Böylece dentin ile mine seramiği arasındaki renk geçişleri daha doğala yakın elde edilmiş olur.

Glazür Tabakası

Metal-seramik restorasyonların yapımının son aşaması, şekillendirilmesi tamamlanmış yapının, üretici firma talimatlarına göre belirli bir sıcaklığa kadar ısıtılıp yüzeyde kısmen erimiş ve parlak bir hal almış seramik tabakası oluşturmaktır. Bu işleme “doğal glazür” adı verilir.

Yaygın olarak kullanılan diğer yöntem ise yüzeye sadece cam faz içeren glazür seramiği uygulayıp, pişim işlemleri yaparak gerekli parlaklığın sağlanmasıdır. Glazür tabakası aynı zamanda yüzeydeki muhtemel çatlakları doldurarak mekanik özellikleri artırır(184,185).

2.7. Geleneksel Yöntem ve CAD/CAM Sistemleriyle Üretilmiş Tam Seramik Restorasyonların Karşılaştırılması

Geleneksel yöntem ve CAD-CAM yapım tekniğiyle üretilen restorasyonların birbirlerine karşı çeşitli avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Restorasyonlar internal ve marjinal uyumları, klinik başarıları, estetik özellikleri, zaman ve maliyet yönünden incelendiğinde şu sonuçlara ulaşılabilmektedir.

2.7.1 Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumları

Sabit restorasyonların kalitesini belirleyen en önemli özelliklerden biri internal ve marjinal uyumlarıdır. Restorasyonların kırık riskini azaltmak için dayanıklı bir materyal seçiminin yanı sıra, diş ile uyumunun da optimum standartlarda olması gerekmektedir. Marjinal uyumsuzluklar, periodontal problemler, çürük oluşumu, plak tutulumu, yapıştırıcı simanın çözünmesi veya renk değiştirilmesi gibi başarısızlıklara neden olabilmektedir. Ayrıca, aksiyal duvarlarda ve okluzal alanda oluşan uyumsuzluklar kırılmaya karşı direncin de azalmasına neden olabilmektedir.

Geleneksel yöntemlerle hazırlanan tüm seramik restorasyonların internal ve marjinal uyumları preparasyon tasarımıyla yakından ilişkilidir. Uygun olmayan aksiyal ve okluzal açılar nedeniyle internal ve marjinal uyum değerlerinin her zaman aynı şekilde hazırlanamaması bu restorasyonlarda kırık riskini artırır.

CAD-CAM tekniğinde ise marjinal uyum, chamfer veya bevel bulunan basamak yüzeylerinin doğru olarak okunabilmesine dayanır. Preparasyon sonrası dişin yapısal bütünlüğü ile alt yapının marjinal uyumu, klinik olarak kabul edilebilen 80-100 mikrometrenin altındadır (186).

CAD-CAM ile oluşturulmuş alt yapıların marjinal uyumları, geleneksel metal destekli seramik restorasyonlar için bildirilen marjinal aralıktan daha düşüktür. Denissenve ark.'ları tarafından yapılan bir araştırmanın sonuçlarına göre, CEREC 3 ile hazırlanan onleylerin marjinal uyumlarının 85 µm olduğu ve geleneksel yöntemlerle hazırlanan onleylerdeki yakını olduğu bulunmuştur. Procera sistemi ile üretilen titanyum kronların marjinal uyumlarının 61±37 µm olduğu, ProceraAllCeram kronların marjinal uyumlarının ise premolar dişlerde ortalama 55 µm, molar dişlerde 63±13 µm olduğu bildirilmiştir (104). Reich ve ark.'ları tarafından 19 hasta üzerinde yapılan klinik çalışmanın sonuçlarında ise, üç üyeli köprülerin marjinal uyumları Digident için 92±52 µm, Lava için 80±50 µm, CerecInLab için 77±45 µm olarak bulunmuş ve gruplar arasında veya metal destekli porselen köprülerin marjinal uyumlarıyla aralarında fark bulunmamıştır (186,187)

Marjinal uyum değerlerinin sistemler arasında farklılık göstermesi, ölçüm teknikleri arasındaki farklılara, CAD/CAM sisteminde direkt veya indirekt tekniklerle üretim yapılmasına, kullanılan materyalin özelliklerine, kullanılan seramik yapının sıkıştırılarak veya bloklar halinde kullanılmasına, fırınlanma ısılarına, dolayısıyla da büzülme veya deformasyon miktarlarına bağlı olabilmektedir (188).

Yapılan çalışmaların sonuçlarına göre, manüel faktörler ve kişisel becerilerin daha az kullanıldığı CAD-CAM sistemleriyle elde edilen sabit restorasyonların internal ve marjinal uyumları, geleneksel yöntemle elde edilen restorasyonlardan daha iyidir.

2.7.2. Klinik başarı

Sabit protetik restorasyonlar fonksiyon, fonasyon ve estetik gereksinimleri en üst düzeyde karşılayabilmelidir. Sabit protezler tasarlanırken, kullanılacak materyalin yanısıra, fonksiyon sırasında karşılaşılabilecek çiğneme kuvvetleri ve zamanla oluşabilecek yorulma da göz önüne alınmalıdır.

Geleneksel yöntemlerle hazırlanan tüm seramik restorasyonların klinik başarısını etkileyen pek çok faktör vardır. Dişin konumu ve preparasyonu, ölçü yöntemi ve kullanılan malzemeler, simantasyon yöntemi restorasyonun başarısında rol oynayan başlıca etkenlerdir. Bunlara ek olarak geleneksel yöntemlerle restorasyon hazırlanmasında hekimin kişisel becerisi de büyük bir etkidir.

CAD-CAM tekniğinde ise yüksek dayanımlı oksit seramikler ile yapılan klinik çalışmalarda, başarı oranları %82,5-100 olarak bildirilmiştir (89). Zirkonya içerikli köprü alt yapıların, özellikle konektör bölgelerinin tasarımlarının doğru yapılması durumunda, kullanım sürelerinin 20 seneden fazla olabileceği bildirilmiştir (189).

Andersson ve ark.'ları tarafından Cercon sistemiyle hazırlanmış 22 posterior tüm seramik sabit bölümlü protezin bir senelik klinik takibi sonucunda, tüm protezler klinik fonksiyon ve renk stabiliteleri bakımından başarılı bulunmuştur (190). Ödman ve Andersson tarafından Procera AllCeram anterior ve posterior kron ile yapılan 5 ile 10 senelik takip çalışmasının sonucunda da başarı oranları 5 sene için % 97, 7-10 sene için % 92,2 olarak kaydedilmiştir (65).

Yapılan çalışmaların sonuçları, CAD-CAM sistemleriyle üretilen restorasyonların klinikte güvenle ve uzun süre kullanılabilceğini göstermektedir.

2.7.3. Estetik

Sabit protetik restorasyonlarda fonksiyon kadar estetik de hastaların beklentilerindedir. Tüm seramik restorasyonlar da bu beklentiye en iyi karşılayan malzemelerdir

Geleneksel yöntemlerle hazırlanan tüm seramik restorasyonlarda, kullanılan malzemelerin çeşitliliği, dış boyama ve glazür işlemleri sayesinde estetik yönden yeterlilik sağlanabilmektedir.(191)

CAD-CAM tekniğinde ise genellikle monolitik blok seramik (restorasyonun bütünüün tek materyalden hazırlanması) veya metaller kullanılmaktadır. Blok şeklinde kullanılan seramiklerin bir dezavantajı monokromatik olmalarıdır. Bu seramiklerden elde edilen restorasyonlara, geleneksel yöntemlere benzer şekilde dış boyama ve glazür uygulanarak kişisel efektler kazandırılabilir.

Herrguth ve ark.'larının CAD-CAM sistemleriyle üretilen kronların renkleri üzerine yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre, seramik blokların kullanıldığı ve üzerine dış boyama yapılan kronların estetiğinin geleneksel tabakalama tekniği ile elde edilen

kronların estetiğine benzer sonuçlar verdiği bildirilmiştir (109). Reich ve ark'larına göre de eksternal boyama yapılmayan, tornalanmış monokromatik blokların kullanımı sonucunda, özellikle anterior bölgelerde estetiğin başarılı olmadığı vurgulanmıştır (146). Estetiği artırmak amacıyla, Vita In-Ceram Zirkonya ve Lava sisteminde kullanılan seramik bloklarda, renklendirici solusyonlar kullanılarak internal boyama yapılabilmektedir (111).

Yapılan çalışmaların sonuçlarına göre, CAD-CAM sistemleri ile üretilen tüm seramik restorasyonların estetiği yeterli sonuçlar vermektedir.

2.7.4. Zaman

Üretilen restorasyonlar açısından önemli bir diğer özellik de hekimler ve hastalar için zaman kaybının en aza indirilmesidir. Uzun ve çok sayıdaki seanslar her iki taraf için de bir zordur.

Geleneksel yöntemle bir tüm seramik restorasyonun üretilmesi uzun klinik işlemler gerektirir. Preparasyon sonrası ölçü alınması, model elde edilmesi, geçici restorasyonların hazırlanması ve artikülasyon işlemleri gibi yapım aşamaları fazladan seanslar gerektirir.

CAD-CAM tekniğinde ise bu klinik aşamalar azaltılmıştır (192). Tek seansta uygulamalar yapılabilmesi, uyumlama, cila ve yapıştırma işlemlerinin daha kısa sürmesi zaman kaybını en aza indirir.

Hekim yeterli tecrübeye ulaştığında, kavite preparasyonundan restorasyonun tamamlanmasına kadar geçen süre yaklaşık 1-1,5 saat sürer (193).

2.7.5. Maliyet

Restorasyonların maliyeti de hastalar açısından önemli bir kriterdir. CAD-CAM tekniğinin en büyük dezavantajı yüksek maliyettir. Özel tasarım-üretim cihazları ve yazılımları gerektiren bu sistemler ile üretilen restorasyonların maliyeti geleneksel yöntemlerle üretilenlere göre oldukça yüksektir. Seans sayısını azaltması, ölçü alınması

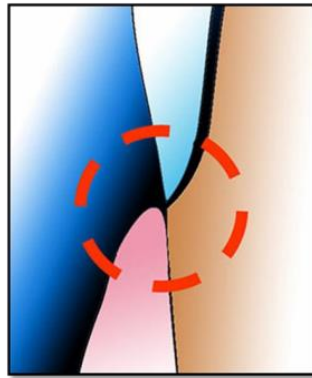
ve geçici restorasyon hazırlanması gibi işlem basamaklarını ortadan kaldırmasıyla küçük bir ekonomik kazanç sağlamakta olsa bile, CAD-CAM sistemlerinden faydalanmak çok ekonomik değildir (133).

Yapılan son çalışmalarla CAD-CAM sistemlerinin maliyetleri azaltılmaya çalışılmaktadır.

2.8. Marjinal ve İnternal Uyum

Uyumun ortaya konan tanımı, uyumu ölçmek ve değerlendirmek için kullanılan yöntem ve teknikler, araştırmacıdan araştırmacıya farklılık göstermektedir. Uyum en iyi olarak, diş ile restorasyon arasındaki yüzeyde ölçülen çeşitli noktaların uyumsuzluğu olarak tanımlanır. Dişle restorasyon arasındaki ölçümler; iç yüzeyde, kenarda ya da restorasyonun dış yüzeyi boyunca olan noktalarda yapılabilir.(112)

Dental restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi için iyi bir marjinal uyumun olması çok önemlidir.(113) Yeterli uyumun olmayışı, hem diş hem de destek dokular için zararlıdır(112). Yapılan araştırmalara göre, diş hekimliğinde ve laboratuvar tekniklerindeki ilerlemelere rağmen, protetik restorasyonların marjinal uyumu her zaman istenildiği gibi olamamaktadır. Bu da önemli ölçüde periodontal rahatsızlıkları ortaya çıkarmaktadır.



Marjinal bölge

Kırılma direnci ve estetiğin dışında marjinal ve internal uyum, tam seramik kuronların başarısı ve klinik kalitesi için çok önemli faktörlerdir.(114-116) Uygun marjinal adaptasyon ve dizayn, siman ajanlarının çözünmesini engelleyen esas faktörler olduğu için başarılı bir kuronda bulunması gereken özelliklerdir.(117)

Uygun marjinal adaptasyona rağmen diş restorasyon ara yüzünde daima mikroskopik bir aralık vardır. Siman ajanı bu bölgede çözünmeye uğrayabilir. Bu problemi minimize etmek için restorasyonun marjini, diş preparasyonuna mümkün olduğu kadar hassas bir şekilde uyumlanmalıdır. Marjinal uyumu ve minimum siman kalınlığını sağlayan önemli faktörler; diş preparasyon dizaynı, internal uyumlama tekniği, restorasyon yapımında kullanılan materyaller ve yapım tekniği, simantasyon prosedürü, porselen fırınlama siklusu, mesleki faktörler(118) ve die-spacer uygulama teknikleri'dir.(119)

Geniş marjinal açıklıklar plak birikimine, gingival sulkustan sıvı akışına ve kemik kaybına, tekrarlanan çürüklere ve periodontal hastalıklara,(120)simanın çözünmesine ve marjinal sızıntıya neden olurlar.(121)

Tek bir tanım ile marjinal uyumu tanımlamak mümkün değildir.(122) Marjinal aralık genellikle, preparasyonun bitiş çizgisinden restorasyonun servikal marjinine kadar olan dikey boyut olarak düşünülebilir.(123) Bununla birlikte pratikte morfolojik değişiklikler, yuvarlanmış marjinler veya defektlerden dolayı tek bir tanım ile kesin aralığı tanımlamak neredeyse imkansızdır.(124)

Sabit restorasyonların değerlendirilmesinde kırılma dayanıklılığı ve estetikten ayrı olarak klinik kalite ve başarı için, marjinal ve internal uyumun yeterli olması da en önemli kriterlerdendir. Bir kuronun marjinal açıklığının artması, siman çözünme hızını ve mikrosızıntıyı artırır. Oral kaviteden mikrosızıntı, vital pulpanın inflamasyonuna neden olabilir.(121, 125) Bu durum sekonder çürük ve pulpitis ile sonuçlanabilmektedir.(126)

Zayıf marjinal adaptasyon plak retansiyonunu artırır ve periodontal hastalıkların başlamasına neden olan subgingival floranın değişimine neden olur.(121)Minimal kenar açıklığı, dişi sekonder çürük ve periodontal sorunlardan korumaya yardımcı olacaktır ve böylece restore edilmiş diş, daha uzun süre dayanıklılık gösterecektir. Bu aralığın

miktarı siman tabakasının kalınlığına da bağılıdır. Bu tabakayı; preparasyon dizaynı, die-spacer, kuronun yerleştirilmesi esnasında uygulanan kuvvet, basamak dizaynı ve yüzey özellikleri gibi pek çok faktör etkilemektedir. Ayrıca diğeri bir faktör de kuronun kendi kenar uyumsuzluğudur.(126-129)

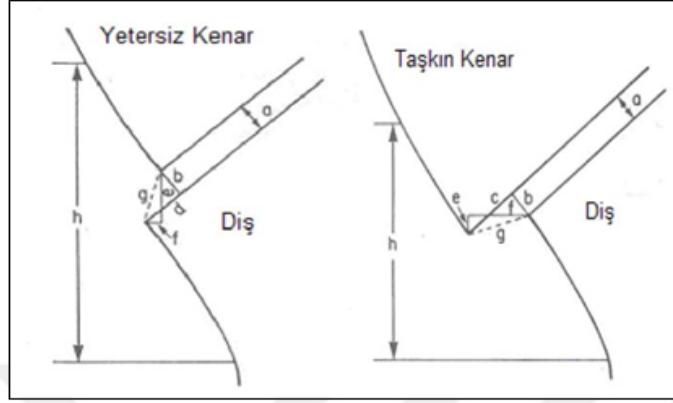
Klinik olarak bir kuronun marjinlerde dişe ne kadar adapte olduğunun önemli olması kadar, siman aralığı da önemlidir. Siman aralığı ya da internal uyum, retansiyon ve rezistans formunu tehlikeye atmayacak şekilde uniform bir kalınlıkta olmalıdır. Tam seramik kuronlar, döküm alaşım alternatiflerinden daha kırılğan oldukları için bu durum daha da önem kazanmaktadır. Kuron uyumunun hassasiyeti, klinik prognozu etkileyebilir.

Tuntiprawon ve arkadaşları,(130) tam seramik kuronlarda, ortalama internal aralık 73 μm olduğunda, oldukça fazla kompresif dayanıklılık gösterdiklerini bildirmişlerdir. Ayrıca ortalama internal aralığın 122 μm 'ye yükselmesinde, adaptasyonda önemli bir farklılık gözlenmezken; dayanıklılıkta düşüş olduğunu bulmuşlardır. Bu yüzden, bir tam seramik kuron hassas bir uyumla üretilebilirse, klinik başarısı için çok daha iyi bir prognoz gösterecektir.(131)

Geleneksel olarak bilinen 50 - 100 μm 'lik simantasyon aralığı kabul edilebilir miktarlardır. Bilimsel bulgular olmasa da, 200 - 300 μm aralıklarda da adeziv simantasyondan bahsedilir. Ancak seramik restorasyonun altında, kalın bir adeziv siman tabakası olması dişin desteklenmesini azaltmakta ve seramiğin kırılma riskinin artmasına neden olmaktadır. Oldukça ince bir siman tabakası ise, simante edilmiş restorasyonun ömrünü olumsuz yönde etkilemektedir. Polimerizasyon sırasında oluşan kontraksiyon stresleri ince rezin siman tabakalarında daha çok önem kazanmaktadır. Donma, kritik stres değerine ulaşırsa adeziv bağlantıda prematür kopmalar görülebilmektedir.(132)

Marjinal uyumun belirlenmesinde ölçüm yapılan noktaların belirlenmesi ve "uyum" olarak bahsedilen terminoloji araştırmacılara bağılı olarak değişmektedir. Çalışmalarda aynı terim, farklı ölçümleri belirtebilirken, aynı ölçümler için farklı terimler de kullanılabilir. Uyumun ölçülmesinde yayınlarda marjinal adaptasyon, internal adaptasyon, vertikal oturma, radyografik açıklık, klinik uyum yeteneği gibi

özelliklerden bahsedilmektedir.(133) Bu karmaşayı azaltmak için Holmes ve arkadaşları(133) kullanılan terimleri şu şekilde açıklamışlardır (Şekil 2.14.)



Şekil 2. 14. Holmes ve arkadaşlarına göre uyumsuzluk terminolojisi

Bu şekle göre tarif edilen noktalar;

- a. İnternal aralık
- b. Marjinal aralık
- c. Taşkın kenar
- d. Yetersiz kenar
- e. Vertikal marjinal açıklık
- f. Horizontal marjinal açıklık
- g. Mutlak marjinal açıklık
- h. Oturma uyumsuzluğu

Preparasyon yüzeyinden, kuron iç yüzeyine yapılan dik ölçüm “internal aralık” olarak tanımlanır. Aynı ölçüm kenarda yapılırsa “marjinal aralık” olarak adlandırılır. Vertikal marjinal uyumsuzluk, kuron kenarından preparasyon sınırının izdüşümüne çizilen paralelin ölçülmesiyle belirlenir ve “vertikal marjinal açıklık” olarak isimlendirilir.

Horizontal marjinal uyumsuzluk, preparasyon kenarından kuron kenarının izdüşümüne çizilen dikmenin ölçülmesiyle belirlenir ve “horizontal marjinal açıklık” olarak tanımlanır. Ayrıca kuron kenarı, taşkın ya da yetersiz olabilir. “Taşkın kenar”, marjinal aralıktan kuron kenarına çizilen dik mesafedir. “Yetersiz kenar” ise, marjinal aralıktan dışın basamak ile prepare edilen destek dış duvarı arasındaki açığa çizilen dik mesafedir. Marjinal aralık ve taşkınlık veya yetersizlik miktarının açılal kombinasyonu, “mutlak marjinal açıklık”tır. Başka bir deyişle marjinal aralık ile taşkın/yetersiz kenarın hipotenüsüdür.

Vertikal marjinal açıklık ile horizontal marjinal açıklığın açılal kombinasyonu da aynı şekilde “mutlak marjinal açıklık”ı vermektedir. Bu iki kenar da aynı hipotenüse aittir. Mutlak marjinal açıklık, kuron kenarı ile preparasyonun basamak ile prepare edilen destek dış duvarı arasındaki açı arasından ölçülür. Kuron kenarında, hiçbir taşkınlık ya da yetersizlik olmadığında marjinal aralıkla mutlak marjinal açıklık aynıdır. Eğer hiç marjinal aralık gözlenmezse, mutlak marjinal açıklık kuronun taşkınlık ya da yetersizlik miktarına eşit olur. Kuronun oturmaması durumunda, kuronun dış yüzeyi ve dış üzerinde aynı doğrultuda belirlenen iki nokta arasındaki uzaklığın, noktaların kuron kenarına olan uzaklıkları toplamından farkı “oturma uyumsuzluğu” olarak adlandırılır.(133) Bunun en önemli nedeni protezi yapıştırmak için kullanılan simanın, film kalınlığıdır.

Siman film kalınlığı bazı nedenlerle değişiklik gösterir. Bu nedenler;(134)

1. Protezi yerleştirmedeki uygulanan kuvvet,
2. Protezi yerleştirme esnasında gücün uygulanış şekli,
3. Protezin oturmasını engelleyen ya da simanın akışkanlığını rahatlatan bir konfigürasyon varlığı,
4. Protezin kesilmiş diş üstündeki uyumu olarak belirtilmiştir.

Restorasyonun oturacağı yerin geometrik şekli, prepare edilmiş dişin yan yüzeylerinin eğim derecesi, kullanılan simanın viskozitesi, simantasyon süresi, die-spacer uygulaması ve kenar bitim şekli, preparasyon ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyen diğer önemli faktörlerdir.(134, 135)

Diş yapısı ve restorasyon arasındaki marjinal uyumsuzluk, diş yapısı ve restoratif materyal arasındaki mikrosızıntı (bakteri, sıvı, molekül ve iyon geçişi) ile sonuçlanır. Mikrosızıntının klinik komplikasyonları arasında periodontal hastalıklar, postoperatif hassasiyet, marjinal renklenme, tekrarlayan çürükler, pulpa inflamasyonu, pulpa nekrozları ve potansiyel olarak kanal tedavisi yer almaktadır. Mikrosızıntı olmaması, sabit restorasyonların klinik ömrünü arttırmada en önemli faktörlerden biriysen, mikrosızıntı varlığı ise, en geçerli başarısızlık nedeni sayılmaktadır.(125)

Yeterli uyum olmaması, hem diş, hem de destek periodontal dokularda zararlı etkiler oluşturur. Bir restorasyonda, materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinden farklı olarak uyumları, kesin olarak tanımlanmamıştır. Ölçümlerin referans noktaları ve “uyum”u açıklayan tanımlama terminolojileri araştırmacılar arasında farklılık göstermektedir. Uyum en iyi olarak, diş ile restorasyon arasındaki yüzeyde ölçülen çeşitli noktaların uyumsuzluğu, olarak tanımlanmıştır.(133) Bu konuyla ilgili yapılan araştırmalar incelendiğinde çok farklı sonuçlarla karşılaşmıştır.(136, 137) Bunun nedeni çeşitli faktörlere dayanır. Ölçümlerdeki referans noktaları ve uyum tanımlamaları, araştırmacılara göre büyük ölçüde çeşitlilik gösterir ve birçok çalışma kendi tanımlamalarına göre sonuçlarını şekillendirmiştir. Bu durum; çalışma, rapor ve bildirimlerdeki karışıklığın daimi kaynağı olarak görülür.(138)

Kuronların kabul edilen marjinal aralığı pek çok metot kullanılarak incelenir.(139, 140) Pekçok araştırmacı çıplak gözle görülemeyen veya bir sond ile fark edilemeyen klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklığı saptamak için çalışmalar yapmıştır.(118) Günümüzde marjinal uyumun ölçümü için mevcut olan standart bir metot yoktur.(131) Ancak yapılmış olan çalışmalar incelendiğinde, marjinal ve internal uyumun ölçümü için kullanılan yöntemler şu şekilde sıralanabilir:

1. Direkt güdük üzerinden ölçmek(141-143)

2. Rezin replika tekniği(144)

3. Siman aralığı-silikon replika tekniği(132, 145-150)
4. Kesit olarak ölçüm tekniği(135, 142, 151-156)
5. Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler(156, 157)

2.8.1. Direkt Güdük Üzerinden Ölçüm

Direkt güdük üzerinden ölçüm yöntemi en bilinen, uygulaması kolay ve tercih edilen bir metottur.(141-143) Bu yöntemde, restorasyon hazırlandığı örnek üzerine yerleştirilir ve stereomikroskop veya elektron mikroskobuyla marjinal aralığın fotoğrafı alınır. Alınan fotoğraflar üzerinde manuel ölçümler yapılabileceği gibi, bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay ölçümler yapılabilir. Ölçüm yapılan restorasyon zarar görmez ve değişik aşamalar arasındaki farkın ölçülmesi veya simantasyon öncesi ve sonrası ölçümlerde kullanılması uygundur. Ölçüm, direkt olarak yapıldığı, dublikasyon veya ara madde gerektirmediği için daha hassastır. Bu yöntemle sadece marjinal açıklık miktarı ölçülebilir. Restorasyonun iç uyumunu ölçmek için örnekten kesit almak ya da silikon replika tekniğini kullanmak gereklidir.

2.8.2. Rezin Replika Tekniği

Rezin replika tekniğinde ölçüm yapılmak istenen restorasyonun marjin bölgesinin ölçüsü alınır.(144) Alınan bu dairesel silikon kalıbın içine, patern rezin uygulanarak restorasyonun marjin bölgesi, rezinden dublike edilmiş olur. Elde edilen rezin replika üzerinden ölçümler yine direkt yöntemde olduğu gibi yapılabilir. Sabit restorasyonlarda, destek dişler üzerinde ölçüm yaparken mikroskop altında konumlandırmak ve netlik sağlamak zordur; özellikle proksimal bölgelerden görüntü almak mümkün değildir. Bu yöntemin avantajı, destek dişlerin replikasının elde edilmesi ile proksimal bölgelerden de ölçümler yapılabilmesidir. Replika, bir silindire benzer ve mikroskop altında özel cihazlara bağlanarak rotasyonel hareketle birçok ölçüm, kolaylıkla yapılabilir. Bu yöntemin dezavantajı ise, replikasyon sırasında kullanılan patern rezinde meydana gelen büzülme ve detay kaybının ölçümlerde hata payı oluşturmasıdır.

2.8.3. Siman Aralığı - Silikon Replika Tekniği

Siman aralığı-silikon replika tekniği restorasyonların marjin ve iç uyumlarının ölçümünde kullanılır.(112, 132, 145, 146) Bu yöntemde ilk önce kuronun içine akıcı kıvamlı silikon koyulur ve dişin ya da güdüğün üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak yerleştirilir. Diş ya da güdük kurondan ayrıldığında, kuron iç kısmında kalan akıcı kıvamlı silikonun üzerine, akıcı kıvamlı silikona destek sağlaması için daha kıvamlı silikon materyali enjekte edilir. Sonuçta oluşan yapıda akıcı kıvamlı silikon kalınlığı; siman aralığını ya da iç uyumunu gösterirken; orta kıvamlı silikonun bulunduğu bölge prepare edilmiş diş temsil eder. Bu birleşik yapıdan alınan kesitler üzerinden ölçüm yapılır. Kesitlerin mikroskop altında ölçümleri kolaydır.

2.8.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği

Kesit olarak ölçüm tekniğinde kuron-diş yapısı simante edildikten önce veya sonra, radyoaktif ya da kimyasal boyayıcı maddelere batırılır ve bu maddelerin kuron- diş arasına sızması sağlanır. Daha sonra kuron-diş yapısının rezine gömülerek bu yapıdan istenilen miktarda kesit alınması ya da kademeli olarak aşındırma yapılması suretiyle ölçüm yapılır. Kesit alındığında, marjinal açıklık veya iç uyumun gözlenmesi için boya maddesi gerekmeyeceği düşünülüyorsa, kuron-diş yapısı boya maddelerine batırılmadan da rezine gömülüp kesitler alınabilir.(135, 142, 151-155)

2.8.5. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Yöntemi İle Ölçüm

Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi, son yıllarda hızla gelişmiştir. Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemiyle üretilen restorasyonların çoğunda üç boyutlu tarama teknolojisi kullanılmaktadır. Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisini kullanarak marjinal uyumu ölçülecek diş veya restorasyon sisteminde, dişin preperasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi, tarayıcılarla üç boyutlu olarak taranmaktadır.(156) Elde edilen dijital yüzeyler

bilgisayar programları ile karşılaştırılabilmekte ve böylece restorasyona zarar vermeden her bölgedeki marjinal uyum ve simantasyon aralığının incelenmesi mümkün olmaktadır. Bu ölçüm tekniğinde hassasiyet, üç boyutlu tarama sistemine bağlıdır. Tarama sistemindeki hata payı, sonuçlara direkt olarak yansımaktadır.

2.9. Tekrarlanan Fırınlama İşlemi

Materyal ve tekniklerdeki gelişmelere rağmen, doğal diş rengine uygun porselenlerin elde edilmesi zorlanılan bir konudur. Metal destekli seramiklerde altının pahalı olması nedeniyle, temel metal alaşımlarına ilgi artmıştır. Bu alaşımlar piyasaya girmeden önce, laboratuvar ve klinik testlerden geçmiştir. Ayrıca çeşitli uyumluluk testleri (bağlanma, ısıl uyumluluk, kenar açıklığı gibi) ve alaşım üzerinde bulunan porselenin rengi, floresans özelliği, mikro yapısı ve parlaklığı üzerine tekrarlanan fırınlamaların etkisini araştıran çalışmalara gerek duyulmuştur.(158-162)

Yapılan çalışmalar, tekrarlanan fırınlama aşamalarının, gerek metal destekli gerekse metal desteksiz porselen sistemlerinde, şekil değişikliğine neden olduğunu ve kenar uyumunu etkilediğini göstermiştir.(163, 164, 165)

Metal desteksiz porselen sistemlerinde, restorasyona iyi bir estetik ve dayanıklılık kazandırmak amacıyla, tekrarlanan fırınlama işlemleri uygulanmaktadır.(163, 166, 167, 168) Ancak bu işlemler sırasında restorasyonun kenar uyumu bozulabilir, klinik başarı düşebilir.(169-171) Literatürde tekrarlanan fırınlamaların, porselende şekil değişikliğine ve buna bağlı olarak kenar uyumunda değişime neden olduğunu gösteren çalışmalar vardır.(163, 140, 153, 164, 165, 172-175)

Karmaşık bir geometriye sahip olan kuronda şekil değişimlerini belirlemek zordur. Yan duvarlarda, çevresel olarak içeriye doğru gelişen yer değişimi sonucunda, kuron kenarlarındaki aralığın eni ve yüksekliğinde bir artış söz konusu olabilir. Bu da kuronun, prepare dişe oturmasını güçleştirir. Kenar bölgesinde sadece yukarı ve dışarı doğru oluşan yer değiştirme, aralığın eni ve yüksekliğinde benzer bir değişikliğe neden olabilir. Dayanak diş ile restorasyon arasında die-spacer ile elde edilen boşluk,

restorasyonun oturmasında önemli rol oynar. Yan duvarların içe doğru yer değişimi, bu boşluğun kullanımı ile bir ölçüde giderilebilir.(164)

Arnold ve Aquilino,(175) tekrarlanan porselen fırınlamalarının hazırlanmış olan seramik veya metal kenar uyumunda önemli ölçüde değişime neden olduğu ve shoulder basamakla hazırlanan kenarda, porselen ilavesi ile klinik olarak kabul edilebilir kenar uyumunun elde edilebileceğini belirtmişlerdir.



3. MATERİYAL VE METOT

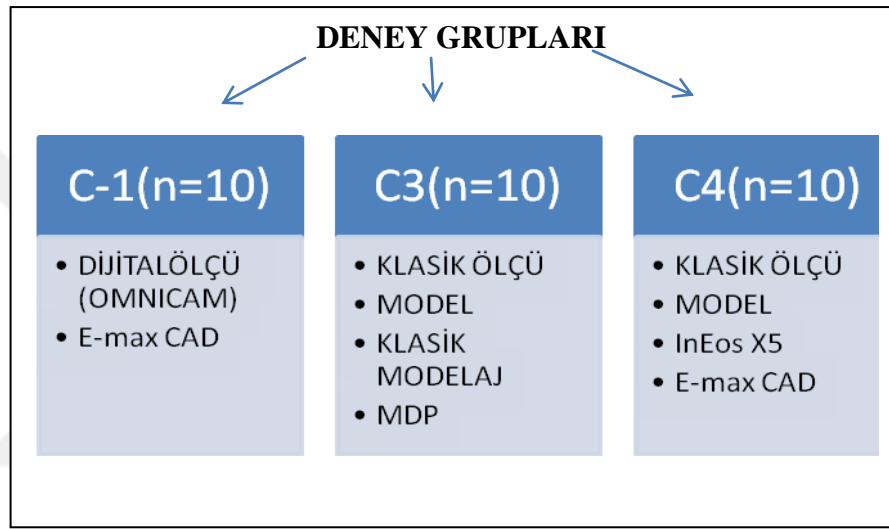
Dijital ölçü yöntemlerinin protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumlarına etkisini değerlendirmeyi amaçlayan bu in vitro çalışmada, farklı üretim metotları kullanılarak elde edilen kuron restorasyonlar tercih edilmiştir. Çalışmamızda toplam 3 grup örnek hazırlanmış olup, her grup 10 adet örnek içermektedir(alfa seviyesi %5, güç analizi %80 olduğunda).

Çalışma gruplarımız, C-1, C-3 ve C-4 grupları olarak adlandırılmışlardır. C-1 grubunda, dijital ölçü yöntemi kullanılarak, fantom modelin ağız içi tarayıcı Sirona CEREC AC Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile taranması sonucunda elde edilen verilere göre dijital ortamda kuron üretimi yapılmış olup, kuron restorasyonları IPS-e max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) materyalinden elde edilmişlerdir. C-3 grubunda , A-tipi silikon malzemesi (Imprint 3, 3M ESPE) kullanılarak elde edilen konvansiyonel ölçüye göre, çalışma modeli elde edilip ,klasik yöntemlerle Cr-Co metal alt yapı üretilerek, metal destekli porselen restorasyonlar elde edilmiştir. Son grubumuz olan C-4 grubunda ise, A-tipi silikon malzemesi kullanılarak elde edilen ölçüye göre model elde edilmiş ve modelin ağız dışı tarayıcı InEosX5 (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile taranması sonucunda elde edilen verilere göre IPS-e max CAD materyali kullanılarak kuron restorasyonları üretilmiştir.

Hazırlanan örnekler ölçüm aşamasından önce değerlendirilmiş, herhangi bir şekilde üretim hatası görülen kuron restorasyonları ilgili gruba ait teknik kullanılarak tekrar üretilmişlerdir. Restorasyon üretiminin ardından marjinal ve internal aralıkların ölçümü için ‘replika tekniği’ kullanılmış olup, her bir örnek için yapılan ölçümler 50 x büyütmele stereomikroskop (M80, Leica, Bensheim, Almanya) aracılığıyla gerçekleştirilmiştir.

Her grup için elde edilen veriler dijital ortamda kaydedilmiş olup, gruplar arası ve grup içi anlamlı bir fark olup olmadığı istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 3- 1’de, kullanılan cihazlar ise Tablo 3-2’de görülmektedir.



Şekil 3-1: Deney gruplarının oluşturulması

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller

MATERYALİN TİPİ	MARKA	ÜRETİCİ FİRMA
Stabil çiğneme yüzeyli standart termoset alt ve üst çene fantom modeli	Frasaco ANA- VCER	Frasaco GmbH, Seefeld, Germany
Hazır prepare akrilik prefabrik molar diş	Frasaco ANA 4-ZP	Frasaco GmbH, Seefeld, Germany
Döküm mumu	Waxwire	Bego GmbH, Germany
Revetman tozu ve likiti	Bellavest-T	Bego GmbH, Germany
Cr-Co metal alaşımı	CAST-N Dental Ceramic Alloy	DENTindex, Türkiye
Titanyumdioksit pudra	O-spray	S&S Scheftner GmbH, Germany
Lityum disilikat blok	IPS –e max CAD block, size LT A1 C14	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany
Üst yapı seramiği	IPS Classic	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany
Tabakalama tekniği sonrası glazür	IPS Classic Glaze , IPS Classic Stain Liquid	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany
İlave tipi silikon ölçü materyali	Imprint 3 Express 2 Light body Flow Quick Express 2 Ultra- Light Body Quick	3M ESPE GmbH, Seefeld, Germany
Kaşık adezivi (silikon ölçü materyali için)	VPS Tray Adhesive	3M ESPE GmbH, Seefeld, Germany

Tip 4 sert alçı	Shera Hard Rock	SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co. KG, Germany
Die spacer	DIE SPACER Silber 13 my	Yeti Dental GmbH, Germany
Yüzey gerilimi azaltıcı madde	Aurofilm	Bego GmbH, Germany
Alüminyum oksit partikülleri	Korox 50	Bego GmbH, Germany
Elmas ve kauçuk lastikler	OptraFine Polishing System	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany
CAD/CAM tekniği sonrası glazür	IPS e.max® CAD Crystall Glaze, IPS e.max® CAD Liquid	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany
Bisturi ucu	11 numaralı bisturi ucu	Plusmed, Türkiye
Silikon karıştırma tabancası	Dentac Silikon 2. Ölçü Tabancası	Öncü Dental, Türkiye

Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan cihazlar

CİHAZ	MARKA	ÜRETİCİ FİRMA
Vibratör cihazı	Kawo EWL, Typ 5403 Vibratör	Kavo Dental GmbH, Biberarch, Germany
Vakum cihazı	Motova SL Vacuum Mixer	Bego GmbH, Bremen, Germany
Ön ısıtma fırını	Infratherm-II AT	GMG Elektronik, Türkiye
İndüksiyonlu/santrifüjlü döküm fırını	INF-2010 İndüksiyonlu döküm fırını	Mikrotek, Türkiye
Mikromotor	Perfecta 900	W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH, Austria
Kumlama cihazı	İkili kumlama makinesi	Rotaks-Dent, Türkiye
Tarayıcı ve tasarım ünitesi	Sirona CEREC	Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany
Aşındırma ünitesi	Sirona Cerec MCXL & MCXL InLab milling unit	Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany
Porselen fırını	Programat P95	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany
Glazür fırını	IPS e-max Programat EP 5070	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Germany
Ağız dışı tarayıcı	InEos X5	Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany
Ağız içi tarayıcı	Sirona CEREC AC Omnicam	Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany
Stereomikroskop	M80	Leica, Bensheim, Almanya
		Reitel, Feinwerktechnik

Basınçlı buhar cihazında	Steamy Mini	GmbH, Bad Essen Germany
Yazılım programı	Sirona inlab Software	Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany
CCCD kamera (Charge- coupled camera device)	Hitachi CCTV HV- 720	Hitachi, Tokyo, Japan



3.1. Ana Modelin Hazırlanması

Çalışmamızda, grup örnekleri üretiminde standardizasyonun tam olarak sağlanabilmesi için ilgili kuron restorasyonuna uygun formda prepare edilmiş şekilde üretilen prefabrike akrilik mandibuler birinci molar fantom diş kullanılmıştır (Frasaco GmbH, Almanya)(194-198). Prepare diş, doğal çeneleri taklit eden bir fantom model (ANA-4 VCER, Frasaco GmbH, Almanya) içine yerleştirilmiştir. Fantom çene sert termoset plastik malzemeden üretilmiştir ve doğal taklit edebilmesi için elastik malzemeden oluşan diş eti dokusu içermektedir. Fantom çene içindeki diğer dişler de sert termoset malzemeden üretilmişlerdir ve hem geleneksel hem de dijital ölçü işlemleri için uygun niteliklere sahiptirler.



Çalışma modeli, ANA-4 VCER

3.2. Diş Preparasyonu

Çalışma gruplarına ait örneklerin üretiminde standardizasyonu sağlamak için hazır prepare şekilde üretilmiş mandibuler birinci molar fantom diş kullanılmıştır (Frasaco GmbH, Almanya). Hazır prepare dişin üretimi sırasında kuron preparasyonu için chamfer basamak tipi kullanılmış olup, bitim sınırı ise diş eti seviyesinin 0,5 mm subgingival'inde yer almaktadır. Kuron restorasyonu hazırlama sürecinde optimum preparasyon prensipler göz önünde bulundurularak , 6°- 10°'lik konverjans açısı, 1,2 - 1,5 mm sirkumferansiyel redüksiyon, 1 mm basamak genişliği ve 2 mm okluzal

redüksiyon uygulanmıştır. Prepare edilmiş fantom diş yüzeyinde keskin kenar ve köşe bulunmamaktadır.



Mandibuler birinci molar fantom diş, Frasaco

3.3. Ölçü Protokolü

3.3.1. Konvansiyonel Ölçü

C-3 grubuna ait örneklerin üretiminde konvansiyonel ölçü yöntemi kullanılmıştır. Bu amaçla A-tipi silikon malzemesi, PVS, polivinil siloksan (Imprint 3; 3M ESPE GmbH, Seefeld, Almanya) tercih edilmiş olup, tüm ölçüler tek bir klinik uygulayıcı tarafından hazır metal kaşıklar aracılığıyla ‘ çift karıştırma tekniği’ kullanılarak ve oda sıcaklığında (25°) elde edilmiştir. Ölçü materyali kaşığa yüklenmeden önce, materyalin kaşıktan ayrılmaması için metal kaşığa adeziv (VPS Tray Adhesive, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) uygulanarak 5-10 dakika beklenmiştir. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan ölçü materyali kaşığa yüklenerek, 5 dakika parmak basıncı altında materyalin polimerizasyonu tamamlanmıştır. Bu yolla elde edilen her ölçünün ardından ölçünün niteliği değerlendirilerek, hava kabarcığı, eksik kenar, boşluk ya da kaşıktan ayrılma gibi defektlere sahip olan kayıtlar yenilenmiştir.



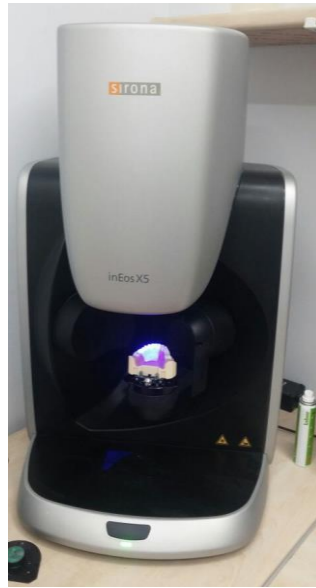
2 numaralı prefabrik metal kaşık ile konvansiyonel ölçü aşaması

3.3.2. Dijital Ölçü

C-1 grubuna ait örneklerin tasarımında kullanılacak dijital ölçülerin alınmasında Sirona CEREC AC Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ağız içi tarayıcı kullanılmıştır. Sistemin görüntüleme tekniği, ardışık verilerin bir araya getirilerek model oluşturulmasına dayanmaktadır. Bu amaçla, tek diş, yarım çene ya da full ark görüntüsü elde edilebilmektedir. Pudra kullanımına gerek olmaksızın görüntüleme ve doğal renkli, üç boyutlu, net imaj eldesi sistemin en önemli avantajları arasında yer almaktadır. Bunun yanı sıra çalışma sisteminde pudranın yer almayışı, daha kısa sürede daha fazla alanı tarayabilme imkanı sağlamaktadır. Sistem 2012 yılında piyasaya sürülmüş olup, CEREC üniteleri arasında en güncel olanıdır. Dijital ölçü alımı üretici firmanın önerileri doğrultusunda restore edilecek dişten başlayarak , ilgili dişin yer aldığı ark, karşıt ark ve kapanış kaydı sırasıyla tamamlanmıştır. Elde edilen kayıtlar, üretim aşamasına geçmeden önce her örnek için ayrı ayrı kontrol edilmiş

ve gerekli görülen bölgeler ,ölçünün tamamı yenilenmeden tekrar görüntülenerek dijital aktarımı sağlanmıştır.

C-3 grubuna ait örneklerin tasarımında kullanılacak dijital verilerin kaydedilmesinde ise, A-tipi silikon malzemesi ile elde edilen konvansiyonel ölçüler aracılığıyla üretilen alçı modeller, inEos X5 (Sirona Dental Systems, Bensheim , Almanya) ağız dışı tarayıcı ile taranarak elde edilmiştir. Konvansiyonel ölçü alınmasının ardından Tip 4 sert alçı (Shera Hard Rock) kullanılarak üretilen modeller , tarama sırasında net veri elde edebilmek adına homojen ışık dağılımı sağlamak ve görüntü kalitesini arttırabilmek için titanyum dioksit opak pudra ile kaplanmışlardır. Pudralı modeller cihazın tarama bölgesine yerleştirilerek, sıra ile istenen bölgelerin kaydı sağlanmıştır. Sistem, klinik ya da laboratuvar uygulamalar sonucunda elde edilen ölçü ve modelleri manuel ya da otomatik yolla tarama kabiliyetine sahip olup, ağız dışı tarayıcılar arasında güncel olarak en fazla tercih edilenlerden biridir. Oto-fokus ve beş aksisli çalışma mekanizmasıyla lokalize ve full ark verileri hızlı ve güvenilir olarak kaydederek, zaman ve kullanılacak laboratuvar malzemesinden tasarruf sağlanmaktadır. Verilerin elde edilmesinde tarama sürecinde her görüntü imajı beş dişi kapsayıp, full ark görüntüsü beş adet imajla elde edilmiştir. Karşıt ark ve gerekli kapanış verileri de kaydedildikten sonra, ölçüler değerlendirilerek defekte sahip kısımların kaydı yeniden gerçekleştirilmiştir.



Şekil: Extra oral tarayıcı



Şekil: İntra oral tarayıcı- CEREC AC Omnicam

3.4. Test Örneklerinin Hazırlanması

3.4.1. Konvansiyonel Yöntemle Kuron Restorasyonlarının Üretilmesi

3.4.1.1.Metal Alt Yapı Üretimi

Konvansiyonel yöntemle alınan ölçülerden elde edilen alçı model üzerine , her bir örnek için kenar bitim sınırından 1 mm uzakta kalacak şekilde bir tabaka ve 10 µm kalınlığında die-spacer (Yeti Dental, Almanya) uygulandı ve 60 sn kuruması için beklendi. Sarma ve damlatma yöntemleri kullanılarak mum örneğin modelajı tamamlanıp, döküm yolu ve döküm hunisi (Waxwire, Bego, Almanya) bağlandı. Örneklerin üzerine yüzey gerilimi azaltıcı madde (Aurofilm, Bego, Almanya) uygulandı. Fosfat bağlı revetman (Bellavest-T, Bego, Almanya) üretici firma talimatlarına uygun şekilde hazırlandı. Hazırlanan akıcı kıvamdaki revetman, manşet kalıbının içerisine dolduruldu. Daha sonra revetman kalıp, vibratör cihazının üzerinde 1 dk süreyle tutularak, hava kabarcıklarının kitle içerisinden eliminasyonu sağlandı.

Hazırlanan revetman kalıplar, döküm kanalları aşağı doğru bakacak şekilde seramik döküm potalarıyla birlikte mum eliminasyonu işlemi için ön ısıtma fırınına (Infratherm-II AT, GMG Elektronik, Türkiye) yerleştirildi. Fırın, önce 25 dk'da 300°C'ye kadar ısıtıldı. Bu sıcaklıkta 15 dk bekletildikten sonra, yine 25 dk'da 900°C'ye kadar ısıtılarak bu sıcaklıkta da 15 dk bekletildikten sonra mum uçurma ve ön ısıtma işlemleri tamamlandı.

Fırından bir maşa yardımıyla çıkarılan manşet ve döküm potası bekletilmeden induksiyonlu ısıtma ve santrifüjlü döküm fırınına (Mikrotek, Türkiye) konuldu. Döküm için gereken miktarda Cr-Co metal alaşımı çekirdekleri (Microlit Isı, Schütz Dental Group, Almanya) seramik döküm potasının içine yerleştirildi. Metal alt yapılar için her dökümde %100 saf metal alaşımları kullanıldı.

İndüksiyonlu döküm fırınının kapağı kapatılarak ısıtma ve döküm işlemine geçildi. Fırın, üretici firma talimatlarına uygun şekilde 1 dk içinde 1400°C'ye kadar ısıtıldı. Metal alaşım çekirdekleri, eriyik haline geldikten sonra 20 sn süreyle santrifüj altında döküm işlemi gerçekleştirildi. Soğuma işleminden sonra revetman artıkları, 50 µm'lik alüminyum oksit partikülleri (Korox 50, Bego, Almanya) ile kumlanarak temizlendi. Revetmanın temizlenmesi esnasında oluşabilecek madde kayıpları göz önüne alınarak, örneklerin 0.5 mm kalınlıkta olup olmadığı tesviye işlemi sonrasında kumpasla kontrol edilip, standartların dışındaki örnekler çalışmaya dahil edilmedi ve yerlerine yeni dökümler yapıldı. Böylece 10 adet Cr-Co döküm metal alt yapı hazırlanmış oldu (Şekil 3.4.).



Metal alt yapı

3.4.1.2.Porselen Üst Yapı üretimi

Üst yapı seramiği uygulanmadan önce örnekler, sıcak basınçlı buhar cihazında (Steamy Mini, Reitel, Feinwerktechnik GmbH, Bad Essen Almanya) 15 saniye süre ile temizlendi. Üst yapı seramiklerinin üretiminde IPS Classic Ceramic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) materyali üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygun oranlarda seramik tozu (IPS Classic Ceramic Dentine A1, IPS Classic Ceramic enamel A1, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) ve likitin (IPS Classic Powder Liquid, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) karıştırılmasıyla hazırlandı.

Hazırlanan kremesi karışım , Co-Cr metal alt yapı üzerine tabakalama tekniği ile uygulandı. Seramik hamurundaki fazla likit, emici selüloz kağıtlar kullanılarak uzaklaştırıldı.



Şekil: Porselen üst yapı



Şekil: Programat P95

Mine ve dentin tabakaları işlenen üst yapı seramiği Tablo 3-3'de gösterilen üretici firma talimatlarına göre uygun şekilde vakumlu porselen fırınında (Programat P95, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) 300 C başlangıç sıcaklığından dakikada 25-55 °C artış ile 830 °C ye ulaşarak toplam 15 dakika süre ile vakum altında pişirildi.

Pişim işlemi tamamlandıktan sonra metal alt yapılı kuron protezinin istenilen ölçülere sahip olabilmesi için kalınlığı bir kumpas yardımıyla ölçülerek laboratuvar mikromotoru (Perfecta 900, W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH, Avusturya) ve elmas frezler aracığı ile düşük devirde tesviye işlemleri uygulandı.



Şekil: Tesviye

Tesviye işlemleri tamamlanan metal alt yapılı kuron protezinin glazür işlemi için glazür tozu ve likiti (IPS Classic Glaze , IPS Classic Stain Liquid, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) üretici firma talimatlarına uygun şekilde karıştırıldı.

Hazırlanan glazür seramiği fırça yardımıyla seramik yüzeyinin tüm bölgelerine uygulandı.

Glazür seramiğinin uygulanma işlemi bitirildikten sonra fırın tablasına yerleştirilen metal alt yapılı kuron protezi, üretici firma talimatlarına uygun şekilde vakumlu porselen fırınında (Programat P95, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) 790 C° de yaklaşık 15 dakika süreyle pişim işlemine tabi tutuldu.

3.4.2. Ağız Dışı Tarayıcıdan Elde Edilen Veriler ile Kuron Restorasyonlarının Üretilmesi

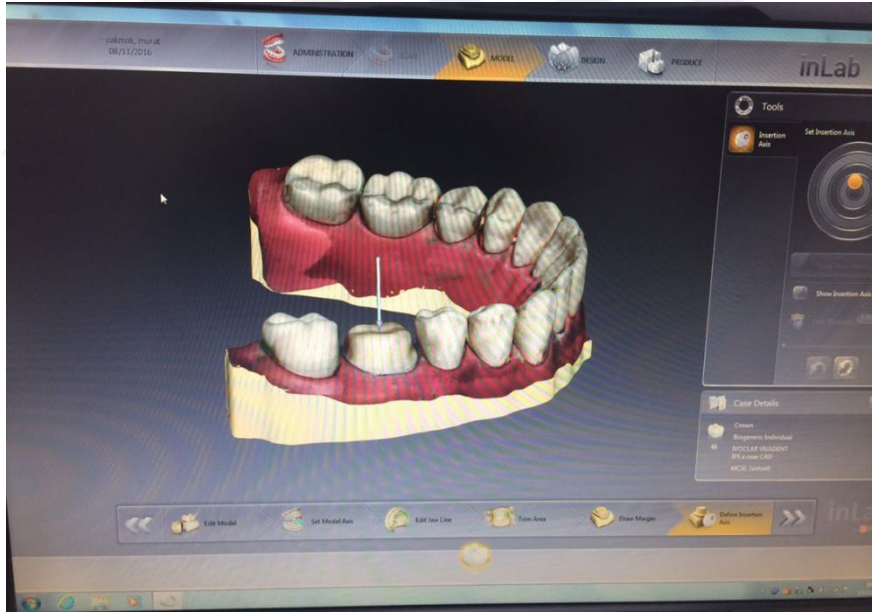
IPS –e max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) lityum disilikat cam seramiği kullanılarak elde edilen tam kron protezlerinin hazırlık aşamasında; Cerec CAD/CAM Sistemi'ne (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ait özel yazılım (Sirona inlab Software, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) üzerinde taranacak olan model ile ilgili diş numarasının (#46) seçilmesinin ardından planlanan tasarım için 'tam anatomik kuron' ve materyal olarak da 'lityum disilikat- Ivoclar' seçenekleri işaretlendi. Kuron tasarımları için 0,004 mm siman aralığı belirlenerek yazılıma kaydedildi.



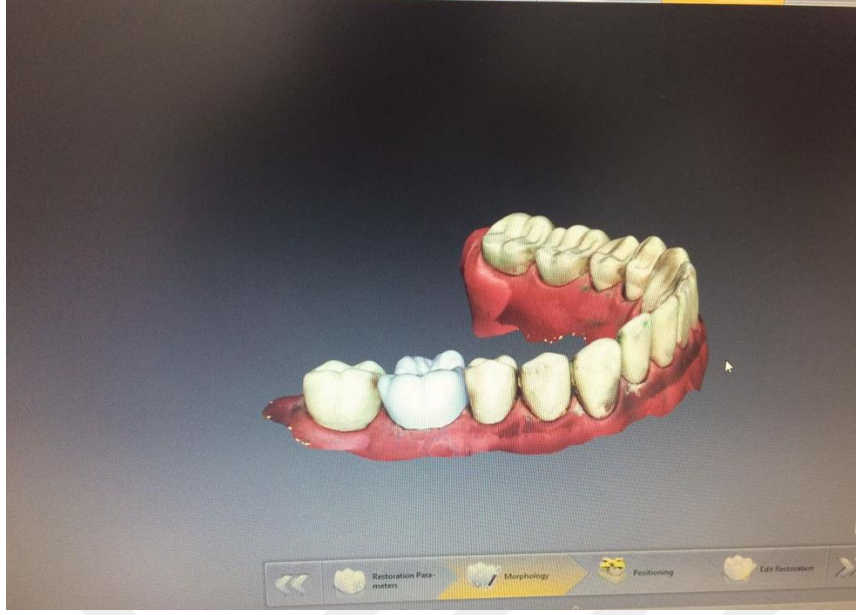
Program yazılım girişi



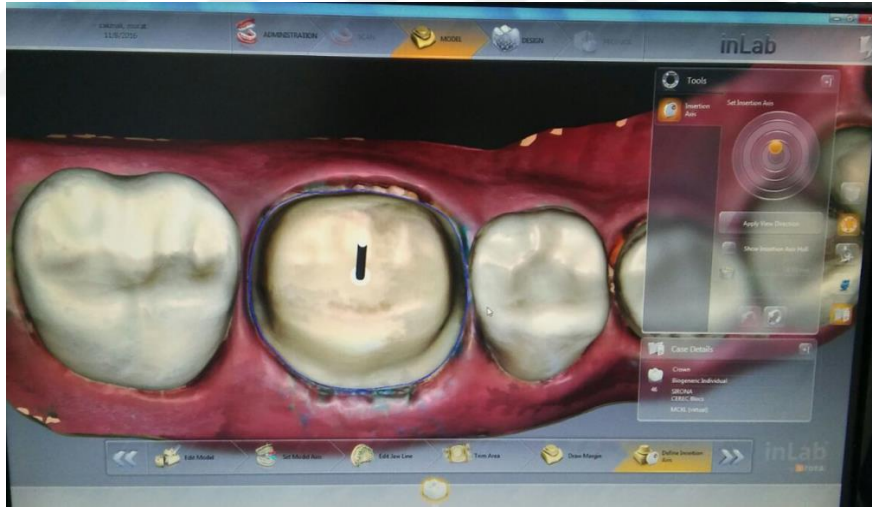
Ağız dışı tarayıcı ile model taranması



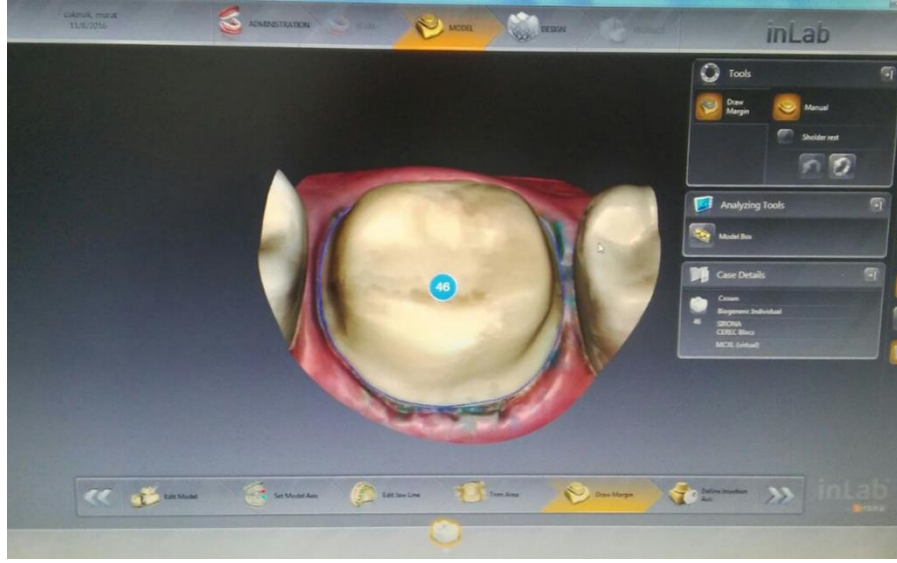
Model datalarının işlenmesi



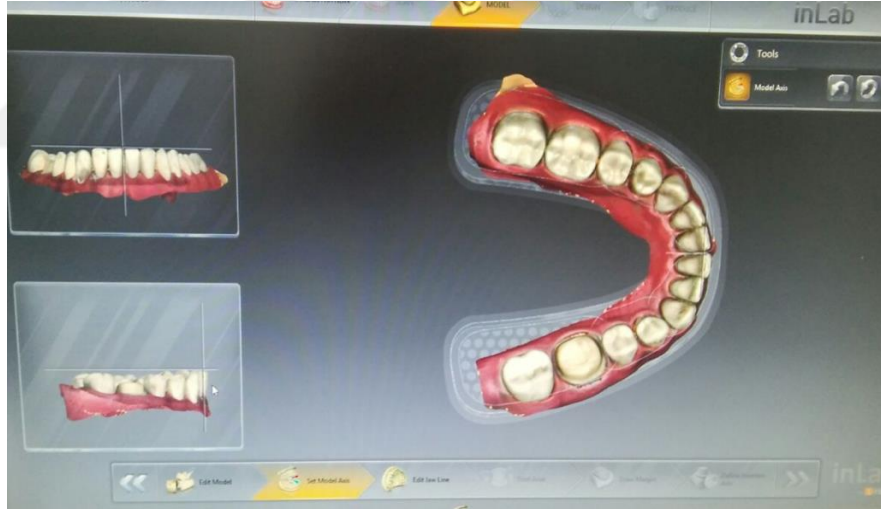
Bilgisayar destekli tasarım



Dijital modelasyon aşaması



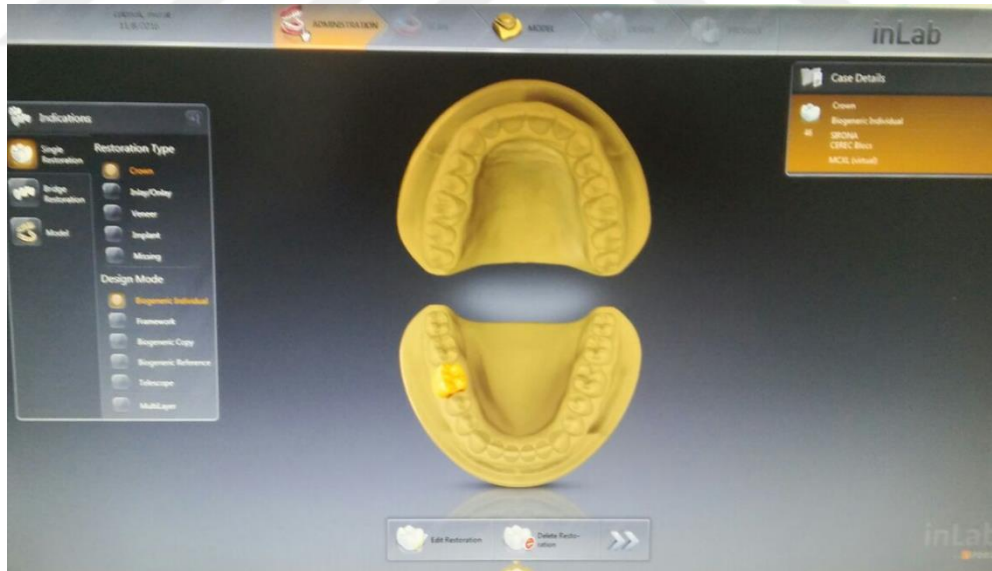
İlgili dişin kontakt noktalarının seçilmesi



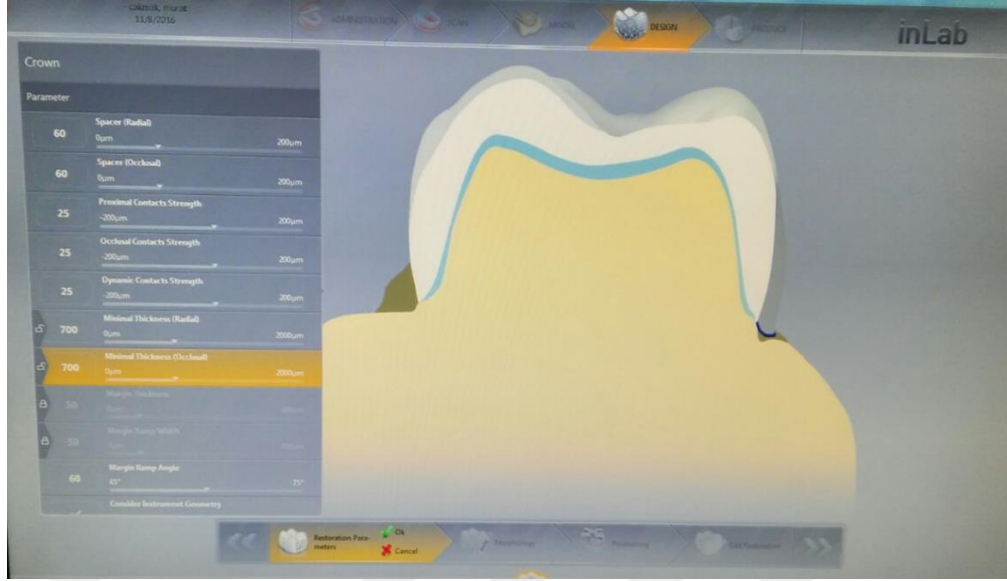
Dijital tasarımın eksen planlaması



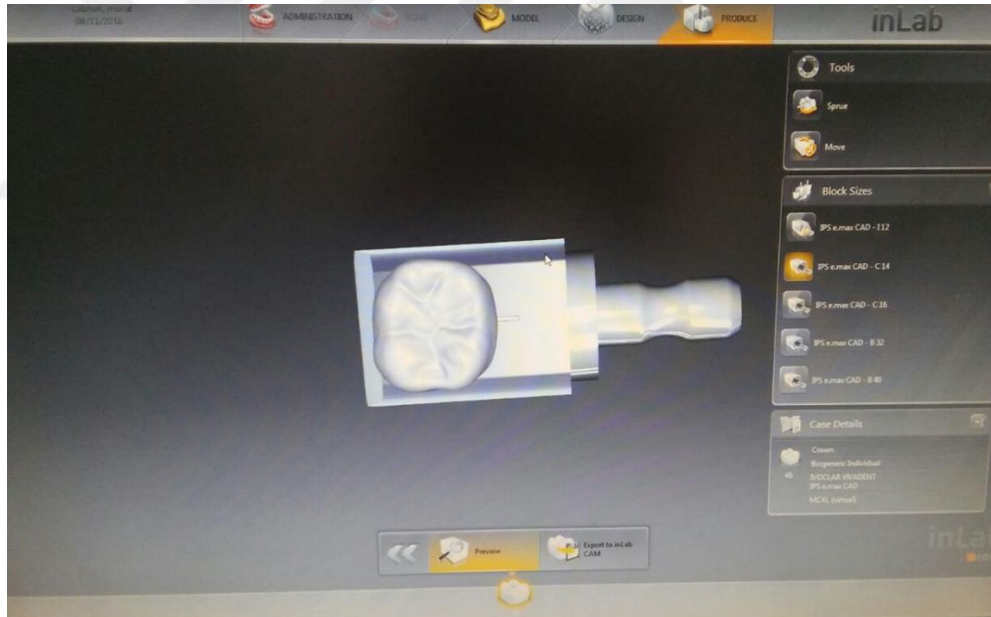
Proksimal kontakt noktalarının tasarımı



Karşıt arka göre tasarımın kontrolü



Siman aralığının belirlenmesi



Üretim yapılacak bloğun seçilmesi

Önceden sistemin tarama ünitesi inEos X5 (Sirona Dental Systems, Bensheim , Almanya) tarafından taranmış olan model özel yazılımda kayıtlı olduğu için direkt olarak kuron protezinin tasarım aşamasına geçildi.

Planlanan tam seramik kuron protezi tasarımı için üç boyutlu model üzerinde restorasyonun bitim sınırları belirlendi. Bitim sınırı öncelikle özel yazılım tarafından otomatik olarak çizildi ve gerekli modifikasyonlar manuel olarak elle yapıldı.

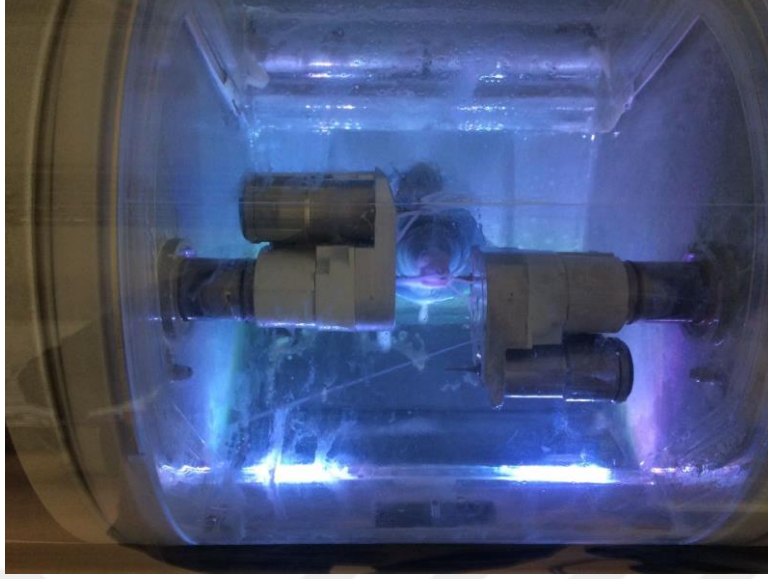
Sistemin özel yazılımı tarafından tasarlanan lityum disilikat kuron restorasyonu, bitim sınırları belirlenen üç boyutlu model üzerine manuel olarak yerleştirildi.

Bu aşamadan sonra sistemin özel yazılımı üzerinde anatomik kuron tasarımı için uygun boyutlarda lityum disilikat blok (IPS –e max CAD block, size LT A1 C14, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) seçilerek elde edilen veriler sistemin aşındırma ünitesine (Sirona Cerec MCXL & MCXL InLab milling unit, Sirona Dental Systems, Bensheim , Almanya) transfer edildi.



IPS –e max CAD bloklar

Aşındırma ünitesine (Sirona Cerec MCXL & MCXL InLab milling unit, Sirona Dental Systems, Bensheim , Almanya) uygun bloğun yerleştirilmesinin ardından 10 adet lityum disilikat blok anatomik formda tam kuron protezi için aşındırma işlemi iki kez gerçekleştirildi .



Sirona Cerec MCXL & MCXL InLab aşındırma ünitesi

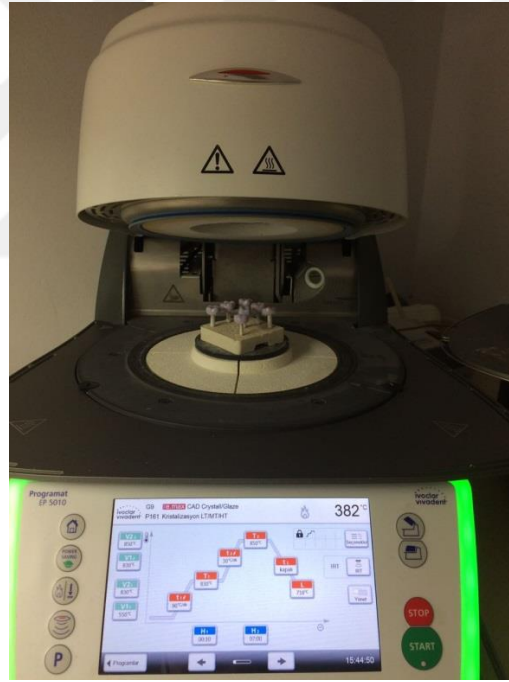
Aşındırma işlemi tamamlanan kuron protezlerine düşük hız ve basınçta gerekli tesviye işlemlerinin yapılmasının ardından polisaj aşamasına geçildi. Bu aşamada elmas lastikler (OptraFine Polishing System, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) ile yüksek parlaklıktaki kauçuk lastikler (OptraFine Polishing System, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) kullanıldı. Bu aşamadan sonra örneklerin kristalizasyonu için 790 °C'ye ayarlanmış vakumlu porselen fırınında (Programat P95, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) 7 dakika bekletildi.



OptraFine Polisaj Seti

Kristalizasyon işlemi tamamlanan kuron protezleri, glazür seramiği uygulaması için hazır hale getirildi. Firmaya ait glazür tozu (IPS e.max® CAD Crystall Glaze , Ivoclar Vivadent, , Schaan, Liechtenstein, Almanya) ve likit (IPS e.max® CAD Crystall Stain Liquid, Ivoclar Vivadent, , Schaan, Liechtenstein, Almanya) üretici firma talimatları doğrultusunda fırça yardımıyla tüm yüzeylere uygulandı.

Glazür seramiği uygulandıktan sonra fırın tablasına yerleştirilen kuron prtotezleri, üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde vakumlu porselen fırınında (Programat P95, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) 840 °C'de yaklaşık 12 dakika süre ile pişim işlemine tabi tutuldu.



Glazür işlemi tamamlanan lityum disilikat tam kuron protezleri oda ısında soğumaya bırakıldıktan sonra örnekler hazır hale getirildi.



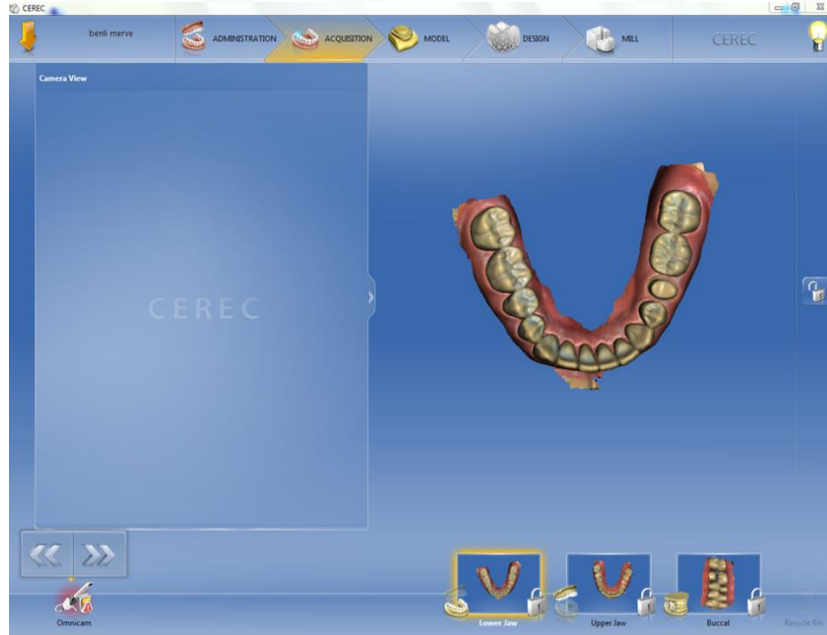
Glazür işlemi tamamlanan IPS –e max CAD kuronlar

3.4.3. Ağız İçi Tarayıcıdan Elde Edilen Veriler ile Kuron Restorasyonlarının Üretilmesi

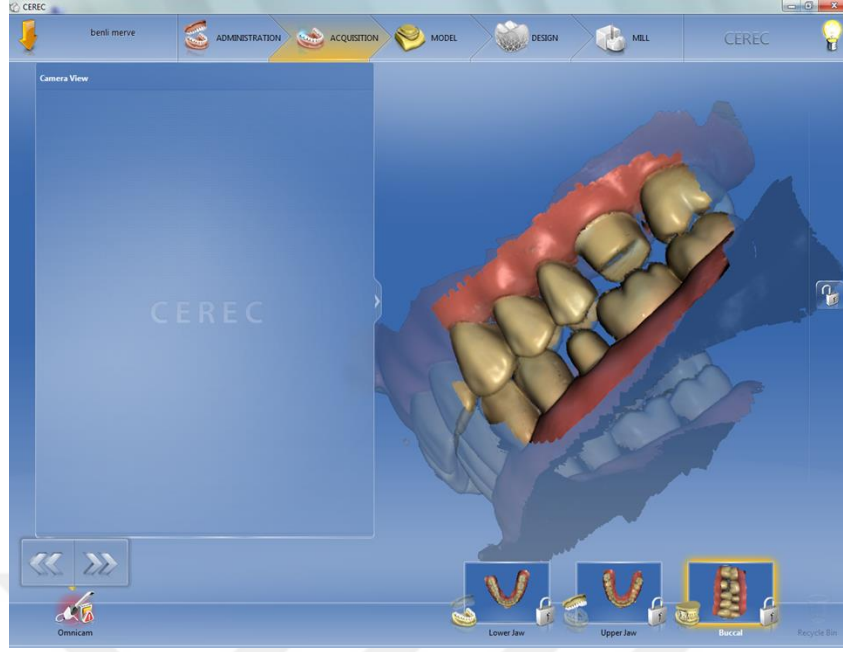
C1 grubuna ait örnekler, Sirona CEREC AC Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ağız içi tarayıcı kullanılarak taranan modelden elde edilen verilere göre IPS –e max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) lityum disilikat cam seramiği kullanılarak üretildi. Tam kron protezlerinin hazırlık aşamasında; Cerec CAD/CAM Sistemi'ne (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ait özel yazılım (CEREC Software, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) üzerinde taranacak olan model ile ilgili diş numarasının (#46) seçilmesinin ardından planlanan tasarım için 'tam anatomik kuron' ve materyal olarak da 'lityum disilikat- Ivoclar' seçenekleri işaretlendi. Planlanan kuron restorasyonlar için 0,004 mm siman aralığı belirlenerek yazılım programına aktarıldı.



Ağız içi tarayıcı ile data aktarımı



İlgili dişin dijital seçimi

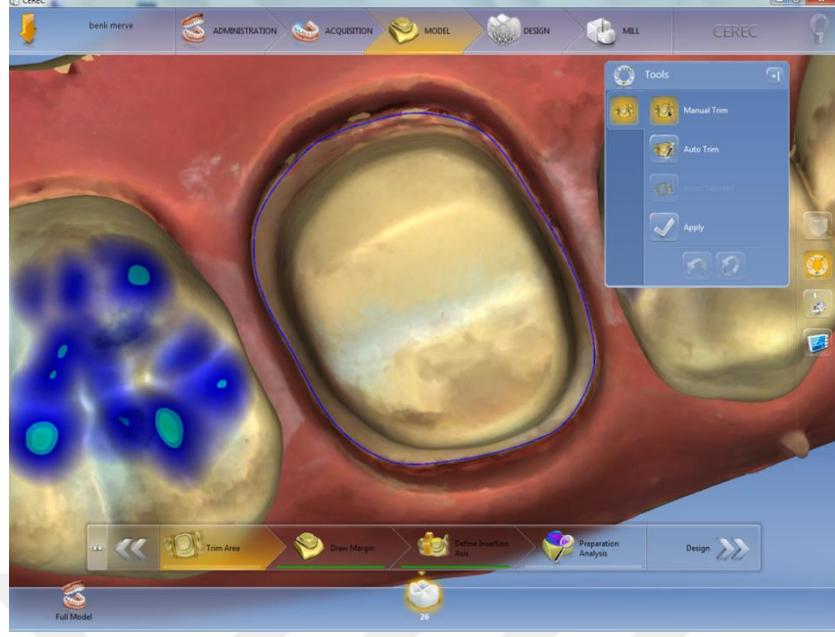


Karşıt arka kapanış ilişkisinin aktarımı

Sistemin ağız içi tarayıcısı ile Sirona CEREC AC Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) taranan modellerin oluşturduğu veriler her örnek için ayrı ayrı programa işlendi.

Tasarım aşamasında kuron protezi için üç boyutlu modeller üretilerek bu modeller üzerinde restorasyonun bitim sınırları önce otomatik yazılım programı aracılığıyla çizildi. Bitim sınırı için istenen düzeltme ve modifikasyonlar ise, üretim emri verilmeden önce manuel olarak programa aktarıldı.

Üç boyutlu dijital model üzerinde özel yazılım programı aracılığıyla gerçekleştirilen tam kuron restorasyonunun tasarımı, manuel olarak yapıldıktan sonra ilgili mandibuler ark ve maksillomandibuler arklar arası ilişki dikkate alınarak kontrol edildi. Yazılım programının işaretleri doğrultusunda eksik bölgeler doldurularak, fazla kontur veya temas gösteren alanlar önerilen sınırlara çekilerek üretim basamağına geçildi.



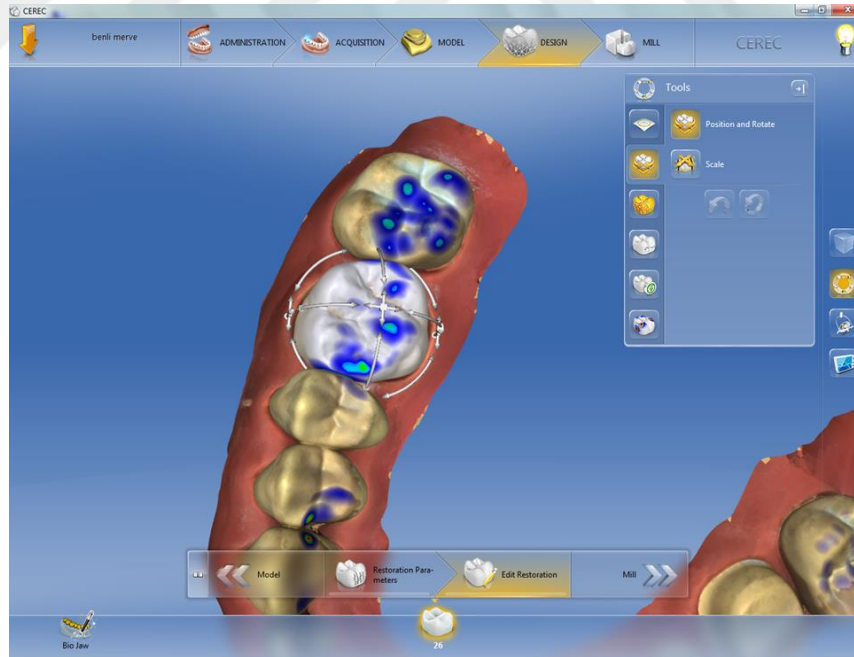
Dijital ortamda marjinlerin belirlenmesi



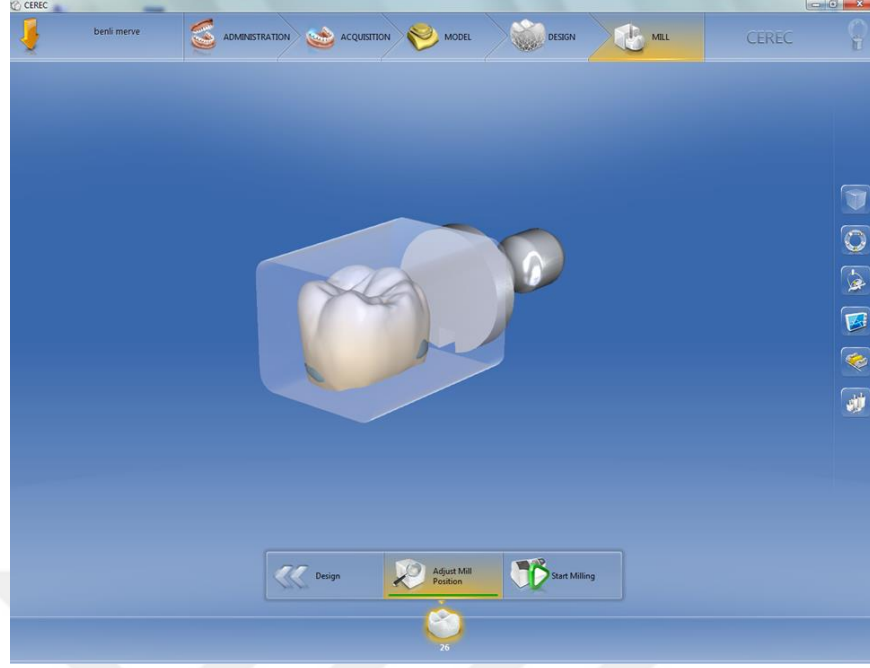
Dijital modelasyon sınırlarının işaretlenmesi



Okluzal kontakt noktalarının ayarlanması



Proksimal kontakt noktalarının belirlenmesi



Üretim yapılacak bloğun seçilmesi

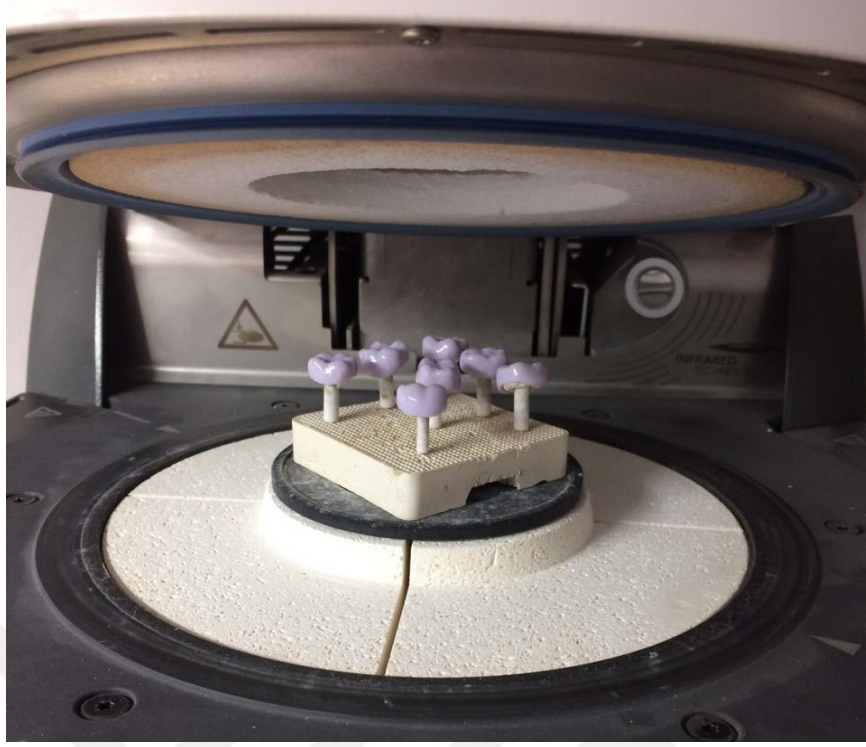
Restorasyonun tasarımı bitirilip, üretim emri verilmesinin ardından sistemin yazılım programında işlenmek üzere uygun boyutlarda lityum disilikat blok (IPS –e max CAD block, size LT A1 C14,Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) seçilerek elde edilen veriler sistemin aşındırma ünitesine (Sirona Cerec MCXL & MCXL InLab milling unit, Sirona Dental Systems, Bensheim , Almanya) transfer edildi.

Uygun blokların aşındırma ünitesine (Sirona Cerec MCXL & MCXL InLab milling unit, Sirona Dental Systems, Bensheim , Almanya) yerleştirilmesinin ardından , tam kuron protezlerinin üretimi için aşındırma işlemi iki kez gerçekleştirildi .



Sirona Cerec MCXL & MCXL InLab Aşındırma Ünitesi

Aşındırma ünitesinde işlemi tamamlanan kuran protezlerine düşük hız ve basınçta tesviye uygulaması yapıldı. Bu işlemin ardından polisaj aşamasına geçildi. Polisaj işlemi için elmas lastikler (OpraFine Polishing System, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) ile yüksek parlaklıktaki kauçuk lastikler (OpraFine Polishing System, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) kullanıldı. Ardından örneklerin eş zamanlı kristalizasyon ve glazür işlemi için tüm örnekler 860 °C'ye ayarlanmış vakumlu porselen fırınında (Programat P95, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Almanya) 7 dakika bekletildi. Glazür seramiğinin hazırlanmasında, firmaya ait glazür tozu ve likiti ((IPS e.max® CAD Crystall Glaze, IPS e.max® CAD Crystall Stain Liquid, Ivoclar Vivadent, , Schaan, Liechtenstein, Almanya) üretici firmanın önerileri doğrultusunda tüm yüzeylere fırça yardımıyla uygulandı.



Glazür işlemi

İşlemin ardından örnekler oda ısısında soğumaya bırakıldılar.

3.5. Ölçümler

Bu aşamada , farklı üretim metotları aracılığıyla elde edilen üç gruba ait örneklerin üretiminden , kuron restorasyonları ile prepare dış yüzeyi arasındaki uyumu değerlendirebilmek amacıyla ‘marjinal aralık’ ve ‘ internal aralık’ ölçümleri ‘replika tekniği’ kullanılarak gerçekleştirildi. Replika tekniği, çalışmamızda olduğu gibi ince yüzey aralıklarını değerlendirebilme açısından ucuz, hızlı ve güvenilir bir yöntem olduğu için literatürde yer alan ve film kalınlığı incelemesi gerektiren pek çok çalışmada tercih sebebi olmuştur(199-205).

Bu teknikte, restorasyon ile preparasyon yüzeyi arasındaki boşluğu dublike edebilmek amacıyla , her restorasyon uygun preparasyon yüzeyine düşük viskoziteli silikon (Express 2 Light body Flow Quick, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) kullanılarak ve klinikte uygulanan simantasyon prosedürünü taklit edebilmek adına parmak basıncı uygulanarak yerleştirilmiştir. Düşük viskoziteli silikon materyalinin polimerizasyonu

(2,5 dakika) gerçekleştikten sonra , ince silikon materyali retorasyona tutunmuş halde , prepare diş yüzeyinden dikkatli bir şekilde uzaklaştırılmıştır. Dublike edilen ara yüzeyi stabilize etmek için, restorasyonlar farklı renkteki silikon materyali (Express 2 Ultra-Light Body Quick, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) içerisine gömülmüşlerdir. Bu aşamadan sonra silikon materyalleri keskin bir bisturi (11numaralı bisturi ucu, Plusmed, Türkiye) ile dört eşit parça olacak şekilde kesilmişlerdir(Bukkolingual ve meziodistal olarak) . Marjinal ve internal bölgede oluşan aralıklar ,50 x büyütmeli stereomikroskop (M80, Leica, Bensheim, Almanya) ve CCD kamera (Charge-coupled camera device, Hitachi CCTV HV- 720, Hitachi, Tokyo, Japonya) ile değerlendirilmiştir. Standardizasyonun sağlanabilmesi adına , tüm ölçümler bu konuda yeterli laboratuvar tecrübesi olan bir araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir. Ölçümlerin yapıldığı sırada , ikinci bir araştırmacı tarafından kullanılan yazılım programı (Leica Application Suite, Leica, Wetzlar, Almanya) aracılığıyla elde edilen ölçümlerin kontrolü yapılmıştır.

3.5.1. Marjinal Aralık Ölçümleri

Marjinal aralık, preparasyonun bitim sınırına yakın diş yüzeyi ile restorasyon arasındaki mesafe olarak adlandırılan bölgedir. Çalışmamızda bu aralığı ölçmek için silikon replikalardan yararlanılmıştır. Her bir kuron restorasyonunun içerisine , standardizasyonu sağlamak amacıyla otomatik silikon karıştırma tabancası (Dentac Silikon 2.Ölçü Tabancası , Öncü Dental,Türkiye) yardımıyla hazırlanan light- body silikon materyali (Express 2 Light body Flow Quick, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) yüklenmiştir. İçerisine silikon materyali konulan kuronlar ilgili dişin üzerine parmak basıncı uygulanarak adapte edilmiş ve apikal yönde uygulanan kuvvet materyal polimerize olana kadar (2,5 dakika) devam ettirilmiştir. Bu sırada kuron kenarlarından taşan fazla silikon materyali, keskin bir bisturi ucu ile marjinal bölgeden uzaklaştırılmıştır. Gerekli hazırlıklar tamamlandıktan sonra marjinal aralık ölçümleri 50x büyütmedeki stereomikroskop (M80, Leica, Bensheim, Almanya) ile gerçekleştirilmiştir. Bu sırada bilgisayara bağlanmış olan kamera (Charge-coupled camera device, Hitachi CCTV HV- 720, Hitachi, Tokyo, Japonya) ile elde edilen görüntüler dijital olarak ekrana aktarılmıştır.

Bir kuron restorasyonuna ait yapılan marjinal aralık ölçümünde, her yüzey için (bukkal, lingual, mezial, distal) iki nokta belirlenerek, bu noktalardan elde edilen sayısal veriler kullanılmıştır.

Çalışmaya ait üç grubun tüm örneklerinde yapılan marjinal aralık ölçümleri için toplamda 240 adet noktanın sayısal değeri kaydedilmiştir.



Silikon replika tekniğinin uygulanması



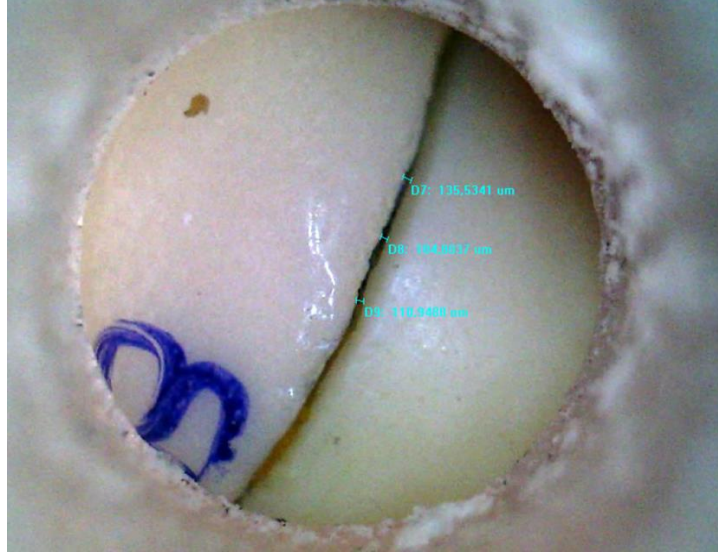
İnternal aralığın dublike edilmesi



Kuronun prepare edilmiş dişe adapte edilmesi



Menganelere örneklerin yerleştirilmesi



3.5.2. İnternal Aralık Ölçümleri

İnternal aralık, restorasyon yüzeyi ile prepare dişin aksiyal bölge , okluzal krest ve okluzal fossa arasındaki uyumunu değerlendirmede kullanılan bir ölçümdür. Bunun için kullanılan aksiyal aralık, prepare diş yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi arasındaki perpendiküler ölçüm olup, kavo-surface açısının 2 mm koronal kısmında yer alan noktaları içerir. Krestal aralık , krestin en tepe noktasında diş yüzeyi ile restorasyon arasında oluşan mesafedir. Okluzal fossa aralığı ise, prepare dişin en sığ bölgesinde yer alan fossadaki diş yüzeyi ile restorasyon yüzeyi arasındaki boşluğu tarif eder.

Marjinal aralık ölçümleri tamamlandıktan sonra, kuron restorasyonlar iç yüzeylerinde yer alan silikon materyaliyle birlikte ilgili diş yüzeyinden uzaklaştırılmışlardır. Kuron restorasyonlarının iç yüzeyinde yer alan silikon tabakayı stabilize etmek amacıyla , farklı renkteki ikinci silikon materyali (Express 2 Ultra-Light Body Quick, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) silikon karıştırma tabancası (Dentac Silikon 2.Ölçü Tabancası , Öncü Dental,Türkiye) yardımıyla kuronların içerisine uygulanmıştır. 2,5 dakika süren polimerizasyon aşamasının ardından, birbiriyle birleşmiş halde bulunan iki silikon tabakası, tek parça olarak kuron restorasyondan ayrılmıştır. Her silikon replikası, keskin bir bisturi ile meziodistal ve bukkolingual olarak dört eşit parçaya ayrılmıştır. Bu işlemden sonra her bir kuron restorasyonun sekiz adet aksiyal bölge ve beş adet okluzal bölgesinden olmak üzere toplam 13 nokta nokta

seçilerek , internal aralık ölçümleri 50 x büyütmedeki stereomikroskop (M80, Leica, Bensheim, Almanya) ile gerçekleştirilmiştir. . Bu sırada bilgisayara bağlanmış olan kamera (Charge-coupled camera device, Hitachi CCTV HV- 720, Hitachi, Tokyo, Japonya) ile elde edilen görüntüler dijital olarak ekrana aktarılmıştır.

Çalışmaya ait üç grubun tüm örneklerinde yapılan internal aralık ölçümleri için toplamda 390 adet noktanın sayısal değeri kaydedilmiştir.



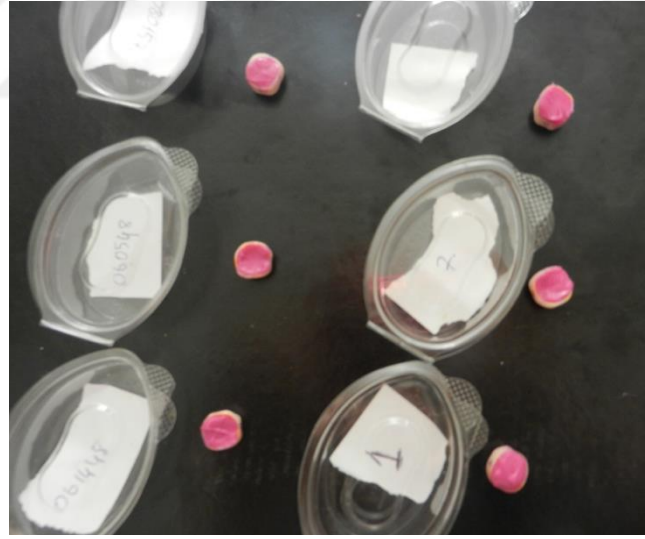
Silikon replikaların eldesi



Silikon replikaların kesit örnekleri



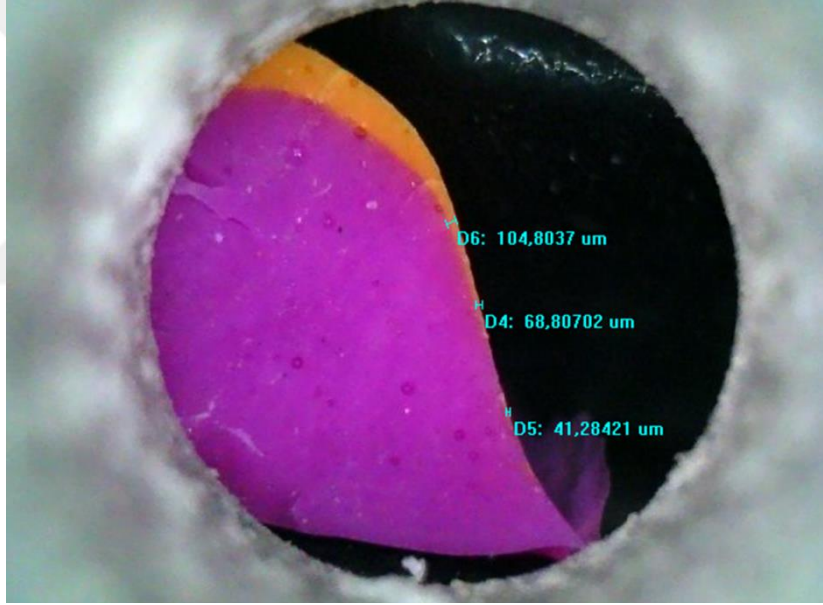
Ağız dışı tarayıcı grubuna ait örneklerin hazırlanması



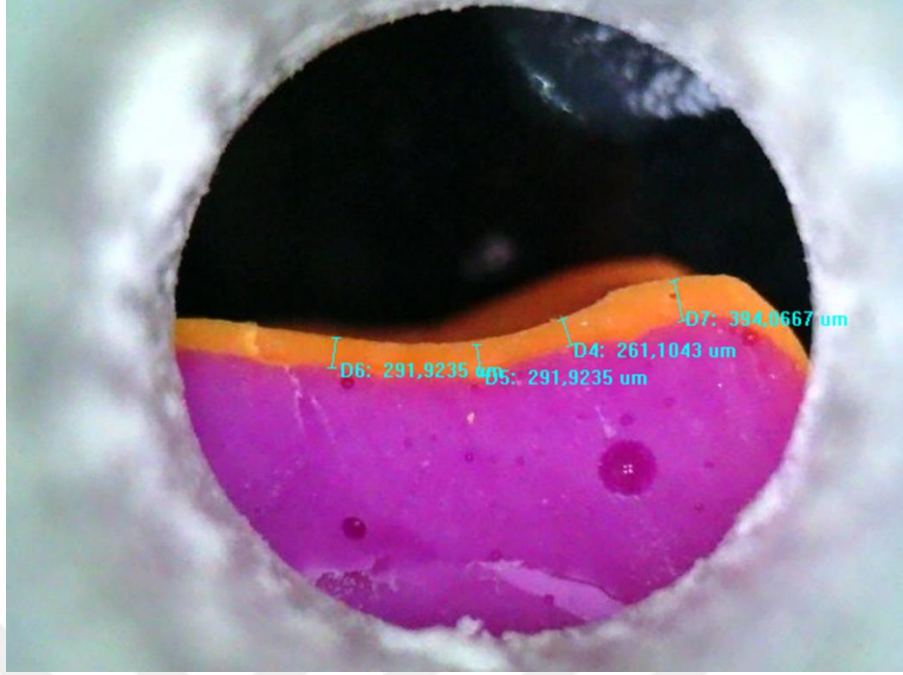
Ağız içi tarayıcı grubuna ait örneklerin hazırlanması



Silikon replika örneği



Aksiyal duvar ölçümleri



Okluzal fossa arlığının ölçülmesi

3.6. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda istatistiksel analizler , NCSS (Number Cruncher Statistical System, 2007 ,Kaysville, Utah, USA) programı yardımıyla yapılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (Ortalama, Standart Sapma, Medyan, Frekans, Oran, Minimum, Maksimum) kullanılmıştır. Normal dağılım gösteren üç ve üzeri grupların karşılaştırmalarında Oneway Anova Test; Post Hoc değerlendirmelerde ise Tukey HSD testten (çoklu karşılaştırma testi) yararlanılmıştır. Sonuçlar, $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Tablo 4. 1. Örnek gruplarının istatistiksel analizlerde kullanılan kısaltmaları

Kısaltma	Grubun adı	Grup niteliği
C1	Dijital ölçü	İntra oral tarayıcı
C2	Klasik ölçü	Konvansiyonel ölçü yöntemi
C3	Yarı dijital ölçü	Ekstra oral tarayıcı

4.1. Marjinal Aralıkların Karşılaştırılması

Tüm grupların marjinal aralık değerlerinin , yöntemler arası farklılık durumunu incelemek için varyans analizi tekniği kullanılmıştır. ANOVA tablosu incelendiğinde, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görülmüştür ($p<0.05$). Farklılığın hangi yöntemler arasında olduğunu incelemek için, post-hoc testlerinden Tukey'in çoklu karşılaştırma testi seçilmiştir. Bu testin sonuçları ise, Tablo 4.2.'de verilmiştir

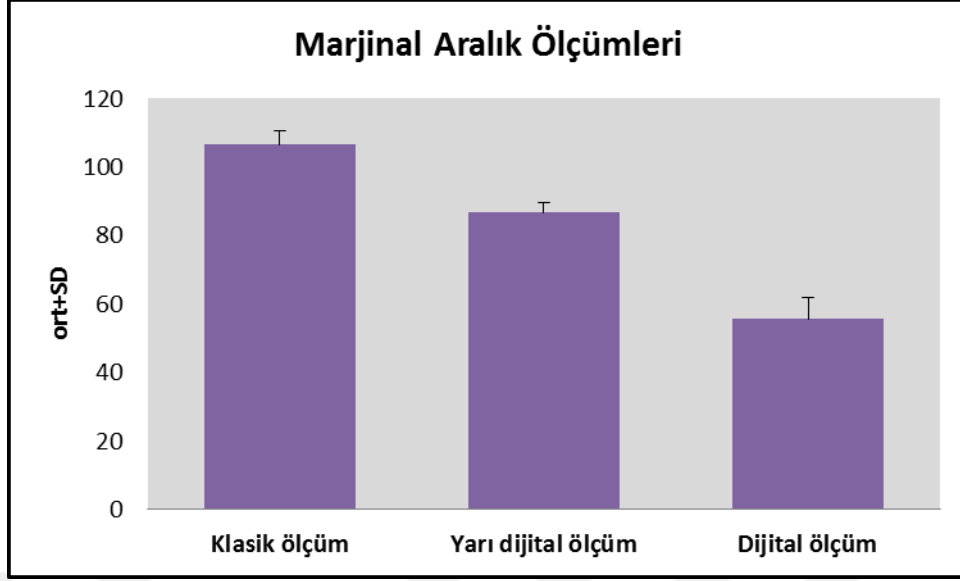
Tablo 4. 2. Marjinal Aralık Ölçümlerine İlişkin Dağılımlar

	Klasik ölçüm	Yarı dijital ölçüm	Dijital ölçüm
	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	<i>Min-Mak (Medyan)</i>
	<i>Ort±Ss</i>	<i>Ort±Ss</i>	<i>Ort±Ss</i>
BUKKAL	89-118 (99) 100.50±7.35	78-93 (83) 83.95±4.85	41-74 (52) 55.60±9.48
LİNGUAL	90-141 (101.5) 104.20±11.47	77-99 (88) 87.70±5.53	42-79 (53) 57.00±11.29
MEZİAL	87-122 (105.5) 106.20±9.63	77-97 (83) 84.25±5.52	42-62 (54.5) 54.40±4.78
DİSTAL	98-132 (114.5) 115.55±9.48	79-108 (90) 91.05±6.75	46-76 (53) 55.90±8.28

Çoklu karşılaştırma tablosu incelendiğinde p değeri 0.05'ten küçük olan ikililer istatistiksel olarak farklılık göstermektedir.

Ortalama marjinal ölçümlere göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır (p=0,001; p<0,01). Farklılığı yaratan grubu saptamak için yapılan ikili karşılaştırmalara göre; dijital ölçü grubunun (C1) ortalama marjinal ölçümleri, klasik ölçü grubu (C4) (p=0,001) ve yarı dijital ölçü grubundan (C4) (p=0,001) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0,01); yarı dijital ölçü grubunun ortalama marjinal değerleri de klasik ölçü grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p=0,001; p<0,01).

Marjinal uyum ölçümlerinin dağılımları Şekil 4.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1: Marjinal Aralık Değerlerinin Dağılımı

4.2. İnternal Aralıkların Karşılaştırılması

Çalışmamızda internal aralık değeri, her örnek için toplam 8 adet aksiyal yüzey ve 5 adet okluzal yüzeye ait değerler olmak üzere, örnek başı 13 noktanın istatistiksel olarak değerlendirilmesi yoluyla elde edilmiştir.

Çalışmamızda yer alan tüm grupların internal aralık değerlerinin, yöntemler arası farklılık durumunu incelemek için varyans analizi tekniği kullanılmıştır. ANOVA tablosu incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu görülmüştür ($p < 0.05$). Farklılığın hangi yöntemler arasında olduğunu incelemek için post-hoc testlerinden Tukey'in çoklu karşılaştırma testi seçilmiştir. Bu testin sonuçları aşağıdaki Tablo 4.3'de verilmiştir.

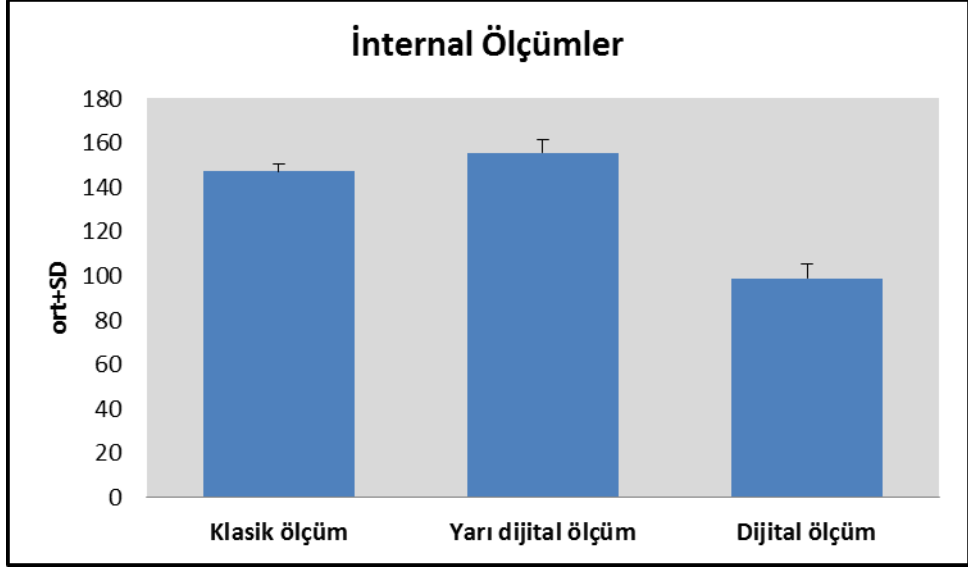
Tablo 4. 3. İnternal Aralık Ölçümlerine İlişkin Dağılımlar

	Klasik ölçüm(C3)	Yarıdijital ölçüm(C4)	Dijital ölçüm(C1)
	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	<i>Min-Mak (Medyan)</i>
	<i>Ort±Ss</i>	<i>Ort±Ss</i>	<i>Ort±Ss</i>
BUKKAL	97-128 (117) 115.25±9.17	80-102 (87) 88.45±6.12	41-83 (71.5) 68.60±10.83
LİNGUAL	97-131 (110) 112.10±9.31	72-102 (87) 86.50±7.16	43-86 (63) 64.65±10.93
MEZİAL	98-135 (119.5) 119.85±9.15	81-105 (93.5) 93.30±6.04	57-89 (79.5) 77.85±8.29
DİSTAL	99-132 (120) 119.35±9.40	78-108 (91) 91.75±8.06	67-93 (79) 78.95±6.74

Çoklu karşılaştırma tablosu incelendiğinde p değeri 0.05'ten küçük olan ikililer istatistiksel olarak farklılık göstermektedir.

Ortalama internal ölçümlere göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır (p=0,001; p<0,01). Farklılığı yaratan grubu saptamak için yapılan ikili karşılaştırmalara göre; dijital ölçü grubunun (C1) ortalama internal ölçümleri, klasik ölçü grubu (p=0,001) ve yarı dijital ölçü grubunun (C4) (p=0,001) değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p<0,01); klasik ölçü grubunun ortalama internal ölçümleri de yarı dijital ölçü grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur (p=0,006; p<0,01).

İnternal uyum ölçümlerinin dağılımları Şekil 4.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1: İnternal Ölçümlerin Dağılımı

5.TARTIŞMA

Tam kuron protetik restorasyonlarının yapımı ile kaybolan diş dokusu restore edilerek, dişin fonksiyonu yeniden sağlanırken, zarar gören koronal kısmın kontur ve morfolojisi yeniden elde edilmiş olur. . Bu sayede dental arkin bütünlüğü devam ettirilmekte ve hastanın estetik görüntüsü düzeltilebilmektedir.

Dental seramikler, doğal dentisyonun görünüşünü en iyi şekilde taklit edebilen, optimum estetik özelliklere sahip materyaller olaraktanımlanırlar(206-208). Dental materyal olarak porselenin korozyon, aşınma ve asit direncinin birçok materyale göre daha üstün olması(38), yüksek kompresyon dayanıklılığı, diş yapısına benzer ısıl genişleme katsayısına sahip olması ve biyouyumluluğu; araştırmaların bu materyal üzerinde yoğunlaşmasını sağlamıştır(206). Bu materyallerin değerlendirilmesinde; estetik, mekanik performans, maliyet ve kullanım kolaylığı gibi faktörlerdikkate alınır. Ne yazık ki, bir gereksinim için ideal olan materyal, diğer kriterlerde yeterli başarıyı gösterememektedir. Örneğin, yüksek dayanıklılığa sahip bir materyal, doğal dişlerin renk ve translüsensi karakterini taklit etmekte başarılı olamamaktadır(209).

Protetik tedavilerde başarının temel ölçütleri arasında yer alan estetik, diş hekimliğinde çağlar boyunca ilgi alanı olmuştur. Bu nedenle, estetik açıdan en uygun materyal ve yöntem arayışları günümüz diş hekimliği uygulamalarında hala devam etmektedir.

Porselen materyali, estetiğin önemli bir simgesi olmasına rağmen, materyalin bazı mekanik özelliklerinin yetersiz oluşu, araştırmaların günümüzde de sürmesinin odak noktasını oluşturmaktadır. Bu özelliklerinin başında porselenin kırılabilirliği, çekme ve makaslama streslerine karşı dayanımının yetersiz oluşu gelmektedir.

Metal destekli porselen restorasyonlar, klinik dayanıklılıkları ve estetik özellikleri sayesinde son 40 yıldır sabit protetik tedavide popüler hale gelmişlerdir(210). Metal destekli porselen kuronların dayanıklılık, uzun dönem kullanılabilirlik ve geliştirilmiş estetik sonuçları klinik kullanımını arttırsa da ,tasarımda yer alan metal alt yapı doğal estetiği yakalamaya çok müsait değildir(67). Metal destekli porselen restorasyonların, metal alt yapının gingival bölgede yansıması sonucunda marjin bölgesinde gri görünüme neden olduğu bilinmektedir(211).

Sistemdeki metal yansımalarını maskeleyerek için opak seramik kullanılır ve bu yüzden de doğal dişin translüensansını yüksek doğrulukta taklit etmek mümkün olmamaktadır(212).

Metal seramiklerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi ile ilgili yeterli sonuçlar alınmışsa da, ışık geçirgenliğinin yetersiz oluşu, metalin koroziv etkisi, marjinal uyumun sağlanmasındaki zorluk gibi faktörler, bu restorasyonlara olan ilgiyi azaltmaya başlamıştır.

Protetik restorasyonun klinik başarısı, pek çok faktöre bağlıdır. Restorasyonun marjinal uyumu ise ,bunlar arasında önemli bir yer tutar . Prepare edilmiş diş yüzeyi ile restorasyon arasında yeterli uyumun olmayışı, simanın ağız sıvılarında çözünmesine ve plak retansiyonuna neden olacağı için hem diş hem de periodontal dokular açısından zararlı bir etken olarak kabul edilir.

Preparasyon işleminin nitelik ve niceliği, marjinal uyumu yakalamada büyük paya sahiptir. Bu sebeple,oral kavitenin biyolojik ortamında restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi için protetik restorasyon kenarının, diş kesiminin bitiş çizgisine sıkıca adapte olması gerekmektedir (21).Aksi takdirde, kuron ve prepare edilmiş diş arasında oluşan marjinal aralıktaki artış; gingival indeksle ölçümü yapılan gingival inflamasyon oranında artışa neden olmaktadır(169).

Protetik restorasyonların başarısını değerlendirmede birçok mekanik laboratuvar test yöntemi mevcut olsa da, biyolojik ortamda kullanılan restorasyonların başarısında marjinal uyum değerlendirmesi son derece önemlidir (27). Marjinal uyum değerlendirmesi; periodontal sağlık ve estetiğin idame ettirilebilmesi açısından ön planda yer almaktadır. Bu nedenle çalışmamızda, test örneklerinin marjinal ve internal uyum değerlendirmelerinin yapılması amaçlanmıştır.

Marjinal uyum, tam seramik kuronların uzun dönem başarısında önemli bir kriterdir. Kuronların marjinal uyumsuzluğunun neden olduğu sorunlar; periodontal hastalıkların ve çürüğün temel etkeni olan plak birikimine sebep olması, leestetik problemler ve siman ajanında çözünmenin artmasıdır(213,214).

Marjinal uyumun tanımlanması, araştırmacıya bağlı olarak değişebilmekte ve farklı ölçümler için aynı terimler ya da aynı ölçümler için farklı terimler kullanılabilir. Çalışmamızda yapılan marjinal aralık değerlendirmeleri, Holmes ve arkadaşları(112) tarafından yapılan çalışmanın terminolojisi ışığında elde edilmiştir. Araştırmacılar marjinal uyum değerlendirmesinde, en uygun ölçümün 'mutlak marjinal aralık' olduğunu belirtmişlerdir. Buna göre, mutlak marjinal aralık her zaman marjinde mevcut olan hatalar arasında en büyük ölçüm değerine sahip olacaktır. Ayrıca, bu değer, kuronun vertikal ve horizontal yöndeki uyumsuzluğunun açısal kombinasyonu olduğu için, o noktadaki tüm marjinal uyumsuzluğu yüksek doğrulukta yansıtabilme özelliğine de sahiptir.

Marjinal uyum ölçümlerinde, kuronların simantasyonu önemli bir tartışma konusu olmuştur. Çoğu araştırmacı, simante edilmemiş kuronları analiz etmiş(171), bir kısmı da simantasyon sonrası örneklerde inceleme yapmıştır(212). Literatürde mevcut olan bu çalışmaların ortak amacı, siman film kalınlığı ile ilgili olarak net bir bilgiye ulaşmaktır. Bu amaçla Chung ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, marjinal uyumu arttırmak için kullanılan siman tipinin değil, siman kalınlığının önemli olduğuygulanmıştır(214).

Klinik olarak simantasyon işlemi sırasında, çoğunlukla parmak basıncı uygulanmaktadır(29,122, 215-218). Bu basınç yaklaşık olarak 8 ± 1.3 kg'dır. İlgili kaynaklar incelendiğinde uygulanan kuvvet miktarının artırılmasının, restorasyonun dişle olan uyumunu etkilemediği, daha yüksek değerlerde uygulanan basıncın ise, restorasyonda uzun dönem başarısızlıklara yol açtığı rapor edilmiştir(219). Bu yüzden çalışmamızda standart bir kuvvetin uygulanması amacıyla, silikon replikalar elde edilirken özel bir sıkıştırma düzeneği kullanılarak, işlemlerin tek uygulayıcı tarafından yapılması sağlanmıştır.

Günümüzde, restorasyon yüzeyi ile diş arasındaki marjinal uyumu tespit etmek amacıyla in-vivo ve in-vitro pek çok çalışma mevcuttur. İn-vivo yöntemle yapılan çalışmalarda, standardizasyonu sağlamak klinik açıdan mümkün olmamaktadır(143). Ayrıca in-vitro çalışmalara kıyasla, in-vivo çalışmaların uygulanması daha zordur. İn-vitro yöntemlerle elde edilen marjinal uyum değerleri, in-vivo yöntemlerle elde edilen değerleri tam olarak yansıtmamakla birlikte, klinik uygulamalara rehber olacak bilgileri içermektedir(220).

Birçok araştırmacı marjinal uyum ölçümlerinde, çalışmamızda da olduğu üzere, ‘replika tekniği’ni kullanmışlardır(114,115,170) Bu yöntemin avantajı, ucuz, hızlı ve güvenilir sonuçlar vermesidir. Böning ve arkadaşları(200) ise doğal dişler üzerinde hazırladıkları farklı tam seramik kuronların marjinal uyumunu replika tekniği ile değerlendirmiş ve gruplar arasında marjinal uyum açısından fark olmadığını bildirmişlerdir. Marjinal aralık değerlendirmelerinde ise, Bazı araştırmacılar dijital mikroskop(114, 138, 147), bazı araştırmacılar stereomikroskop(115, 123, 137, 192, 200, 218) bazı araştırmacılar ise bilgisayara bağlantılı ışık mikroskobu(16, 145, 200, 219-221) kullanmışlardır. Çalışmamızda yüksek güçteki imaj büyütmesi ile oldukça hassas ölçümlere izin vermesinden dolayı, pek çok çalışmada da olduğu üzere stereomikroskop tercih edilmiştir.

Groten ve arkadaşları, farklı yöntemlerle hazırladıkları In-Ceram kuronların marjinal uyumunu ışık mikroskobu ile değerlendirmiş ve SEM ile ışık mikroskobundan elde edilen sonuçların doğruluğunu teyit etmişlerdir. Çalışmanın verilerine göre, yöntemler arasında anlamlı bir fark olmadığını ve SEM ile ışık mikroskobundan elde edilen verilerin güvenilirliğinin benzer nitelikte olduğunu bildirmişlerdir(122).

Çalışmamızda stereomikroskop kullanılarak elde edilen görüntülerde büyütme sağlanmış, dijital fotoğraf makinesiyle görüntüler kaydedilip, bilgisayara aktarılarak, marjinal açıklıklar profesyonel bir görüntü analiz programı ile tespit edilmiştir.marjinal ve internal uyumunun değerlendirildiği bazı çalışmalarda da, mikroskop ile büyütme yapılarak, görüntülerin fotoğrafı çekilip, görüntü analiz programlarıyla marjinal ve internal aralık değerleri ölçülmüştür(138, 146, 172, 173, 190, 191)

Çalışmamızda restore edilecek diş örneklerinin hazırlanmasında ise; standart bir preparasyon eldesinin manuel yöntemlerle zor olması sebebiyle, hazır prepare fantom diş kullanılmıştır. Literatürde marjinal uyumun değerlendirildiği birçok çalışmada da standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla , fantom dişler tercih edilmiştir(194-198). Hazır prepare fantom dişin üretimi sırasında, firmanın katalog bilgilerine göre, preparasyon işleminde temel preparasyon prensipleri takip edilmiş ve marjinal bölgede stresi azaltmak amacıyla, chamfer tarzı bitiş çizgisi kullanılmıştır(176). Chamfer tipi bitiş çizgisinde, basamak ile prepare edilen destek diş duvarı arasındaki açıyı hafifçe

yuvarlatmanın, restorasyonun uyumu açısından önemli olduğu bildirilmiştir(221,222). Bu amaçla çalışmamızda kullanılan kenar sonlanma şekli ,literatürde birçok araştırmacının da tavsiye ettiği gibi , chamfer basamak tipidir(115, 120, 137, 148, 172, 190, 198-201)

Preparasyonun bitiş çizgisinin konfigürasyonu; restoratif materyalin marjindeki hacmini ve şeklini belirlemede rol oynayıp, restorasyonun yüzeye oturmasını ve dişle olan marjinal adaptasyonunu belirlemede etkilidir(176). Chamfer marjin dizaynı, oklüzal kuvvetlere karşı direnci artırır ve restorasyonda fraktüre neden olabilecek stresleri minimize eder. Sağlıklı restorasyon konturları ile maksimum estetiği elde edebilmede yardımcıdır.

Rinke ve arkadaşları(115), kesici ve premolar dişler üzerinde hazırladıkları In-Ceram kuronların marjinal uyumlarını değerlendirmişler ve chamfer marjin dizaynının istatistiksel olarak anlamlı derecede daha küçük marjinal aralık gösterdiğini ortaya koymuşlardır. Ayrıca, chamfer marjin dizaynı, siman kaçışını kolaylaştırarak , marjinal açıklığın daha düşük değerlere inmesini sağlamaktadır(115,196,205).

Konvansiyonel yolla elde edilen metal destekli seramik restorasyonlarda uygulanan marjin dizaynı kadar , tam seramik kuron üretiminde tercih edilen sistemin nitelikleri de basamak şeklini belirlemede etkilidir. Örneğin, Procera sisteminde kullanılan metal tarayıcı ucun küre şeklinde olması nedeniyle, tasarımda chamfer basamak preparasyonu yapılması gerekmektedir(223). Ancak, Cerec sistemi için hem chamfer hem de iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak preparasyonu uygulanabilir.

Marjinal ve internal uyumu değerlendirmek amaçlı yapılan çalışmalarda, farklı örnek sayıları kullanılmıştır. Beschnidt ve Strub, her bir grup için 10 örnek, May ve arkadaşları, her grup için 5 örnek, Leong ve arkadaşları ile Schaerer ve arkadaşları her grup için 6, Oruç ve Tulunoğlu, her grup için 8 örnek kullanmıştır(224). Bu bilgiler ışığında ve alfa seviyesi %5 , güç analizi % 80 olarak alındığında yapılan değerlendirmeler sonucunda ,çalışmamızda kullanılan her grup için 10 adet örnek sayısı belirlenmiştir.

Ölçü teknikleri ve materyallerinde yaşanan tüm gelişmelere rağmen, günlük klinik uygulamalarda geleneksel ölçü yöntemi ve bu yolla elde edilen restorasyonlar sıklıkla memnun edici nitelikte olmayıp, hekim ve hastaları daha iyisini aramaya yönlendirmektedir (1). Çoğu hastanın farklı sebeplerle, geleneksel ölçü yöntemlerini tercih etmek istemeyişi, araştırmacıları dijital ölçü sistemleri konusunda daha fazla çalışmaya sevk etmiştir (2,3). Bu ve bu gibi sebeplerle, dental restorasyonların üretiminde CAD / CAM teknolojisi her geçen gün biraz daha popüler hale gelmektedir.

Dijital ölçü sisteminin işlem basamaklarının daha kısa ve kolay olması, konvansiyonel ölçü yöntemi ve model elde etme işlemine bağlı hataları ekarte edebilmesi nedeniyle sistem gelişimi ivme kazanmaktadır. Yapılan bazı çalışmalar intraoral tarayıcının kullanıldığı dijital ölçü sistemiyle üretilen restorasyonların, konvansiyonel ölçü yöntemi aracılığıyla üretilen restorasyonlardan daha yüksek marjinal uyuma sahip olduğunu göstermektedir(4-6).

Dijital ölçü sistemiyle, klinisyen ilgili dişe uyguladığı işlemi eş zamanlı olarak değerlendirebilmekte, karşıt okluzyonla ilişkisini inceleyebilmekte , büyültme , küçültme gibi teknik avantajlardan yararlanarak gerekli düzeltmeleri aynı seansta uygulayabilmekte ve tüm bu işlemler için konvansiyonel ölçü yönteminde olduğu gibi ‘ ölçü yenileme’ işlemine gerek duyulmamaktadır. Bunun yanı sıra, CAD / CAM sistemiyle elde edilen tam seramik restorasyonların yüksek dayanıklılıkta olması, yöntemin önemli avantajlarından biridir ki maksimum rezistansa sahip tam seramik restorasyonların üretimi bugün sadece CAD/ CAM sistemleri ile mümkündür.

Çalışmamızda kullanılan lityum disilikat gibi materyallerin popülaritesi de estetik, mekanik ve biyouyumluluk nitelikleri sebebiyle son on yılda yükselişe geçmiştir(7,8). Dolayısıyla, bu konuda daha fazla in vivo ve in vitro çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

CAD-CAM sistemleri geliştirilirken planlanan temel hedefler; fabrika tarafından üretilmiş hazır bloklar kullanılarak, yüksek kalite standardına sahip malzemelerden restorasyonun üretilmesi, restorasyonun şekillendirme prosedürünün standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesidir(225).

CAD-CAM sistemlerinin temel prensibi olan aşındırma tekniğinde ise, kullanılan materyalin fabrikada üretilmiş hazır bloklar halinde bulunması, yapım

aşamasında materyalin özelliklerini etkileyebilecek hataların elimine edilmesini sağlamaktadır(198). Bunun yanı sıra, klasik yöntemlerde olan revetmana alma ve döküm işlemlerinde meydana gelen mekanik ve ısıl hatalar da ortadan kalkmaktadır.

Quintas ve arkadaşları(226) farklı seramikler, farklı simantasyon malzemeleri ve farklı kenar bitim şekillerinin dikey kenar açıklığına etkisini in-vitro olarak incelemiştir. IPS Empress 2, In-Ceram Alümina ve Procera teknikleri kullanılarak hazırlanan kuron protezlerinde kenar uyumu profil projeksiyon cihazı ile ölçülmüştür. Simantasyon öncesi ve sonrasında; Procera sisteminde 25 µm ve 44 µm, IPS Empress 2 sisteminde 68 µm ve 110 µm, In-Ceram Alümina grubunda ise 57 µm ve 117 µm kenar açıklığı elde edilmiştir. Kenar bitim şekli ve simandan bağımsız olarak Procera sistemi ile hazırlanmış örneklerde en başarılı kenar uyumu değerleri bulunmuş ve bunun da CAD-CAM sistemlerinin, laboratuvar aşamalarının azalmasından ve üretim prosedürünün tekrarlanabilirliğinden kaynaklanmış olabileceği belirtilmiştir.

Son yıllarda birçok CAD-CAM sistemi geliştirilmiş olsa da bu çalışmada, yaygın olarak kullanılması ve pek çok literatür bulgusuna sahip olmasından dolayı güncel CAD/CAM sistemlerinden ,Cerec Sistemi tercih edilmiştir.

Marjinal ve internal uyumu konu alan literatür çalışmaları incelendiğinde, bu tasarımların genellikle tam seramik sistemler üzerinde yoğunlaştığı, metal-seramik sistemler üzerinde ise, tam seramik sistemlere göre daha az çalışma olduğu gözlenmiştir. Bu nedenle çalışmamızda incelenen gruplar ve özellikleri nedeniyle ,literatüre katkı sağlanması planlanmaktadır.

Literatürde mevcut olan çalışmalara göre 120 µm'ye kadar olan marjinal açıklık, klinik olarak kabul edilebilir değerdir(79,138, 143, 227, 228). Tam seramik kuronların marjinal uyumları sadece gingival sağlık açısından değil, simantasyon sonrası oklüzal uyumlama gerekliliğini optimuma indirebilmek açısından da önem taşımaktadır(229). May ve arkadaşları, simante edilmiş restorasyonların marjinal aralığının teorikte 25 - 40 µm arasında olması gerektiğini vurgulayıp, ancak klinikte bu durumun nadir gözlendiğini bildirmişlerdir(224). Uzun dönemli prognozun iyi olması için klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık ise McLean ve von Fraunhofer'e (230) göre 120 µm ve Bjorn ve arkadaşlarına göre ise en fazla 200 µm olmalıdır(228).

İnternal uyumla ilgili olarak literatürde çok fazla çalışmanın olmayışı, çalışmamızı yönlendirmede etkili olurken, yapılan araştırmalar sonucunda internal aralık için net bir sonuca ulaşılamamıştır. Bunun yanı sıra, restorasyon iç yüzeyi ile dış arasındaki uyumu değerlendirmede kullanılan siman aralığı, internal uyum ölçümlerinde göz önünde bulundurulmuş parametredir. Bu açıdan, siman aralığı, internal uyumun saptanmasında çalışmaya dahil edilen değerler arasında yer almaktadır. Levine'nin çalışmasına göre teorik olarak, internal uyuma sahip restorasyonların siman film kalınlığı 20 - 40 µm olmalıdır(231). Nakamura ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada CEREC 3 kuronların internal aralıkları 116 - 162 µm arasında, marjinal aralıkları ise 53 - 108 µm arasında bulunmuştur(232). Fransson ve arkadaşlarının, metal destekli porselenlerle yaptıkları araştırmada ise 200 µm'luk açıklığın kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir(233). Boeing ve arkadaşlarının(145) yaptıkları çalışmada, Fransson ve arkadaşlarının(233) çalışması ile benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Metal destekli seramik restorasyonların üretimi sırasında meydana gelen kenar uyumu değişikliğinin çeşitli faktörlere bağlı olabileceği bildirilmiştir. Bunlar; konvansiyonel ölçü sistemindeki dezavantajlar, seramiğin pişirilmesi esnasında oluşan büzülme, seramik ile alt yapı metalinin ısıl genleşme katsayısı arasındaki fark, metal alaşımının kendi mekanik özellikleri, alt yapı dizaynı, dış preparasyonu, alaşım yüzeyinde metal oksit oluşması, metal içindeki artık streslerin açığa çıkması, döküm kontaminasyonu, metal alt yapının iç yüzeyinin seramik ile kontamine olması olarak sıralanmıştır(165,234). Bu faktörlerin restorasyon üretimindeki etkisinin. marjinal ve internal uyum üzerine olan etkisini değerlendirmek amacıyla çalışmamızda dijital ölçü yöntemleri tercih edilmiştir.

Dijital ölçü yöntemiyle elde edilen bilgiler, direkt olarak CAD / CAM üretim zincirine aktarılabilir. Ancak, geleneksel yöntemle elde edilen kayıtlar, aracı bir materyal yardımıyla negatif kopyalar halinde teknisyene iletilebilir. Bu yöntemde tercih edilen ölçü alma tekniği, kullanılan ölçü materyali, taşınma şekli, ölçü kaşıkları ve karıştırma teknikleri ölçünün doğruluğunu etkileyen önemli parametrelerdir(9- 14). Her ne kadar konvansiyonel ölçü alma işleminin basamakları standardize edilmeye çalışılsa da, sistemin niteliğinden kaynaklanan süreç, işlemi hata yapma olasılığı yüksek bir pozisyona getirmektedir. Ölçü alma aşaması ve model üretimi sırasında oluşabilecek

hataları minimuma indirebilmek adına, hasta ağzından elde edilen bilgilerin direkt aktarımı, işlem basamaklarını azaltarak daha net sonuçlar verecektir(15).Bu açıdan bakıldığında, dijital ölçü sistemi restorasyon üretiminde gerekli dataların direkt aktarımını sağlamaktadır.

Sistem ilk olarak CEREC (Sirona, Behnheim, Almanya) tarafından 25 yıl kadar önce ortaya atılmış olup, bugün hızla gelişimine devam etmektedir. Güncel olarak, CEREC AC Omnicam (Sirona, Behnheim, Almanya) en çok kullanılan , extraoral ve intraoral dental tarayıcılar arasında yer alarak, dijital ölçü sistemlerinin başında gelmektedir. Extraoral tarayıcının kullanıldığı ‘ indirekt dijital teknik ‘ ve intraoral tarayıcının kullanıldığı ‘ direkt dijital teknik’ arasında uyum netliği bakımından cevaplanmamış pek çok klinik soru bulunmaktadır. Ayrıca, intraoral dental tarayıcılar kullanılarak elde edilen dijital ölçüler yardımıyla üretilen restorasyonların uyumunu değerlendiren çalışmalar, şu anda sınırlı sayıda mevcuttur (16-20).

Üretilen restorasyonun marjinal uyumu sağlıklı periodontal durum için öncül adım olup, internal uyum seramik restorasyonun , klinik ömrü ve retansiyonuyla doğru orantılı bir seyre sahiptir. Çalışmamız, literatürde var olan bu eksikliği giderme amacı taşımaktadır. Bunun yanı sıra, dental kliniklerde yaygın olarak kullanılan iki tip restorasyonun ve materyalin test edilerek, hangi grupların daha avantajlı sonuçlar ortaya çıkaracağı bilgisiyle ileriki klinik çalışmalara yön vermek hedeflenmektedir.

Hamza ve arkadaşları, Y-TZP ve lityum disilikat seramikleri kullanarak, KavoEverest ve Cerec inLab CAD-CAM sistemleriyle elde ettikleri kuronların marjinal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Y-TZP kuronlarda Kavo Everest sisteminde $14 \pm 5.2\mu\text{m}$, Cerec inLab sisteminde ise $86.1 \pm 28.8 \mu\text{m}$ marjinal aralık elde etmişlerdir(235). Lityum disilikat kuronlarda ise Kavo Everest sisteminde $28.1 \pm 7.9 \mu\text{m}$, Cerec inLab sisteminde de $40.2 \pm 6.7 \mu\text{m}$ marjinal aralık elde edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, marjinal aralığın kullanılan CAD-CAM sistemi ve seramik tipine bağlı olduğu bulunmuştur.

Yöndem ve arkadaşları, yaptıkları araştırmada konvansiyonel yöntemle elde edilen alt yapılarla , CAD/CAM tekniği kullanılarak üretilen kuron restorasyonların alt yapılarının marjinal uyumlarını karşılaştırmışlardır(236). Alt yapıların ana model

üzerindeki ölçümleri sonucu ortaya çıkan ortalama değerler ve standart sapmalara göre; konvansiyonel yöntem kullanılarak yapılan Cr-Co alt yapılarında $49.6 \pm 8.76 \mu\text{m}$, CAD-CAM tekniği kullanılarak elde edilen Cr-Co alt yapılarında $10.72 \pm 1 \mu\text{m}$ ve CAD-CAM tekniği kullanılarak elde edilen titanyum alt yapılarında ise $16.35 \pm 2.99 \mu\text{m}$ kenar açıklığı saptamışlardır. Kruskal-Wallis testi, kullanılan teknikler ve metal alt yapılar arasında önemli derecede fark olduğunu göstermiştir. En fazla marjinal aralık değerleri, konvansiyonel yöntem kullanılarak elde edilen alt yapılarında meydana gelmiştir. CAD-CAM ile elde edilen Cr-Co alt yapıların marjinal aralık değerleri, diğerlerine göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Bu açıdan değerlendirildiğinde, çalışmamız literatürdeki mevcut çalışmalarla uyumlu sonuçlara sahiptir.

Yeo ve arkadaşları, üç farklı tam seramik sisteminin kenar uyumunu in-vitro olarak inceledikleri bir çalışmada Celay In-Ceram, geleneksel In-Ceram, IPS Empress 2 tabakalama tekniklerini kullanarak tam seramik kuron protezleri üretmişler ve kontrol grubu olarak metal destekli seramik kuron restorasyonu kullanmışlardır(237). Üst keser dişin kullanıldığı çalışmada, 6° 'lik taper açısıyla preparasyon hazırlanarak, kenar bitim formu olarak 1 mm genişliğinde shoulder basamak seçilmiştir. Işık mikroskobu kullanarak yaptıkları ölçümlerde, metal destekli seramik sistemde $87 \pm 34 \mu\text{m}$, Celay In-Ceram sistemde $83 \pm 33 \mu\text{m}$, geleneksel In-Ceram sistemde $112 \pm 55 \mu\text{m}$, IPS Empress 2 sistemde $46 \pm 16 \mu\text{m}$ kenar açıklığı bildirilmiştir. Yapılan analiz sonucunda IPS Empress 2 sistemi ile kontrol grubu arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir. Ayrıca IPS Empress 2 grubundaki örneklerin diğer sistemlere göre minimal kenar açıklığına sahip olduğu ve bu değerlerin homojen bir şekilde dağılımının olduğunu belirtmişlerdir. Klinik olarak kabul edilebilir kenar açıklığının ise $120 \mu\text{m}$ olduğunu bildirmişlerdir.

Coli ve Karlsson, Denzir CAD-CAM sistemini kullanarak, santral ve premolar dişler için hazırladıkları kuron restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını silikon replika tekniği ile değerlendirmişlerdir(238).Yaptıkları bu in-vitro çalışmada , ortalama marjinal açıklık değerini; premolar kuronlar için $42 \mu\text{m}$, santral kuronlar için ise $34 \mu\text{m}$ bulmuşlardır. Çalışmada kullanılan örneklerden kesitler alarak, mikroskop altında incelemişlerdir. Bilgisayar ortamında ve manuel olarak dizayn edilmiş zirkonya esaslı alt yapılar ile metal döküm alt yapıların marjinal uyumlarının karşılaştırıldığı bir diğer

çalışmada ise marjinal aralıklar; LAVA sistemde $24.6 \pm 14.0 \mu\text{m}$, Celay sistemde $64.9 \pm 25.2 \mu\text{m}$, DCS sistemde $110.9 \pm 36.5 \mu\text{m}$, Zirkonzahn sistemde ise $112.1 \pm 22.6 \mu\text{m}$ değerlerinde bulunmuştur. Kontrol grubu olarak kullanılan metal alt yapılarda ise, $120.1 \pm 33.3 \mu\text{m}$ değerinde marjinal aralık saptanmıştır(238).

CAD-CAM sistemlerinin sahip olduğu avantajların yanı sıra, restorasyonun tasarlanmasında kullanılan yazılımın kısıtlamaları, tarayıcı kameranın sahip olduğu donanım ve aşındırıcı ünitenin hassasiyeti gibi bazı faktörler üretilen restorasyonun kenar uyumunu etkilemektedir(223,224).

Andersson ve arkadaşları, Procera sisteminin aşındırma ünitesinin hassasiyetini araştırdıkları çalışmalarında, hata tespit etmişlerdir. Bu hatanın, araştırmada kullandıkları titanyum bloğun ve/veya aşındırıcı frezin bükülmesinden kaynaklanmış olabileceğini bildirmişlerdir. Aşındırıcı frez ve aşındırma ünitesinin kendi mekanik parçaları, üretilecek protez ile aşındırıcı frezin geometrik uyumu ve aşındırma hızına bağlı hatalar, aşındırma işleminin hassasiyetini etkilemektedir(239).

Cerec sistemi ile yapılan bir restorasyonun uyumu; sistemi kullanan hekimin tecrübesine, sistemin veri alıcısı, kamera, freze ünitesi gibi donanım özelliklerine ve yazılım programına bağlıdır. Cerec restorasyonun tüm uyumunu etkileyen faktörlerden birisi de, tarayıcı için preparasyonu görünür hale getiren optik pudranın kalınlığıdır(240).

CAD-CAM sistemlerinde direkt diş üzerinden veya hazırlanmış yalancı köklü model üzerinden elde edilen bilgiler ışığında üretim yapılmaktadır. Bu sebeple herhangi bir CAD-CAM sisteminin tarayıcısının okuma hassasiyeti (241),vaşındırma gibi üretim aşamaları restorasyonun kenar ve iç uyumunu doğrudan etkilemektedir. Diğer faktörlere bağlı olmaksızın sadece tarayıcı ünitenin hassasiyeti $10 \mu\text{m}$ olarak bildirilmiştir(242).

Koçak , yapmış olduğu in-vivo çalışmasında, ön destek dişi premolar, arka destek dişi molar diş olan ve Cercon sistemiyle yapılan köprü protezlerini internal uyum açısından değerlendirmiştir(243). Silikon replika tekniği kullanılarak, ışık mikroskopu altında restorasyonların internal aralık ölçümleri yapılmıştır. Premolar dişlerde ortalama internal aralık $137.96 \pm 51.5 \mu\text{m}$ olarak bulunmuşken, molar dişlerde $142.70 \pm 47.81 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur.İnternal aralık ölçümleri; oklüzal,

aksiyal ve basamak bölgelerinde yapılarak, bu değerlerin ortalamaları alınmıştır. Hem molar hem de premolar dişe ait internal aralık ölçümlerinde en yüksek değerler, oklüzal yüzeyde, en düşük değerler ise basamak bölgesinde ölçülmüştür. Restorasyonun farklı bölgelerinde farklı değerler elde edilmesinin sebebinin ise ,CAD- CAM sistemindeki okuyucu lazer ucun çapının genişliğinin, bazı eğimli yüzeyleri okuyamamasından kaynaklanabileceği bildirilmiştir. Basamak bölgesinde değerlerin düşük olmasının ise, lazer okuyucunun bu bölgeyi dik açılı olarak algılamasından kaynaklanmış olabileceği ileri sürülmüştür. Bu sonuçlarla ilişkili olarak , çalışmadaki internal uyum değerlendirilmesi için elde edilen silikon örnekler incelendiğinde, oklüzal bölgedeki silikon kalınlığının, aksiyal duvarlardaki ve basamak üzerindeki silikon kalınlığından çok daha fazla olduğu gözlenmiştir. İnternal aralığın incelendiği bazı çalışmalarda da oklüzal bölge ve basamak yüzeyindeki silikon replika kalınlığının, aksiyal duvardaki silikon replikadan daha fazla kalınlıkta olduğu saptanmıştır(146, 148, 243). Bu açıdan değerlendirildiğinde, çalışmamız literatürde mevcut olan çalışmalarla uyumlu sonuçlara sahiptir.

CAD-CAM restorasyonlarda; dizayn kalitesinin yüksek olması, preparasyonun andırkatsız olması, belirgin bitiş çizgileri ve preparasyon dizaynında keskin kenar ve köşeler olmaması tercih edilmektedir(241). Tüm kenarlar yuvarlatılarak stres yoğunlaşmasının önlenmesi ve preparasyon yüzeylerinin düzgün hazırlanmasıyla uyumun artırılması üretici firmalar ve araştırmacılar tarafından önerilmektedir(36,241).

CAD-CAM sistemleri ile ilgili en önemli sorunlardan biri , sistemin sahip olduğu çözünürlüğün, üretilmesi planlanan protezin iç yüzeyi ile kesik dışın dış yüzeyi arasındaki uyumu sağlayacak kadar detay hassasiyetine sahip olup olmamasıdır(36). Bu nedenle farklı sistemleri karşılaştırmanın yollarından biri de, bu sistemlerle üretilmiş protezlerin, marjinal ve internal aralık değerlerinin ölçülmesidir. Elde edilen restorasyonlarda, marjinal aralık değerinin 100 µm'den az olması klinik olarak kabul edilebilir standart olarak değerlendirilmektedir. Ancak ,üretim prosedüründe bu standardın sağlanıp sağlanamadığı, birçok firma tarafından rapor edilmemiştir(240,242)

Cerec sistemi ile üretilen bir restorasyonun uyumu; sistemi kullanan hekim veya teknisyenin tecrübesine, sistemin veri alıcısı, kamera, freze ünitesi gibi donanım özelliklerine ve yazılım programına bağlıdır(240). Bindl ve Mormann, Cerec 1 ve Cerec

2 ünitelerinde, yazılım programını değiştirerek üretilen Vita Mark II kuronların marjinal uyumunu karşılaştırmışlardır(244). Grup 1; Cerec 1 ve Cerec 4.21 yazılımı; grup 2; Cerec 2 ve Cerec 4.21 yazılımı; grup 3 ise ; Cerec 2 ve Cerec 4.24 yazılımından oluşmaktadır. Ölçülen marjinal aralıklar grup 1'de $308 \pm 95 \mu\text{m}$, grup 2'de $243 \pm 48 \mu\text{m}$, grup 3'te ise $207 \pm 63 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Sonuçta, Cerec 2 sistemiyle üretilen kuronların ($207 \pm 63 \mu\text{m}$), Cerec 1'de ($308 \pm 95 \mu\text{m}$) üretilenlere göre; Cerec 4.24 yazılımının ise ($207 \pm 63 \mu\text{m}$), Cerec 4.21 yazılımına göre ($243 \pm 48 \mu\text{m}$) daha iyi sonuçlar verdiği bulunmuştur. Araştırmacılar ,yaptıkları çalışmada 200x büyütmede ayarlanan taramalı elektron mikroskobu kullanmışlardır ve Cerec sistemi için daha önce belirtilen marjinal aralık değerlerinden daha yüksek değerler elde ettiklerini belirtmişlerdir.

Literatürdeki mevcut değerler dahilinde kabul edilmiş bir standart olmamasına rağmen; Christensen klinik olarak kabul edilebilir subgingival marjinal aralık değerini $34 - 119 \mu\text{m}$, kabul edilebilir supragingival aralık değerini ise $2 - 51 \mu\text{m}$ olarak belirtmiştir(42). McLean ve von Fraunhofer, klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerini $120 \mu\text{m}$ ile sınırlandırmışlardır(230). Lofstrom ve Barakat ise, klinik olarak marjinal uyumu kabul edilebilir nitelikte olan kuronları mikroskop altında incelemeleri sonucunda , marjinal aralık değerini $7 - 65 \mu\text{m}$ arasında bulmuşlardır(245). Tüm bu sonuçlar göz önüne alındığında, çalışmamızda elde edilen verilerin, diğer çalışmalarda bildirilen değerlerle oldukça uyumlu olduğu görülmektedir.

Çalışmamızda, marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesi sonucunda elde edilen veriler, ideal olarak kabul edilen sonuçlarla paralellik göstermektedir. Ancak , literatürde var olan çalışmalar incelendiğinde , sonuçların farklı perspektiflerde yer aldıkları gözlenmiştir. Çalışmaların sonuçları arasındaki bu farklılıklar; ölçümlerin in-vivo veya in-vitro ortamlarda yapılmasına, uygulanan ölçü yöntemine, kullanılan ölçü materyaline, restorasyonların üretim şekline, marjinal ve internal aralıkların ölçümünde kullanılan yöntem, kullanılan mikroskop ve büyütme faktörü farkına, preparasyon şekline, kenar bitim konfigürasyonuna, ölçümlerin lokalizasyonu ve sayısına, laboratuvar işlemleri sırasında meydana gelen hatalara ve elde edilen silikon replikaların kalitesine bağlı olarak değişiklik göstermiş olabilir.

Ender ve Mehl, geleneksel ölçü yöntemiyle optik ölçü yöntemini karşılaştırdıkları çalışmalarında; geleneksel ölçü yönteminden elde edilen hassaslık ve doğruluğun , optik ölçü yöntemine göre daha güvenilir olduğunu bildirmişlerdir(17).

Literatürde, restorasyonun diş yüzeyiyle oluşturduğu kabul edilebilir nitelikteki bağlanma dayanımını elde edebilmek için olması gereken adeziv siman aralığı ile ilgili tartışmalı fikirler mevcuttur. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) spesifikasyonları No:8'e göre, kuron restorasyonları için ideal siman film kalınlığı; Tip 1 yapıştırıcı siman kullanılıyorsa 25 µm, Tip 2 yapıştırıcı siman kullanılıyorsa 40 µm'den fazla olmamalıdır(132). Rezin esaslı simantasyon ajanlarının fiziksel ve klinik özellikleri dikkate alındığında ise, 50 - 100 µm'lik bir internal aralığın optimal rezin performansı sağladığı bilinmektedir(133). Bu açıdan, optik ölçülerle elde edilen veriler ışığında internal aralık değerleri daha düşük olan restorasyonlar üretebilmek , konvansiyonel tekniğe göre daha mümkün hale gelmektedir.

Farklı üretim yöntemlerinin incelendiği bir çalışmada; slip cast (In-Ceram Zirkonya), ısı ve basınçla presleme (IPS Empress 2), CAD-CAM (Cerec inLab, Decim, DCS, Procera) teknikleri ile hazırlanan kuron protezlerinin marjinal ve internal uyumları SEM ile incelenmiştir. In-Ceram Zirkonya kuronlarda 25 ± 18 µm, IPS Empress 2 kuronlarda 44 ± 23 µm, Procera kuronlarda 17 ± 16 µm, Decim kuronlarda 23 ± 17 µm, Cerec inLab kuronlarda 43 ± 23 µm, DCS kuronlarda ise 33 ± 20 µm marjinal açıklık ölçülmüştür(124).

Aynı çalışmadaki internal aralık değerleri ise, In-Ceram Zirkonya kuronlarda 94 ± 84 µm, IPS Empress 2 kuronlarda 105 ± 53 µm, Procera kuronlarda 136 ± 68 µm, Decim kuronlarda 81 ± 30 µm, Cerec inLab kuronlarda 114 ± 58 µm ve DCS kuronlarda ise 110 ± 79 µm olarak saptanmıştır(124).

Çalışmada incelenen CAD-CAM yöntemiyle hazırlanan gruplarda elde edilen değerlerin, konvansiyonel yöntemlerle hazırlananlara benzerlik gösterdiği bildirilmiştir. Bunun yanı sıra, çalışmada incelenen CAD-CAM sistemlerinde ölçülen marjinal uyum değerleri de birbirlerine benzerlik gösterir niteliktedir.

Tuntiprawon ve Wilson, tam seramik kuronlarda yeterli kompresif dayanıklılık için gereken optimum internal aralık mesafesinin 70 µm olduğunu bildirmişlerdir(130).

Mou ve arkadaşları, tam kuronların kullanıldığı çalışmalarında, prepare dişin taper açısı ve kuron yüksekliğini değiştirerek oluşturdukları test gruplarıyla, Cerec kuronlar için optimum internal aralık değerini bulmaya çalışmışlardır(132). Ölçtükleri en iyi 2 adet internal aralık değerinden, $121 \pm 41 \mu\text{m}$ değerini 12° taper açısı ve 6 mm kuron yüksekliğiyle; $115 \pm 42 \mu\text{m}$ değerini ise 12° taper açısı ve 4 mm kuron yüksekliğiyle elde etmişlerdir.

Akın, yapmış olduğu çalışmada CAD-CAM ve preslenebilir tam seramik sistemleriyle elde ettiği kuronları, marjinal ve internal uyum açısından alt yapı ve bitim aşamalarında karşılaştırmıştır(246). CAD-CAM ve preslenebilir tam seramik gruplarının, toplam internal uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken; bitim aşamasında yapılan ölçümlerde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilememiştir.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, hipotezimizi desteklemektedir. Dijital ölçü yöntemlerinin kullanıldığı test gruplarımız olan C-1 ve C-4 gruplarında, konvansiyonel ölçü yönteminin kullanıldığı C-3 grubuna göre daha düşük oranda marjinal ve internal aralık değerleri elde edilmiştir($p < 0.05$).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Dijital ölçü yöntemlerinin protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumlarına etkisinin değerlendirilmesini amaçlayan çalışmamızın sınırları dahilinde, şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Ağız içi tarayıcının kullanıldığı dijital ölçü grubunun ortalama marjinal aralık değerlerinin, klasik ölçü grubu ($p=0,001$) ve ağız dışı tarayıcının kullanıldığı dijital ölçü gruplarından ($p=0,001$) daha düşük düzeyde olduğu saptanmıştır ($p<0,01$). Bunun yanı sıra ,ağız dışı tarayıcının kullanıldığı grubun marjinal aralık değerlerinin de istatistiksel olarak anlamlı şekilde, klasik ölçü grubundan daha düşük olduğu bulunmuştur. ($p=0,001$; $p<0,01$).

2. Çalışma gruplarının internal aralık değerleri karşılaştırıldığında, en düşük değerlerin ağız içi tarayıcının kullanıldığı grupta olduğu tespit edilmiştir. Marjinal aralık değerlerinin tersine olarak, klasik ölçü grubunun ($p=0,001$) ortalama internal aralık ölçümleri , ağız dışı tarayıcının kullanıldığı gruptan ($p=0,001$) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p=0,006$; $p<0,01$).

3. Elde edilen verilere göre, dijital ölçü yöntemi kullanılarak elde edilen kuron restorasyonların daha düşük marjinal ve internal aralık değerlerine sahip olması, CAD CAM sistemleri ile klinik olarak daha uyumlu restorasyonlar elde edilebileceğini göstermektedir.

4. CAD-CAM sistemiyle elde edilen kuron restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının gruplar arasında daha başarılı bulunmasının sebebinin ,laboratuvar aşamalarının azalması ve üretim prosedürünün tekrarlanabilir nitelikte olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

5. Dijital ölçü yöntemiyle elde edilen kuron restorasyonlardan çok iyi sonuçlar alınmışken, konvansiyonel yöntemle elde edilen metal destekli seramik restorasyonlardan klinik olarak kabul edilebilir nitelikte sonuçlar alınmıştır. Bu bilgilerden yola çıkarak, protetik tedavilerde rutin olarak kullanılan konvansiyonel yöntemle elde edilen metal destekli seramik sistemlerin üretim prosedürlerinin daha

fazla geliştirilmesi ve güncel CAD-CAM sistemleriyle ilgili olarak daha fazla çalışma yapılması gerektiğinin kanaatindeyiz.



KAYNAKLAR

1. Samet N, Shohat M, Livny A, Weiss El (2005) A clinical evaluation of fixed partial denture impressions. *J Prosthet Dent* 94(2) : 112-117.
2. Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, Reijers HA (2013) Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (intraoral scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. Doi : 10.1111/clr.12234.
3. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H (2014) Comparison of digital and conventional impression techniques : evaluation of patients' perception , treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health* 14: 10.
4. Ng J, Ruse D, Wyatt C (2014) A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosth Dent* 112(3):555–60. doi:10.1016/j.prosdent.2013.12.002.
5. Tidehag P, Ottosson K, Sjogren G (2013) Accuracy of ceramic restorations made using an in-office optical scanning technique: an in vitro study. *Oper Dent* 39(3):308–316. doi:10.2341/12-309-L CrossRefPubMed
6. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J (2010) Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 38(7):553 -559CrossRefPubMed.
7. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbroisa P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit Procera AllCeram crowns with two finish lines. *International Journal of Prosthodontics* 2003 ; 16 : 229- 32.
8. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all- ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *Journal of ProstheticDentistry* 2004 ; 92 : 557- 62.
9. Breeding LC, Dixon DL (2000) Accuracy of casts generated from dual-arch impressions. *J Prosthet Dent* 84(4):403–407PubMedCrossRef
10. Cho GC, Chee WW (2004) Distortion of disposable plastic stock trays when used with putty vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent* 92(4):354–358PubMedCrossRef

11. Luthardt RG et al (2006) Qualitative computer aided evaluation of dental impressions in vivo. *Dent Mater* 22(1):69–76PubMedCrossRef
12. Luthardt RG, Walter MH, Weber A, Koch R, Rudolph H (2008) Clinical parameters influencing the accuracy of 1- and 2-stage impressions: a randomized controlled trial. *Int J Prosthodont* 21(4):322–327PubMed
13. Balkenhol M, Ferger P, Wöstmann B (2007) Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. *Int J Prosthodont* 20(6):573–575PubMed
14. Di Felice R, Scotti R, Belser UC (2002) The influence of the mixing technique on the content of voids in two polyether impression materials. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 112(1):12–16PubMed
15. Lee KB, Park CW, Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all- ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J* 2008 ; 27; 422-6
16. Mehl A, Ender A, Mörman w; attin T (2009) Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent* 12 (1) : 11- 28
17. Ender A, Mehl A (2011) Full arch scans : conventional versus digital impressions – an in vitro study. *Int J Comput Dent* 14 (1) : 11-21
18. Scotti R, Cardelli P, Baldissara P, Monaco C. Clinical fitting of CAD/ CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling . *Journal of Dentistry* 2011.(epub ahead of print)
19. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. the clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow- the comparison of two systems. *Clinical Oral Investigations* 2013 ; 17 : 2119- 25
20. Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsch A (2014) Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent.* 2014 Jun;42(6):677-83. Epub 2014 Feb 6.
21. Zaimoğlu A, Can G. *Sabit protezler*. 1st ed. Ankara: 2004. p. 83-95
22. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compend Contin Educ Dent*; 2008. p. 494, 496, 498-505.
23. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impresion materials in fixed prosthodontics: Influnce of choice on clinical procedure. *J Prosthodont* 2011; 20:153-60.
24. Almeida E Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo E, Stimmelmayr M, Vieira LC, Güth JF. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on

digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 2013; May 29. [Epub ahead of print].

25. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Dent Mater* 1985; 1:197-9.

26. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand*

27. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997; 10:478-84.

28. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999; 26:582-93.

29. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater* 2013; 29:174-80.

30. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil* 2005; 32:526-30.

31. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1985;1:197-9.

32. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2000; 13:189-93.

33. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 1995; 10:17-21

34. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems. *Clin Oral Investig* 2013;17:2119-25.

35. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2008;100:285-91.

36. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: A CAD/CAM system. *J Am Dent Assoc* 1989; 118: 703-707

37. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(9): 1289-1296

38. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004 Dec;92(6):557-62.
39. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems. *Clin Oral Investig* 2013;17:2119-25.
40. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Diş Hek Derg* 2008; 32:58-72.
41. Strub JB, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restoration: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137:1289-96.
42. Christensen GJ. Is now the time to purchase an inoffice CAD/CAM device? *J Am Dent Assoc* 2006; 137:235-8.
43. Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig* 2013; 17:1201-8.
44. Christensen GJ. The challenge to conventional impressions. *J Am Dent Assoc* 2008; 139:347-9.
45. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001;132(9):1301-3.
46. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 389- 394.
47. Witkowski S. CAD-CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol* 2005; 28: 169-184.
48. Sertgöz A, Balcı B. Diş Hekimliğinde CAD-CAM Teknikleri. *Türk Diş Hekimleri Birliği Dergisi* Kasım 2007;102:61-67
49. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent j* 2008; 204(9), 505- 511.
50. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alümina, feldspar, leucite, mica and zirconia based ceramics. *J Dent* 2000; 28: 529- 535.
51. Russell M, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. Uter A new computer assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1995;126:757-63

52. Baysal B. Dişhekimliğinde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim. Dentalife 2007 Haziran;18-22
53. Ayan B. Bilgisayar Sistemli (CAD-CAM) Tüm Seramik Restorasyonların İncelenmesi. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi;2007
54. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. J Am Dent Assoc 2005; 136: 1714-1723.
55. Ersu B, Yenigül M, Tulunoğlu İ. In-Ceram tozunun koloidal alumina ile sinterize edilmesi sonucu dayanıklılığının incelenmesi. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 2007; 31(2): 71
56. Koçak A, Türker ŞB Dişhekimliğinde Zirkonyum. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2006;16(1):41-45
57. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: Chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater 2002; 18: 590-5.
58. Coşkun A, Yaluğ S. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2002;5(2):97-102
59. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. Oper Dent 2005; 30: 382- 388.
60. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater 2004;20: 655-662.
61. Lava Technical Product Profile.(web page on the internet) Erişim 19.08.2010. www.multimedia.3m.com: http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId:66666UuZjcFSLXTtkf6o8T_EVuQEcuZgVs6EVs6E66666.
62. Kavo- Everest Instructions for use.(web page on the internet) Erişim 19.08.2010. [http://www.kavo-everest.com/Default.aspx?navid=554037&oid=550&lid=en&rid=554120](http://www.kavo-everest.com:Default.aspx?navid=554037&oid=550&lid=en&rid=554120).
63. Leinfelder K, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: A CAD/CAM system. JADA 1989;118:703-707.
64. Polansky R. The production of Cerec restorations from a plaster cast. J Adhes 1970;2: 184-201.
65. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense sintered ,high-purity, alumina coping with porcelain. Acta Odontol Scand 1993;51:59-64.

66. Procera AllCeram Bridge Material.<http://www.nobelbiocare.com>:
<http://www.nobelbiocare.com/en/resource-library/handlinginstructions/default.aspx>.
67. Blatz MB, Sadan A, Blatz U. The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram Restorations. *Quintessence Int* 2003;34:542-547.
68. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20(2):61-151.
69. Russell MM, Anderson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence International* 1995;26(11),757-63.
70. Manicone PF, Rossi-Iommeti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry* 2007;35(11),819-826.
71. Hint-els Products. (web page on the internet) Erişim 19.08.2010.
<http://www.hintel.de>: <http://www.hintel.de/en/produkte/index.php>.
72. Von Schroeter P, Jurgensen B, Zollner M. Cercon move a navigation aid for dental CAD applications. *Int J Comput Dent* 2004;7, 371- 377.
73. Cercon Eye Brochure, 2006. Erişim 06.08.2007,
<http://www.cerconsmartceramics.com>
74. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramics. *J Dent* 2005;33:9-18.
75. Sjölin R, Sundh A, Bergman m. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999; 2: 197-207.
76. Giordano RA. Comparison of all-ceramic restorative systems. *J Mass Dent Soc* 2002;50:16-20.
77. Giordano RA. Materials for chairside CAD/CAM produced restorations. Dc Zirkon technique. A 2 year clinical study. *J Oral Rehabil* ;2005; 32: 180-7.
78. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001; 4:243-262.
79. ZENOTEC Products-instructions- information- FAQ. (web page on the internet) Erişim 20.08.2010, <http://www.wieland-dental.de>: <http://www.wieland-dental.de/produkte/zenotec/page.html?L.1>
80. Heyann HO, Bayne SO, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM. The clinical performance of CAD/CAM –generated ceramic inlays. *JADA* 1996;127:1171-81

81. Mörmann WH, Bibdl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD/CAM . *Quintessence International* 1996;27,821-28.
82. Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. *St Louis: W.B. Saunders* 2003.pp: 486-67,657-704.
83. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7: 134-43.
84. Mörmann WH, Bindl A. All ceramic ,chair side computer aided design/ computer aided machining restorations. *Dent Clin N Am* 2002; 46: 405-426.
85. Qualtrough AJE, Nicholas P Chandler ,David G Purton. A comparison of the retention of tooth coloured posts. *Quintessence Int* 2003;34: 199-201.
86. Mörmann WH. State of the art of the CEREC-Method. *Quintessence Publ Co Inc* 1991;511-524.
87. Karataslı B. Farklı Alt Yapı Materyalleri Kullanımının Stres Dağılımına etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ve Mekanik Testler ile Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi. Doktora Tezi. İstanbul. 2010.
88. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with or without softstart-polymerization. *J Dent* 1997; 25: 321-330.
89. Mörmann WH, Brandestini M. The Fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM . In: Mörmann WH. State of the Art of CAD/CAM Restorations: 20 years of CEREC. *Berlin Quintessence* ,2006;1-7.
90. McLaren EA, Sorensen JA. Fabrication of conservative ceramic restorations using copy-milling technology. *Quintessence Dent Tech* 1994; 17: 19-25.
91. Sevük Ç, Gür H, Topalan GS. Estetik inley-onley çalışmalarında farklı bir yöntem: Celay Sistemi. *Dis Hek. Klinik* 1997; 10: 169-175.
92. Sevük Ç, Gür H, Akkayan B. Fabrication of one-piece all ceramic coronal post and laminate veneer restoration: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2002; 88(6):565- 568.
93. VITA all-ceramic systems VITA Celay Zirconia Blanks Working instructions. Brochure B. (web page on the internet).Erişim 20.08.2010, <http://www.vita-zahnfabrik.com>: http://www.vita-zahnfabrik.com/resourcesvita/shop/en/en_3052158.pdf.
94. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM Systems ,materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin educ Dent* 2002; 23(7):637-41.

95. Zirkonzahn Working Manuel. (web page on the internet). Erişim 20.08.2010, <http://www.zirkonzahn.com>: http://www.zirkonzahn.com/CustomerData/1/Files/Documents/EN_Arbeitsanleitungen_web.pdf.
96. Ghazy MH, Madina MM, Aboushelib MN. Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental prostheses. *J Adhes Dent* 2011;10: 56-63.
97. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss* 2007; 3: 34-38.
98. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; 81(2):135-41.
99. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin –ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89: 268- 274.
100. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 416-421.
101. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effects of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dental Materials Journal* 2008; 27(3); 362-367.
102. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001;132:1301-3.
103. Duret D, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opinion Dent* 1991;1(2):150–4.
104. Toksavul S, Toman M, Firidinoglu K. Tüm Seramik Restorasyonlar ve Klinik Uygulaması: olgu sunumu. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008;11(1):49
105. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 541-546.
106. Canay RS, Hersek NE, Uzun G, Ercan MT. Autoradiographic determination of marginal leakage of a pressed glass ceramic inlay. *J Oral Rehabil.* 1997; 24(9): 705-708.
107. Larsson C, Holm L, Lövgren M, Kokubo Y, Steyern PV. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in vitro study. *J Oral Rehabil* 2007; 702-709.

108. Karakoca S, Yılmaz H. Zirkonyum ve Sabit Protezlerde Kullanımı. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2006;36-44
109. Herrguth M, Wichmann M, Reich S. The aesthetics of all ceramic veneered and monolithic CAD-CAM crowns. J Oral Rehabil 2005;32:747-75
110. Karaaliğlu F, Duymuş Z. Dişhekimliğinde uygulanan CAD-CAM sistemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2008;18(1):25-32
111. Baysal B. Klinik Ortamda Tek Seansta CAD-CAM Porselen Üretim Teknikleri. Dentalife Haziran 2007;26-28
112. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. Journal of Prosthetic Dentistry, 1989, 62: 405-408.
113. Renne W, McGill ST, Forshee KV, DeFee MR, Mennito AS. Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. Journal of Prosthetic Dentistry, 2012, 108: 310-315.
114. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. Journal of Prosthetic Dentistry, 1994, 72: 585-590.
115. Rinke S, Huls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. International Journal of Prosthodontics, 1995, 8: 303-310.
116. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. International Journal of Prosthodontics, 1997, 10: 478-484.
117. Lopes MB, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations. Journal of Prosthetic Dentistry, 2005, 94: 430-434.
118. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. Journal of Prosthetic Dentistry, 2000, 83: 362-366.
119. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. Journal of Prosthetic Dentistry, 2005, 93: 346-355.
120. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. Dental Materials, 2000, 16: 226- 233.
121. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. Journal of Prosthetic Dentistry, 1991, 65: 436- 442.

122. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 83: 40-49.
123. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, 32: 753-758.
124. Groten M, Girthofer S, Probster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1997, 24: 871-881.
125. Toman M, Toksavul S, Artunc C, Turkun M, Schmage P, Nergiz I. Influence of luting agent on the microleakage of all-ceramic crowns. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2007, 9: 39-47.
126. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, 32: 526-530.
127. Toman M, Toksavul S, Akin A. Bond strength of all-ceramics to tooth structure: using new luting systems. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2008, 10: 373-378.
128. Toman M, Toksavul S, Sarikanat M, Nergiz I, Schmage P. Fracture resistance of endodontically treated teeth: effect of tooth coloured post material and surface conditioning. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 2010, 18: 23-30.
129. Toman M. Preslenebilir Tüm Seramik Kronların Marjinal Uyum ve Mikrosızıntısının İn Vitro ve İn Vivo Olarak Araştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İzmir: Ege Üniversitesi, 2004.
130. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Australian Dental Journal*, 1995, 40: 17-21.
131. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1998, 80: 394-404.
132. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiau YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 87: 248-255.
133. Fasbinder DJ. CAD/CAM ceramic restorations in the operator and laboratory. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2003, 24: 595-598, 600-604; quiz 605.

134. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 11. Baskı. Philadelphia, W.B. Saunders Company, 2003.
135. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *British Dental Journal*, 1988, 164: 39-43.
136. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 66: 747-753.
137. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1999, 26: 582-593.
138. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16: 229-232.
139. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *Journal of the American Dental Association*, 1996, 127: 1171-1181.
140. Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 61: 527-531.
141. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 1996, 17: 779-782, 784-786 passim; quiz 794.
142. Strating H, Pameijer CH, Gildenhuys RR. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1981, 46: 59- 65.
143. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995, 73: 49-54.
144. Stappert CF, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British Dental Journal*, 2004, 196: 766-770; discussion 760, quiz 780
145. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 84: 419-424.
146. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*, 2005, 113: 174-179.
147. Yildiz C, Vanlioglu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dental Materials Journal*, 2013, 32: 42.

148. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials*, 2013, 29: 174-180.
149. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2013, 5: 179-186.
150. Souza RO, Ozcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GH, Michida SM, Mesquita AM, Bottino MA. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *Journal of Prosthodontics*, 2012, 21: 94-100.
151. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1966, 16: 297-305.
152. Davis DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1988, 59: 12-16.
153. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1990, 63: 26-31.
154. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials*, 1996, 17: 1891- 1895.
155. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry*, 1997, 22: 173-185.
156. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. 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*, 2004, 17: 680-685.
157. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2013, 109: 121-128.
158. Jorgenson MW, Goodkind RJ. Spectrophotometric study of five porcelain shades relative to the dimensions of color, porcelain thickness, and repeated firings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1979, 42: 96-105.
159. Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1981, 45: 502-506.
160. Barghi N. Color and glaze: effects of repeated firings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1982, 47: 393-395.

161. Dederich DN, Svare CW, Peterson LC, Turner KA. The effect of repeated firings on the margins of nonprecious ceramometals. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1984, 51: 628-630.
162. Ecker GA, Moser JB, Wozniak WT, Brinsden GI. Effect of repeated firing on fluorescence of porcelain-fused-to-metal porcelains. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1985, 54: 207-214
163. Boyle JJ, Jr., Naylor WP, Blackman RB. Marginal accuracy of metal ceramic restorations with porcelain facial margins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1993, 69: 19-27.
164. Gemalmaz D, Berksun S, Kasapoglu C, Alkumru HN. Distortion of metal- ceramic fixed partial dentures resulting from metal-conditioning firing. *Quintessence International*, 1996, 27: 193-201.
165. Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part I- Metal collar width. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 603-608.
166. Denissen HW, Wijnhoff GFA, Veldhuis AAH, Kalk W. 5-Year Study of All-Porcelain Veneer Fixed Partial Dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1993, 69: 464-468.
167. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 66: 747-753.
168. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 65: 357-364.
169. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all- ceramic crowns and metal ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 66: 426-431.
170. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 594-599.
171. Castellani D, Baccetti T, Clauser C, Bernardini UD. Thermal distortion of different materials in crown construction. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1994, 72: 360-366.
172. Morris HF. Department of Veterans Affairs Cooperative Studies Project No. 242. Quantitative and qualitative evaluation of the marginal fit of cast ceramic, porcelain-shoulder, and cast metal full crown margins. Participants of CSP No. 147/242. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 198-204.
173. Chaffee NR, Lund PS, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM. Marginal adaptation of porcelain margins in metal ceramic restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 1991, 4: 508-516.

174. Wanserski DJ, Sobczak KP, Monaco JG, McGivney GP. An analysis of margin adaptation of all-porcelain facial margin ceramometal crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1986, 56: 289-292.
175. Arnold HN, Aquilino SA. Marginal adaptation of porcelain margins in ceramometal restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1988, 59: 409-417.
176. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3. Baskı. Illinois, Quintessence Publishing Co. Inc., 1997.
177. Antunes RP, Magalhaes F, Matsumoto W, Orsi IA. Anterior esthetic rehabilitation of all-ceramic crowns: a case report. *Quintessence International*, 1998, 29: 38-40.
178. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 136-143.
179. Straussberg G, Katz G, Kuwata M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1966, 16: 928-936.
180. Silver M, Klein G, Howard MC. An evaluation and comparison of porcelain-fused-to-cast metals. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1960, 10: 1055-1064.
181. Yamamoto M. *Metal-Ceramics: Principle and Methods of Makoto Yamamoto*. 1. Baskı. Illinois, Quintessence Publishing Co. Inc., 1985.
182. Naylor WP. *Introduction to Metal Ceramic Technology*. 1. Baskı. Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc., 1992.
183. Barghi N, Lorenzana RE. Optimum thickness of opaque and body porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1982, 48: 429-431.
184. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. *Dental Materials*, 1992, 8: 203-207.
185. Griggs JA, Thompson JY, Anusavice KJ. Effects of flaw size and auto-glaze treatment on porcelain strength. *Journal of Dental Research*, 1996, 75: 1414- 1417.
186. Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009, 19: 61-67.
187. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 2004, 20: 655-662.
188. Johnston JF, Mumford G, Dykema RW. Porcelain veneers bonded to metal castings. *Physicians' drug manual*, 1963, 1963: 1-32.

189. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. London, Martin Dunitz Ltd., 1999: 21-49.
190. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. *Dental Materials*, 1992, 8: 203-207.
191. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. Rezin ve seramik esaslı inley onley sistemleri 'İleri Restorasyon Teknikleri'. 1. Baskı. Ankara, Polat Yayınları, 1998: 309- 340.
192. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. *Dental Materials*, 1992, 8: 203-207.
193. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2004, 31: 682-688.
194. Ueda K1, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Güth JF(2015) Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions, *Clin Oral Investig*. 2015 Jun 30. [Epub ahead of print]
195. Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, Eliasson A, Karlsson S, Ortorp A. Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *Int J Dent*. 2014;2014:534382. Epub 2014 Mar 3.
196. Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, Güth JF. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study. *Dent Mater*. 2014 Apr;30(4):400-7. Epub 2014 Feb 9.
197. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*. 2013 Sep;17(7):1759-64. Epub 2012 Oct 21.
198. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent*. 2015 Oct;114(4):554-9. Epub 2015 Jun 20.
199. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand*. 1993 Aug;51(4):201-6.
200. Böning KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH (2000) Clinical fit of procera all ceram crowns. *J Prosthet Dent* 84(4):419–424 CrossRef
201. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G (2008) Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns—validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 35(2):116–122 CrossRefPubMed

202. Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U (2011) Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clin Oral Investig* 15(4):521–526. doi:10.1007/s00784-010-0414-x CrossRefPubMed
203. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R (1985) The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1(5):197–199CrossRefPubMed
204. Renne W, McGill ST, Forshee KV, DeFee MR, Mennito AS (2012) Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *J Prosth Dent* 108(5):310–315CrossRef
205. Karlsson S (1993) The fit of procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 51(3):129–134CrossRefPubMed.
206. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 89: 154-160.
207. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, 32: 598-605.
208. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 93: 459-466.
209. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 84: 303-308.
210. Paul SJ, Pietrobon N. Aesthetic evolution of anterior maxillary crowns: a literature review. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 1998, 10: 87- 94; quiz 96.
211. Josephson BA, Schulman A, Dunn ZA, Hurwitz W. A compressive strength study of complete ceramic crowns. Part II. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 65: 388-391.
212. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 62: 264-269.
213. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 1996, 17: 779-782, 784-786 passim; quiz 794.
214. Chung K, Duh J. Properties of glass--ceramic materials for fixed partial denture construction. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1996, 23: 590-598.

215. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 89: 479-488.
216. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2006, 33: 827-832.
217. Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *Journal of Dentistry*, 2012, 40: 670-677.
218. Aktepe E. CAD/CAM Cerec 3 Sistemiyle Hazırlanan İnleylerin Marjinal Adaptasyonlarının İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İstanbul: Marmara Üniversitesi, 2005.
219. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 2001, 14: 504-509.
220. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13: 387-391.
221. Syu JZ, Byrne G, Laub LW, Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1993, 6: 25-30.
222. Cho SH, Nagy WW, Goodman JT, Solomon E, Koike M. The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2012, 107: 17-23.
223. Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş, Şiranlı A. Tam Seramik Restorasyonlar. *Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi*, 2004, 6: 32-37.
224. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1998, 80: 394-404.
225. Ural Ç. Beş Farklı Seramik Restorasyon Yapım Yönteminde Marjinal Uyumluların İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Samsun: Ondokuz Mayıs Üniversitesi, 2006.
226. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92: 250-257.
227. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dental Materials*, 1985, 1: 197-199.

228. Bjorn AL, Bjorn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontologisk Revy*, 1970, 21: 337-346.
229. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1981, 45: 138-145.
230. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*, 1971, 131: 107-111.
231. Levine WA. An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 62: 175-178.
232. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16: 244-248.
233. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dental Materials*, 1985, 1: 197-199.
234. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials*, 2008, 24: 1311-1315.
235. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2013, 109: 83-87.
236. Yöndem İ, Öztürk AN, Aykent F, Yücel MT. Yapım Tekniklerinin Farklı Metal Altyapıların Marjinal Uyumu Üzerine Etkisi. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011, 20: 108-112.
237. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 90: 459-464.
238. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *International Journal of Prosthodontics*, 2004, 17: 59-64.
239. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1996, 76: 187-193.
240. Martin N, Jedynekiewicz NM. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. *Dental Materials*, 2000, 16: 68-74
241. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995, 74: 223-229.

242. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, Bonfante G. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 2012, 20: 235-240.
243. Koçak A. Cercon Zirconia Sistemi İle Yapılan Posterior Sabit Protezlerin Uzun Dönem Klinik Başarılarının İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İstanbul: Marmara Üniversitesi, 2006.
244. Bindl A, Mormann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *European Journal of Oral Sciences*, 2003, 111: 163-169.
245. Lofstrom LH, Barakat MM. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 61: 664-669.
246. Akın A. CAD-CAM ve Preslenebilir Tüm Seramik Sistemleri İle Yapılan Kronların Marjinal ve İnternal Uyumlarının İn-vivo ve İn-vitro Karşılaştırılmalı Olarak Araştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İzmir: Ege Üniversitesi, 2011.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Merve BENLİ
Doğum Tarihi:	21.01.1988
Doğum Yeri:	İstanbul
Medeni Hali:	Bekar
Uyruğu:	TC
Adres:	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Çene-Yüz Protezi Bölümü 34390 Fatih/ İstanbul
Tel:	0212 414 2020
e-mail:	benlimerve@hotmail.com
Eğitim	
Lise:	Özel Bilfen Fen Lisesi (2006)
Lisans:	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2006-2011)
Uzmanlık Eğitimi:	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	İleri derece (ÜDS 96)
İlgi Alanları ve Hobiler	
Piyano çalmak ,spor yapmak , kitap okumak	