T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÜÇ FARKLI TAM SERAMİK RESTORASYONUN İNTERNAL VE MARJİNAL UYUMUNUN MİKRO-BT TEKNİĞİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ VE BAĞLANMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Necla DEMİR

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. A.Nilgün ÖZTÜRK

KONYA-2014

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÜÇ FARKLI TAM SERAMİK RESTORASYONUN İNTERNAL VE MARJİNAL UYUMUNUN MİCRO-CT TEKNİĞİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ VE BAĞLANMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Necla DEMİR

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. A.Nilgün ÖZTÜRK

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 11202015 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2014

ii. ÖNSÖZ

Protetik Diş Tedavisi doktora eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında değerli tecrübelerini, zamanını ve desteğini esirgemeyen çok kıymetli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Nilgün Öztürk'e,

İstatistiksel yöntem ve analizlerin belirlenmesinde değerli katkılarından dolayı kıymetli hocam Prof. Dr. Bora Öztürk'e,

İstatistiksel grafiklerin yapımında emeği geçen arkadaşım Yrd.Doç.Dr.Tevfik Yavuz'a,

Mikro-BT analizlerinin yorumlanmasındaki değerli katkılarından dolayı Yrd. Doç. Dr. Meral Arslan Malkoç'a ve Prof. Dr. Sıddık Malkoç'a,

Porselen örneklerin hazırlanmasında emeği geçen As Dental ve Creadent Laboratuarına, Selçuk Üniversitesi Araştırma Merkezi'ne, Mikro-BT analizlerinde emeği geçen İnönü Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'ne,

Tezimin yöntem aşamasında malzeme ve uygulama anlamında bizzat yardımcı olan Ziya Solak ağabeyime,

Tezimin yazımı aşamasında emeği geçen teyzemiz Emine Kıllıbaş'a, fedakar anneannemiz Zeynep Örs'e, annelerim Hüsniye Demir ve Pelin Tezölmez'e, kız kardeşim Esma Nur Bülbül'e, ablam Ayşegül Akın'a, kayınbiraderim Abdullah Demir'e ve diğer tüm aile büyüklerime,

Hep yanımda olan değerli eşim Mehmet Demir' e,

içtenlikle teşekkürlerimi sunarım…

iii. İÇİNDEKİLER **Sayfa**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **iv**
1. GİRİŞ **1**
1.1. Dental Seramikler 3
1.2. Dental Seramiklerin Yapısı 4
1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması 5
1.3.1. Fırınlama Derecelerine Göre Sınıflandırılması 5
1.3.2. Kompoziyonlarına Göre Sınıflandırılması 6
1.3.3. Tam Seramiklerin Yapım Tekniğine Göre Sınıflandırılması 10
1.4.Tam Seramik Kronlarda Diş Preparasyonu 22
1.4.1. Diş Preparasyon Prensipleri 23
1.5. Marjinal Uyum 27
1.5.1. Marjinal Uyumun Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler 30
1.6. Bilgisayarlı X-Ray Mikrotomografi (Mikro-BT) 34
1.6.1. Mikro-BT'nin Temel Prensipleri 36
1.6.2. Diş Hekimliğinde Mikro-BT Uygulamaları 38
1.7. Simantasyon İşlemi 39
1.7.1. Tam Seramik Kronların Simantasyonu 39
1.8. Termal Siklus Uygulaması 42
1.9. Bağlanma Dayanımı Testleri 44
2. GEREÇ VE YÖNTEM **46**
2.1. Dişlerin Preparasyonu 47
2.2. Tam Seramik Restorasyonların Hazırlanması 48
2.2.1. Grup A , Vitablocs Mark II Seramik Örneklerin Hazırlanması 48
2.2.2. Grup B, Vita In Ceram 2000 AL Seramik Örneklerin Hazırlanması 52
2.2.3. Grup C, IPS e-Max Press Seramik Örneklerin Hazırlanması 55
2.3. Örneklerin Mikro-BT Görüntüleme Tekniği İle Değerlendirilmesi 58
2.4. Mikro-BT Görüntülerinin Yeniden Yapılandırılması (Rekonstrüksiyon) 59
2.4.1. Mikro-BT Analizi 60
2.4.2. İnternal Hacim Ölçümü 60
2.4.3. Marjinal Hacim Ölçümü 62
2.4.4. Marjinal Açıklık (MA) ve Mutlak Marjinal Açıklık (MMA) Ölçümü 63
2.5. Simantasyon İşlemi 65

2.5.1. Seramik Restorasyonların Simantasyon için Hazırlanması 66
2.5.2. Diş Örneklerinin Simantasyon İçin Hazırlanması 67
2.6. Termal Siklus İşlemi 68
2.7. Çekme Bağlanma Dayanımı Testi 68
2.8. İstatistiksel Değerlendirme 69
3. BULGULAR 71
3.1. İnternal Hacim Bulguları 71
3.1.1. Simantasyon Öncesi İnternal Hacim Bulguları 71
3.1.2. Simantasyon Sonrası İnternal Hacim Bulguları 72
3.2. Marjinal Hacim Bulguları 74
3.2.1. Simantasyon Öncesi Marjinal Hacim Bulguları 74
3.2.2. Simantasyon Sonrası Marjinal Hacim Bulguları 76
3.3. Bağımlı T-Testi Bulguları 77
3.4. Marjinal Açıklık (MA) ve Mutlak Marjinal Açıklık (MMA) Bulguları 78
3.4.1. Simantasyon Öncesi Marjinal Açıklık (MA) Bulguları 78
3.4.2. Simantasyon Öncesi Mutlak Marjinal Açıklık (MMA) Bulguları 84
3.4.3. Simantasyon Sonrası Marjinal Açıklık (MA) Bulguları 89
3.4.4. Simantasyon Sonrası Mutlak Marjinal Açıklık (MMA) Bulguları 93
3.5. Bağımlı T-Testi Bulguları 99
3.6. Çekme Bağlanma Dayanımı Bulguları 102
4. TARTIŞMA 105
5. SONUÇ VE ÖNERİLER 132
6. ÖZET 135
7. SUMMARY 137
8. KAYNAKLAR 139
9. EKLER 149
10.ÖZGEÇMİŞ 150

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

Al_2O_3: Aluminyum oksit
CAD/CAM: Bilgisayar destekli dizayn/üretim
cm^2 : Santimetre kare
Dk: Dakika
HF : Hidroflorik asit
KD: Koronal Distal
KM: Koronal Mezial
KO: Kareler Ortalaması
KT :Kareler Toplanı
Kv: Kilovolt
LED: Light Emitting Diode
Li_2OSiO_2 : Lityum disilikat
MA: Marjinal Açıklık
$MgAl_2O_4$:Mangan alüminyum oksit
Mikro-BT: Bilgisayarlı X-Ray mikrotomografi
mm:Milimetre
MMA: Mutlak Marjinal Açıklık
MPa : Megapaskal
mW: Miliwatt
N: Newton
Ni-Cr: Nikel-Krom
nm: Nanometre
^oC : Santigrat derece
SB:Sagittal Bukkal
SD: Serbestlik Derecesi
SEM: Tarayıcı Elektron Mikroskobu
SL: Sagittal Lingual
sn: Saniye
Y-TZP: İtriya katkılı kare prizmalı zirkonya çoklu kristalleri
ZrO_2: Zirkonyum dioksit
µm: Mikrometre
2D: 2 boyutlu
3D: 3 boyutlu

1. GİRİŞ

Günümüzde hastaların artan estetik beklentilerini karşılamak, aynı zamanda fonksiyonel ve dayanıklı restorasyon alternatifleri sunabilmek diş hekimleri için gündemin en üst sıralarındaki yerini almıştır. Dental sektördeki birikim ve hızlı teknolojik gelişimin sonucu olarak tam seramik restorasyonlara olan talep ve uygulamalar olağanüstü bir hızla gelişim göstermektedir.

Sabit protetik restorasyonların klinik ömürlerini etkileyen en önemli faktörlerden bir tanesi restorasyonun internal ve marjinal uyumudur. Restorasyonun uyumu direkt olarak dişin preparasyonu ve restorasyon yapımı için kullanılan sistemin hassasiyeti ile ilişkilidir. Seramik materyalinin makaslama ve çekme streslerine karşı dayanımının yetersiz olması nedeniyle metal bir alt yapı ile desteklenmesi, metal-seramik restorasyonların günümüze kadar yaygın olarak kullanılmasına yol açmıştır. Ancak metal alt yapının ışık geçirgenliğini engellemesi ve korozyon özelliği, ayrıca restorasyonda ilave bir kalınlığa yol açması metal desteksiz seramiklerin dezavantajlarındandır. Son yıllarda gerek seramiğin yapısındaki gelişmelere, gerekse fırınlama tekniklerindeki değişikliklere bağlı olarak, makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı daha dayanıklı seramik türleri elde edilmiştir. Seramiklerdeki bu gelişmeler, konvansiyonel seramiklerin metal alt yapılarla desteklenme zorunluluğunu ortadan kaldırarak tam seramikten yapılan sabit protetik restorasyonları günümüze kazandırmıştır. Tam seramik restorasyonların başarısında biyouyumluluk, estetik, doğal görünüm ve düşük plak birikimi gibi özelliklerin yanısıra klinik olarak uzun ömürlü olması da önem taşır. Seramik yapıların güçlendirilmesi ve güçlendirilmiş seramik bloklardan bilgisayar destekli aşındırma yöntemi ile restorasyonların üretilmesi bu konuya ilgiyi arttırmıştır. Estetik açıdan yeterli sonuçların alındığı bu tür restorasyonların klinik olarak uygulanabilirlikleri mekanik dayanımlarının artmasına ve biyolojik dokular ile uyumuna bağlıdır. Günlük hayatımıza birçok sahada yaygın olarak girmiş olan seramiklerin dayanımlarının arttırılması ile ilgili çalışmalar devam etmektedir.

Klinik başarıda mekanik prensiplerle eşdeğer seviyede olan biyolojik uyum da son derece önemlidir. Biyolojik dokular ile uyum açısından en önemli bölgelerden birisi restorasyonla dişetinin birleşim bölgesidir. Bu esasın önemini Shillingburg ve ark (1997) “Oral kavitenin biyolojik ortamında restorasyonun uzun ömürlü

olabilmesi, sadece sabit protez kenarının diş kesiminin bitiş çizgisine sıkıca adapte olması ile sağlanır" şeklinde vurgulamıştır.

Dişhekimliğinde, sabit restorasyonların yapımında kullanılan farklı teknikler internal ve marjinal uyumu etkiler. Vitablocs Mark II seramiği cam matriks içinde potasyum aluminyum silisyum oksit içeren CAD/CAM yöntemi ile işlenen feldspatik seramiklerdir. Vitablocs Mark II blokları, Cerec sistemleri (seramik blokların makine yardımı ile şekillendirilmesi) veya Celay sistemi (seramik blokların dublikatının elde edilmesi) ile kullanılabilir. Vita In Ceram 2000 AL tam seramik restorasyonlar, saf aluminyum oksit içeren sinterizasyon esnasında camlaşma reaksiyonu gerçekleşen presinterize bloklardır. Bu tür seramik sistemlerin çıkış amacı restorasyonun ideal internal ve marjinal uyum gösterebiliyor olmasıdır. IPS e-Max Press tam seramik restorasyonlar ise kayıp mum ve ısı ile presleme teknikleri bir arada uygulanarak üretilip, lösitle güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik içeriğe sahip olan ingotların preslenmesi ile elde edilmektedir.

Restorasyonların internal ve marjinal uyumlarının incelenmesinde farklı pek çok metod tanımlanmıştır. Bu metodlardan en son geliştirilen Mikro-BT tekniği ayna, sond, ölçü ve SEM tekniklerine alternatif olarak geliştirilmiştir. Bu yeni teknik birkaç µm aralıkta çeşitli bölge ve yönlerde SEM ile elde edilen iki boyutlu görüntülemeden ve histolojik analizden daha avantajlı olarak, internal ve marjinal açıklığın 2 ve 3 boyutlu olarak değerlendirilmesini sağlar. Mikro-BT analizi ile çok sayıda horizontal ve vertikal dilimler ile adeziv yüzeyin her bölgesi çalışılabilir. Açıklık volumetrik değerleri çok iyi değerlendirilebilir ve aynı örnek yaşlandırma öncesi ve sonrası Mikro-BT analizine çok sayıda tabi tutulabilir. Bu sayede yaşlandırmanın etkisi aynı örnek üzerinde değerlendirilebilir.

Çalışmamızda amacımız; shoulder ve chamfer olmak üzere 2 farklı basamak dizaynına sahip maksiller premolar dişlerde 3 tam seramik sistemi Vitablocs Mark II (cam matriks içinde potasyum aluminyum silisyum oksit içeren CAD/CAM yöntemi ile işlenen feldspatik seramik), Vita In Ceram 2000 AL (saf aluminyum oksit içeren sinterizasyon esnasında camlaşma reaksiyonu gerçekleşen presinterize blok) ve IPS e-Max Press (lösitle güçlendirilmiş lityum disilikat seramik) ile hazırlanan kron restorasyonların simantasyon öncesi ve sonrası termal siklus işlemini takiben internal ve marjinal uyumlarını hacimsel ve uzunluk bakımından Mikro-BT tekniği

ile incelemektir. Ayrıca farklı tam seramik kron restorasyonların Multilink Automix rezin siman ile dişlere simantasyonundan sonra bağlanma dayanımlarını da karşılaştırmaktır.

Hipotezimiz farklı tam seramik sistemlerinin dişlere simantasyonlarının öncesi ve sonrasında farklı internal ve marjinal uyum göstereceği ve bağlanma dayanımının seramik sistemine, basamak dizaynına ve termal siklusa bağlı olarak farklılık sergileyeceğidir. Çalışmamızda bu hipotezin doğruluğu test edilecektir.

1.1. Dental Seramikler

Seramikler metal ve rezin olmayan inorganik yapılardır. Seramik, Yunanca "keramos " kelimesinden türemiştir (Jones 1985). Tam karşılığı "yanık madde"dir; ancak daha çok ateşte yanarak özel olarak üretilen madde anlamında kullanılmaktadır. Esas olarak kaolin içermektedir. Dental restorasyonlar için gerekli olan translusensi ve ekstra dayanıklılığı bu madde ile harmanlanan silika ve feldspar gibi mineraller sağlamaktadır. Bu önemli katkı maddesini içeren maddelere de "porselen" adı verilmektedir. Yani porselen bir çeşit seramiktir (Coşkun ve Yaluğ 2002). Dental materyal olarak seramiğin; korozyona, aşınmaya ve asitlere direncinin birçok materyale göre daha üstün olması, araştırmaların bu materyal üzerinde yoğunlaşmasına neden olmuştur (McLean 1991, Hondrum 1992). Seramiğin dişhekimliğinde kullanılabileceği 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından bildirilmiştir (Kelly ve ark 1996).

1903 yılında Charles Land, platin folyonun seramik pişirilirken destek olarak kullanıldığı yüksek ısı seramikleri ile hazırlanan ve seramik jaket kron olarak isimlendirilen ilk tam seramik kronu geliştirmiştir (Wall ve Cipra 1992, Crispin 1994, Shillingburg 1997). Bu kronların dayanıklı olmayışı ve kolay kırılabilmeleri nedeniyle 1950'li yıllarda metal destekli seramik kronlar geliştirilmiştir. Ancak metal alt yapının ağız sıvılarından etkilenerek korozyona uğraması dişetinde renklenmelere sebep olabilmektedir (Palmer ve ark 1991). Metal alt yapının ışığın geçişine izin vermemesi nedeniyle mevcut doğal dişlerle renk uyumunun sağlanmasında da zaman zaman sorunlar ortaya çıkmaktadır (Hondrum 1992). Ayrıca bazı hastalarda çeşitli metallere karşı hassasiyet ve alerji gelişebilmektedir (Rosenblum ve Schulman 1997). 1965 yılında McLean ve Hughes, altyapısı % 40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş seramik ile jaket kron yapımını geliştirmişlerdir.

Ancak bu seramikler dayanıklılıklarının az olması, kenar uyumlarının kötü olması ve malzemenin kırılma direncinin düşük olması gibi dezavantajlara sahiptirler (O'Brien 1997, Shillingburg 1997, McLean ve Odont 2001).

1972 yılında ise Southan ve Jorgensen'in "refraktör day" materyalini geliştirmeleri ile dişhekimliğinde tam seramik sistemleri yaygınlaşmıştır (Hondrum 1992). 1976 yılında McLean ve Sced, çift folyo tekniği ile platin folyoyu kron iç yüzeyinde bırakarak alumina seramik jaket kronların güçlendirilmesini sağlamışlardır (Shillingburg 1997, McLean ve Odont 2001).

1980'li yıllardan itibaren günümüze kadar dental seramiklerde hem estetik hem de dayanıklılığı arttırılan tam seramik sistemleri üzerine çalışmalar yapılmış olup, pek çok sayıda tam seramik sistemi geliştirilmiştir (O'Brien 1997).

1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler camsı yapıda ve büyük çapta kristal olmayan materyallerdir. Cam oluşturucu matriks olarak silikat-oksijen ağ örtüsünü kullanırlar. Birtakım ek özellikler sağlamak için potasyum, sodyum, kalsiyum, aluminyum ve borik oksitler kullanılır. Bu oksitler aracılığıyla erime ısıları düşürülüp yüksek viskozite sağlanır ve matrikse daha dayanıklı bir yapı kazandırılır (McLean 1979, O'Brien 1997). Seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptir. Bu güçlü bağlar seramiklerin stabilite ve sertlik, kimyasal ve termik etkilere direnç, yüksek elastisite modülü gibi olumlu özelliklerinin kaynağıdır. Bu bağların yapısı aynı zamanda, seramiklerin kırılganlığının da nedenidir. Tüm seramikler temel maddelerindeki oransal farklılıklar ve fırınlama prosedürü ile beraber, genel olarak aynı materyallerden oluşur. Bu maddeler feldspar, kuartz (silika) ve kaolin (kil)'dir (McLean, 1980).

Feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$), camsı yapıyı oluşturur ve kuartzların tutunması için bir matriks görevi yapar.

Kuartz (SiO_2), silika yapısında olup matriks içinde doldurucu görevi yapar. Pişme sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önler ve kitleye stabilite sağlayarak dayanıklılığını artırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm kazandırır (McLean 1979, Zaimoğlu ve ark 1993).

Kaolin ($2H_2OAl_2O_32SiO_2$), opak olduğundan çok az miktarda kullanılır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Seramik hamuruna elastikiyet verir. Adeziv özelliğinden dolayı su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelir, kuartz ve feldspar için bağlayıcı ve opaklaştırıcı olarak kullanılır. Aynı zamanda seramiğin işlenebilirliğini kolaylaştırır (Zaimoğlu ve ark 1993).

Dental seramiklerin yapısına bu üç ana madde dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri ile opaklık veya parlaklık özelliğini geliştiren çeşitli maddeler ilave edilmektedir.

Akışkanlar ve cam modifiye ediciler: Seramik tozundaki partiküllerin yeterince düşük ısıda sinterlenebilmesi için kimyasal maddeler ya da akışkanlaştırıcılar (borik asit ya da alkali karbonatlar) seramik yapısına katılmaktadır (Mc Cabe ve Walls 2000).

Ara oksitler: Seramiklerin içine katılan ara oksitlerle (alüminyum oksit) akışkanlığa karşı direnç hedeflenmektedir (Mc Cabe ve Walls 2000).

Renk pigmentleri: Seramiğin erime ısısında stabil kalabilen metal oksitlerdir.

Opaklaştırıcı ajanlar: Çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitleri içermektedir. Opaklık; seryum, zirkonyum, titanyum ya da kalay oksit ilavesi ile elde edilebilir (Mc Cabe ve Walls 2000).

Seramiğin yapısına farklı özellikler vermek için potas, soda gibi bileşikler ilave edilir. Bir porselenin kalitesi onu oluşturan maddelerin seçimine, her bir maddenin doğru oranda olmasına ve fırınlama işleminin kontrolüne bağlıdır (Craig ve ark 1997).

1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

1.3.1. Fırınlama Derecelerine Göre Sınıflandırılması

a) Yüksek ısı seramikleri (1288 ºC -1371 ºC): Parsiyel ve total protezlerde kullanılan suni dişlerin yapımı için ve nadiren seramik jaket kronların yapımında kullanılmaktadır (O'Brien 2002).

b) Orta ısı seramikleri (1093 ºC -1260 ºC): Tam seramik köprülerde ara bünyelerin prefabrik olarak yapılmasında kullanılmaktadır. İnley, jaket kron ve sabit köprülerde kullanılır (O'Brien 2002).

c) Düşük ısı seramikleri (660 ºC –1066 ºC): Glaze tozu, alüminoz (kor materyali hariç) seramik, seramik jaket kron, metal destekli seramik kron ve köprü yapımında kullanılır. Düşük ve orta ısı seramikleri fritleme adı verilen bir işlem ile üretilir. Seramiğin ham bileşenleri eritilir, soğutulur ve aşırı derecede ince bir toz halini alacak şekilde öğütülür (O'Brien 2002).

Her üç gruptaki seramiklerin ana bileşim elemanları aynı olmasına rağmen erime derecelerindeki farklılıklar bileşimde bulunan kalsiyum karbonat, potasyum karbonat, sodyum karbonat ve boraks gibi eriticilerin miktarından kaynaklanmaktadır (Zaimoğlu ve ark 1993, Değer ve Caniklioğlu 1998, O'Brien 2002, Bozoğulları 2007).

d) Ultra düşük ısı seramikleri (<850 °C): Bu seramiklerin büzülme katsayıları düşük olduğu için titanyum ve alaşımları ile birlikte kullanılmaktadır (Anusavice 2003).

1.3.2. Kompoziyonlarına Göre Sınıflandırılması

a) Metal Destekli Dental Seramikler: Metal destekli seramik restorasyonlar ilk olarak Weinstein ve arkadaşları tarafından 1960 yılında tanıtılmış olup, günümüzde halen kullanılmakta olan bir sistemdir (McLean ve Odont 2001). Metal destekli dental seramikler döküm metal alaşım üzerine bitirilenler ve platin veya altın yaprak üzerine bitirilenler olmak üzere 2 gruba ayrılırlar (O'Brien 2002):

Avantajları

-Yüksek dayanıklılık

-Sabit protezlerde kullanılabilmesi

-Mükemmel uyumdur.

Dezavantajları

-Metal marjinlerin görünmesi nedeniyle estetiği olumsuz etkilemesi

-Metale bağlı renk değişikliği olabilmesi

-Kullanılan alaşıma bağlı olarak problemler oluşturabilmesi

-Metal-seramik bağlantısında başarısızlık olabilmesidir (O'Brien 2002).

b) Metal Desteksiz Dental Seramikler (Tam Seramikler): Seramikler inert olmaları, renk stabiliteleri, yüksek aşınma dirençleri, düşük ısı iletkenlikleri, biyouyumluluk ve estetik özelliklerinden dolayı dişhekimliği açısından etkileyici materyallerdir (Lawn ve ark 2002, Vult ve ark 2005). Termal iletkenlik ve termal genleşme katsayısı, mine ve dentinin değerlerine oldukça yakındır. Baskılara karşı direnci yüksek (350–550 MPa) olan seramiklerin, gerilime karşı dirençleri oldukça düşüktür (20–60 MPa) (Qualtrough ve Piddock 1997). Doğal diş, ışığın arka tarafa doğru iletilmesine izin verirken, metal destekli seramik kron sadece ışığın yansımasına izin verir. Tam seramik restorasyonlar ışık iletimine izin verdiklerinden, komşu dişlerle uyumlu bir estetiğin sağlanabilmesi için kullanılması gereken materyallerdir (Lehner ve Scharer 1992, Wall ve Cipra 1992).

Tam seramik sistemlerin estetik, translusens ve floresans özellikleri üstündür. Seramik kronlar korozyon ve abrazyona dirençlidirler, termal genleşme katsayıları ve termal iletkenlikleri mine ve dentine yakındır. Biyouyumlulukları, kimyasal ve renk stabiliteleri, radyografide görünür olmaları kullanımlarının her geçen gün artmasına neden olmaktadır. İlk tam seramik restorasyonlar 1965 yılında Mc Lean tarafından seramiğe %40-50 Al_2O_3 ilave edilmesiyle elde edilmiştir. Burada amaç dayanıksız olan cam fazın, dayanıklı kristal ilavesi ile kontrollü bir şekilde güçlendirilmesidir. Bu sayede yapı içinde çatlak ilerlemesini engelleyici etki oluşturulmaktadır. Daha sonra yapılan çalışmalarda farklı kristaller de tam seramik sistemlerde kullanılmıştır. Bunların en sıklıkla kullanılanları Al_2O_3, $MgAl_2O_4$, Li_2OSiO_2 ve ZrO_2'tir. Aslında bu kristallerin saf hali oldukça ucuz olmasına rağmen; yüksek ısıda pişmeleri, sertliklerinin ve ısısal genleşme katsayılarının fazla olmasından dolayı işlenip dişhekimliğinde kullanılacak hale getirilmeleri zorlaşmakta ve buna bağlı olarak da maliyetleri artmaktadır (Özgüneş 2008).

Avantajları:

-Alt yapılarında metal içermediklerinden mükemmel estetiğe sahiptirler (Hondrum 1992, Seghi ve ark 1992).

-Radyolüsent olup, radyografik teşhiste engel teşkil etmezler (Hondrum 1992, Seghi ve ark 1992).

-Röntgen ışınlarına karşı geçirgen olmaları sayesinde restorasyonun altındaki dişin kök kanalı, mevcut dolgular ve restorasyonun kenar uyumu değerlendirilebilir.

-Genellikle veneer seramiği ile kor arasında, metal-seramik arasında olduğu gibi bir bağlantı sorunu yoktur (Hondrum 1992, Seghi ve ark 1992).

-Gelen ışık büyük oranda kronun içinden geçebildiği için doğal dişe yakın estetiği vardır. Renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın görünümdedirler (Giordano ve ark 1995).

-Dokularla biyolojik olarak uyumlu ve korozyona dirençlidirler (Hondrum 1992).

-Doğal diş dokusuna yakın ısısal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler (Ludwig 1991, Hondrum 1992).

-Komşu ve karşı metal dolgularla teması sonucu galvanik akıma neden olmazlar (Hondrum 1992, Seghi ve ark 1992).

-Baskı ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıklıdırlar (Ban ve Anusavice 1990, Wall ve Cipra 1992, Scotti ve ark 1995, Yavuzyılmaz ve ark 2005).

-Metal destekli seramik restorasyonlarda ortaya çıkan gingival renklenme ve alerjik kontakt stomatitit tam seramik restorasyonlarda görülmez (Christensen 1994, Hansen ve West 1997).

-Isı ve elektrik yönünden kötü iletken olmaları nedeniyle alttaki diş iyi bir şekilde korunmaktadır (Gökçe ve ark 2002).

Dezavantajları:

-Pahalıdır.

-Gerilme kuvvetlerine karşı dirençsizdir (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

-Laboratuvar çalışması daha dikkatli ve titiz bir çalışma gerektirir.

-Posterior bölgelerde uzun köprü yapımına izin vermemesi dezavantajları olarak sayılabilir (Gökçe ve ark 2002, Toksavul ve ark 2002).

-Diş kesimi metal destekli seramiklere göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir (Toksavul ve ark 2002).

Tam Seramik Kronların Endikasyonları

-Estetiğin önem kazandığı tüm anterior dişlerde,

-Diş dokusunun korunması ve diş eti sağlığının devamını sağlamada,

-Doğumsal veya kazanılmış diş eksikliklerinde,

-Özellikle alt keser dişlerde metal destekli seramik kronların çok kaba olacağı ve ışığı fazla yansıtacakları durumlarda,

-Kole defektlerinde,

-Travmaya uğramış dişlerde,

-Çürük, abraze, kırık dişlerde,

-Endodontik tedavi görmüş veya renklenmiş dişlerde,

-Malpoze dişleri düzeltmek amacıyla,

-Çene-yüz protezlerinde,

-Mine displazilerinde,

-Anterior diastemaları kapatmak amacıyla,

-Galvanik akım olmayacağından tek diş implant ve üç üyeli anterior implant köprülerde,

-Metal alerjisi olan hastalarda endikedir (Akın 1999, Christensen 1999, Rosenstiel ve ark 2006, Gökçe ve Beydemir 2002).

Tam Seramik Kronların Kontrendikasyonları

-Pulpa sınırları tam oluşmamış genç hastalarda,

-Kısa kron boyuna sahip dişlerde,

-Yetersiz mezio-distal boyutu nedeniyle basamaklı preparasyona izin vermeyen alt keser dişlerde,

-Servikale doğru aşırı daralma gösteren kronlarda,

-Klinik kron boyları uygun preparasyon yapımı için çok uzun olan periodontal hastalıklı dişlerde,

-Over-bite ve over-jet'in önemli derecede artmış olduğu olgularda,

-Parafonksiyonel alışkanlıkları (Bruksizm) olan hastalarda,

-Diş preparasyonu sonrasında interokluzal aralığın 1-2 mm'den az olacağı dişlerde,

-Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgelerde,

-Ağız hijyeni yönünden motive edilemeyen hastalarda,

- Dişin lingual yüzeyinde yeterli seramik kalınlığı (min 0,8 mm) elde edilemeyecek olgularda veya lingual yüzey çok konkavsa, yeterli singulum yoksa,

- Önceden basamaksız kesim yapılmış veya basamaklı kesimin mümkün olmadığı olgularda,

- Düzensiz, aşırı çapraşık dişlerde kontraendikedir (Akın 1999, Christensen 1999, Rosenstiel ve ark 2001, Gökçe ve Beydemir 2002).

1.3.3. Tam Seramiklerin Yapım Tekniğine Göre Sınıflandırılması

a) Geleneksel feldspatik seramikler: Dental restorasyonlarda kullanılan tüm porselenler geleneksel feldspatik yapısındadır. Bu materyal içeriğinde feldspar, kaolin, kuartz materyallerini ve çeşitli renk pigmentlerini bulundurur (McLean 1979). Farklı renk tonlarında toz ve likitten oluşan bu sistem, tabakalar şeklinde alt yapı üzerine uygulanır. Restorasyona şekil veren bu porselenlere örnek olarak Optec HSP, Vita Dur N, Mirage ve Mirage II, Ceramco, Ceramco II verilebilir (Rosenblum ve Schulman 1997).

b) Dökülebilir cam seramikler

Dicor

Tetrasilisik flor-mika kristalleri içeren, dökülebilir cam seramiklerden olan Dicor, Corning Glass Works tarafından geliştirilmiştir. Hacim olarak % 45 cam ve % 55 kristal tetrasilisik mika olan camdan oluşmuştur (Schaerer ve ark 1988, Wall ve Cipra 1992).

c) Hidroksiapatit kristalleri içeren, dökülebilir cam seramikler

Cerapearl

Cerapearl doğal diş minesi gibi hidroksiapatit kristalleri içerir. Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 590 MPa'dir ve 390 MPa olan mine direncine göre çok daha üstündür (Schaerer ve ark 1988, Wall ve Cipra 1992).

d) Kor yapısı güçlendirilmiş seramikler

Isı ve basınç altında şekillendirilen cam seramikler

IPS Empress

Wohlwend tarafından Zürih Üniversitesi'nde geliştirilen lösit kristalleri ile güçlendirilmiş enjeksiyonla şekillendirilen cam-seramik materyali olan IPS Empress sistemi ilk olarak 1991 yılında piyasaya sunulmuş ve dental pratikte 10 yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır. Silikat cam matriks hacminin %30–40 kadarını lösit kristalin faz oluşturur. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik tabletler ısı ile yumuşatılarak yavaş yavaş preslenir. İngot formunda bir feldspatik seramik olan IPS Empress, mum modelin ısıtılarak uzaklaştırılmasını takiben EP 500 seramik fırınında 0,3-0,4 MPa basınçla preslenir. Anterior bölge restorasyonlarında tabakalama, posterior bölgede ise boyama tekniği kullanılır (Qualtrough ve Piddock 1997, McLean 2001, Gemalmaz ve Ergin 2002).

Yüksek yarı geçirgenlik ve aşındırma etkisinin doğal dişe benzer olması bu seramiğin kullanımını gündeme getirmiştir (Zaimoğlu ve Can 2004). IPS Empress'in aşındırma, bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 120-200 MPa'dır (Holand 1998). Bu seramik sistemlerine ''IPS Empress, IPS Empress Esthetic, IPS ProCAD, IPS e.max ProCAD, IPS Empress CAD'' örnek olarak verilebilir (Kelly 2004, Conrad ve ark 2007, Ban 2008, Liu ve Essig 2008).

IPS Empress 2

1998 yılında cam matrikse eklenen lityum disilikat kristalleri ile materyal aralığı arttırılarak IPS Empress 2 sistemi geliştirilmiştir (Höland ve ark 2000, Blatz ve ark 2003). Kayıp mum tekniği ile elde edilen kor kısmının esas kristalin fazı, lityum disilikattır. IPS Empress II sisteminin hacimsel olarak % 60'ından fazlasında bulunan 0.5-5 µm. uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0.1-0.3 µm. uzunluğunda küçük lityum ortofosfat kristalleri IPS Empress II seramiğinin mikro çatlaklara karşı dayanıklılığını artırmaktadır (Zawta 2001). IPS Empress 2'de lityum disilikat cam seramiğin kontrollü kristalizasyonu ile translüsensliğini etkilemeden % 60 oranına çıkarılmıştır (Qualtrough ve Piddock 2002). Bu sayede IPS Empress 2'de cam matriks daha az olup kırılmaya karşı direnci fazla ve mikroçatlak oluşum riski azdır (Zaimoğlu ve Can 2004). Ayrıca kor yapıdaki farklılık, IPS Empress´e göre IPS

Empress 2 nin 3 kat daha dayanıklı olma nedenidir (Qualtrough ve Piddock 2002). IPS Empress 2'nin bükülme dayanımı IPS Empress'in 3 katı olup yüksek mekanik dayanıklılık ve kırılma direnci sayesinde anterior ve molar kronların yapımı sağlandığı gibi 3 üyeli anterior ve premolar köprü yapımına da olanak vermektedir (Blatz ve ark 2003, Zaimoğlu ve Can 2004). Son köprü desteği 2. premolarla sınırlıdır (Höland ve ark 2000, Oh ve ark 2000, Conrad ve ark 2007). Bağlantı bölgelerinin boyutları yükseklik olarak 4-5 mm ve genişlik olarak 3-4 mm'den az olmamalıdır (Oh ve ark 2000).

IPS e-Max Press

2005 yılında fiziksel özellikleri ve translusensliği arttırılmış IPS e-Max Press geliştirilmiş preslenmiş seramik olarak piyasaya sunulmuştur (Sener ve Turker 2009). Empress 2 tam seramik sisteminin daha gelişmiş versiyonu olan IPS e-Max Press restorasyonlar; kayıp mum ve ısı ile presleme teknikleri bir arada uygulanarak üretilip lösitle güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik içeriğe sahip olan ingotların preslenmesi ile elde edilmektedir. Temel kristal faz olan lityum disilikat 3-6 μm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu kristaller cam matriks içine gömülmüş şekildedir. Renk pigmentleri erime ısısına ulaşıldığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar arzu edilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilmesidir. Bunun aksine renk pigmentleri mikroyapıda kusurlara neden olmaktadır (Ivoclar Vivadent 2005). Yeni geliştirilen bu seramik altyapı ile elde edilen restorasyonlar daha estetiktir ve 400 MPa'lık mukavemeti ile cam-seramik restorasyonun konvansiyonel simantasyonuna izin verdiği bildirilmiştir (Ivoclar Vivadent, 2005). IPS e-Max Press sistemi onleyler, 3/4 kronlar, tek kron ve köprülerde kullanılabilir (Conrad ve ark 2007).

Farklı renklerde ingotlar şeklinde bulunur ve iki farklı opasitesi mevcuttur. Kırılma dayanımı 400 MPa'dır. Bilinen Empress presleme teknikleri ile üretilirler. Anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonlar, laminate veneerler ve köprüler için kor yapı olarak kullanılırlar. Bu korlar üzerine IPS e.max Ceram veneer uygulanır (Ivoclar Vivadent 2005). IPS e-Max Press lityum disilikat cam seramik prepare dişin renk tonundan bağımsız canlı renk, hatasız uyum, fonksiyon ve estetik

sağlar. İngotlar 4 seviye translüsenslikte ve iki boyuttadır ve şimdi impulse ingotlar da mevcuttur:

1-) HT ingotlar (Yüksek Translusensi): HT ingotları 16 A-D ve 4 Bleach BL renk tonundadır. Yüksek translüsenslik özellikleri ile küçük restorasyonların (inley, onley vb.) yapımı için idealdir. Boyama tekniği kullanılarak etkili bir şekilde kişisel özellikler verilebilir.

2-) LT ingotlar (Düşük Translusensi): LT ingotları 16 A-D ve 4 Bleach BL renk tonundadır. Düşük translüsenslik özellikleri ile büyük restorasyonların (posterior kronlar) yapımı için endikedir. Doğal parlaklık özellikleri vardır.

3-) MO ingotlar (Orta Opasite): MO ingotlar 5 grup renk tonundadır (MO 0- MO 4). Opak özellikleri ile hafif renklenmiş vital dişlerin üzerindeki alt yapı yapımı için uygundur. Tabakalama tekniği ile birlikte doğal görünümlü restorasyonlar sağlarlar.

4-) HO ingotlar (Yüksek Opasite): İngotlar 3 grup renk tonundadır. (HO 0- HO 2). Opak özellikleri ile ciddi renklenme gözlenen preparasyonlarda ve titanyum abutmentlarda altyapı yapımı için uygundur. Koyu yüzeyleri maskelerler ve yüksek estetik sağlarlar.

5-) Impulse ingotlar (Value, Opal): İnce veneer, inley, parsiyel kron ve tek kron için ideal ingotlardır (Ivoclar Vivadent 2005).

Lityum disilikat seramik kor yapılarının hazırlanmasındaki diğer yöntem ise hazır blokların bilgisayar kontrollü makine ile şekillendirilmesidir. ‘‘IPS E-Max CAD’’ buna örnek olarak verilebilir. Endikasyonları inley, onley, veneerler ve ön bölgedeki kronlardır (Liu ve Essig 2008).

e) Magnezya Kor Materyali ile Güçlendirilmiş Seramikler

Temel yapısını %40-60 oranında magnezya ve magnezyum oksitin oluşturduğu bu kor materyalinin en önemli özelliği, ısısal genleşme katsayısının 13.5 x 10^{-6} derece olmasıdır. Böylece metal destekli seramik restorasyonlar icin üretilmiş olan dentin ve mine seramik tozları ile birlikte kullanılabilir (Bozoğulları 2007).

f) Alumina Kor ile Güçlendirilmiş Seramikler

Alüminoz seramik kor yapımı için ilk ticari ürün Vitadur N adı altında kullanıma sunulmuştur. Kor yapının ağırlığının % 50’si alüminadır. Dentin ve mine

yapısına şeffaflığın izin verdiği ölçüde katılan alüminyum oksit, seramik direncini % 100 arttırmaktadır (Bozoğulları 2007).

Hi-Ceram

%70 Al_2O_3 içeren bir kor materyalidir. Teknikte kor porseleni direkt olarak ısıya dayanıklı day üzerinde fırınlanmakta, dentin ve mine ise daha sonra bilinen yöntemlerle kor üzerinde şekillendirilmektedir (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

In-Ceram

Daha çok slip-cast aluminyum oksit seramik olarak bilinmektedir (Bindl ve Mormann 2002). In-Ceram alt yapıyla desteklenen restorasyonlar, ısısal genleşme katsayısı, In-Ceram ile uyumlu olan Vitadur N seramiği ile tamamlanır (Pera ve ark 1994). Günümüzde In-Ceram sisteminin temsilcileri In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirkonya'dır. Ayrıca sinterlenmiş seramik olarak da Vita In Ceram 2000 AL ve Vita In Ceram YZ Cerec inLab sistemlerinde blok olarak kullanılmaktadır (Şener ve Türker 2009).

In-Ceram Alümina

1989 yılında tanıtılan In-Ceram Alumina sisteminde alumina alt yapının şekillendirilip fırınlanmasını takiben içerisine cam infiltre edilir. Bu sistemde, slip casting yöntemi ile elde edilen poröz yapıdaki alümina kor, cam infiltrasyonu ile devamlı bir yapıya kavuşturulmaktadır. Kor yapı, CAD/CAM tekniğiyle kısmi olarak sinterize edilmiş infiltre seramik blokların işlenmesiyle elde edilir. %99,56 saf alumina içeren yüksek dirençli In-Ceram Alumina seramik sistemi ile anterior ve posterior bölgede üç üye köprü ve tek kron restorasyonlarının uygulanması endikedir (Kelly ve ark 1996, Raigrodski ve Chiche 2001, Conrad ve ark 2007). Estetik özellikleri sağlamak için üst yapı olarak daha translusent bir seramik ile birlikte kullanılır.

Mevcut seramiklerden 3-4 kat daha fazla bükülme direnci gösterdiği için anterior bölgede metal altyapı gerekliliğini ortadan kaldırmışlardır (Haselton ve ark 2000, Cho ve ark 2002). In-Ceram Alumina seramik materyalinin bükülme direnci

236-600 MPa, kırılma direnci ise 3,1 - 4,61 MPa arasındadır (Giordano ve ark 1995). Alumina bloklar kazıma sistemi ile de kullanılabilirler (Bindl ve Mormann 2002, Conrad ve ark 2007).

Bu sistemle yapılacak olan köprü protezlerinin ağız içi kuvvetlere karşı dayanıklı olabilmesi için gövde ile ayak diş arasındaki bağlantı bölgesindeki kalınlığın okluzogingival olarak en az 4 mm, bukkolingual olarak en az 3 mm olması gerekmektedir (McLaren 1998). In-Ceram porseleninin direnci, cam ve alüminanın birbiri içine girdiği ağ şekline bağlıdır. Alümina kor ve camın tek baslarına sahip oldukları esneme dirençleri, cam infiltre edilmiş kor porselenin direncinden çok daha düşük bulunmuştur. Cam infiltrasyonu ile direncin artmasının sebebi alüminanın porözitesinin azalmasına, dağılım güçlendirilmesi ile cam ve alümina partikülleri arasında oluşan sıkışma kuvvetlerine dayanmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

In Ceram restorasyonlar mükemmel bir marjinal adaptasyon ve dayanıklılığa sahiptir ve araştırmalarda iyi sonuçlar verdiği rapor edilmiştir. Ancak pahalı olması yapımının zaman alması ve özel alet ve ekipman gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (Wall ve Cipra 1992, Chiche ve Pinault 1994, Erçoban 1998, Rosenstiel ve ark 2001). Yapılan klinik çalışmalarda; In Ceram Alümina kronların klinik uzun dönem başarısı ve kırılma dayanıklılıkları incelendiğinde metal seramik restorasyonlar ile çok benzer sonuçlar elde edilmiştir (Guazzato ve ark 2002).

g) Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Kor Materyali

Dental materyal teknolojisindeki gelişmeler zirkonya bazlı seramiklerin yapımını sağlamıştır (Guazzato ve ark 2004). Kompozisyonundan dolayı kırılma dayanımı çok yüksek olup sinterize zirkonya'nın kırılma dayanımı 1000 MPa'ı aşabilmektedir (Blatz ve ark 2003a). Oldukça yüksek kırılma sertliği ve fleksural dayanıklılığa sahiptir. Bu tür seramiklere örnek olarak Cercon (Dentsply), Procera AllZirkon (NobelBiocare), DC-Zirkon (DCS Dental AG) ve In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik) verilebilir (Blatz ve ark 2003a, Guazzato ve ark 2004).

h) Bilgisayar Yardımı ile Hazırlanan Seramikler (CAD/CAM)

CAD/CAM, bilgisayar kontrolü ile çalışan makine ile üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı anlamında makine teknolojisinde kullanılan bir kelimedir (Tinschert ve ark 2000). 1971 yılında Francois Duret, endüstride kullanılan teknolojinin dişhekimliğine transfer edilebileceği fikrinden yola çıkarak CAD/CAM teknolojisini dişhekimliğine tanıtmıştır. CAD/CAM sistemlerinde restorasyon yapımı genel olarak üç basamakta gerçekleşmektedir:

1. Üç boyutlu yüzey taraması
2. Restorasyonun dizaynı
3. Restorasyonun üretimi (Hickel ve ark 1997).

Günümüzde CAD/CAM restorasyonlar; tarayıcı uçlar kullanılarak elde edilen veriler doğrultusunda bilgisayar ortamında modellendikten sonra, bilgisayar destekli freze sistemleri ile hazır seramik bloklardan aşındırılarak üretilmektedir. 1985 yılından günümüze dek Cerec, Cicero, Procera, Celay, DC-Zirkon ve Cercon gibi çok sayıda CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir. CAD/CAM restorasyonlar, model üzerinde hazırlanan mum modelajın tarayıcı ile taranması sonrasında seramik bloktan kazınmasıyla (Celay, Mikrona) veya preparasyonun ya da ölçülerin taranarak bilgisayara aktarılması sonrasında seramik blokların aşındırılması (Procera, Nobel Biocare) ile şekillendirilebilir (Sim ve Ibbetson 1993, Suh ve ark 1997).

CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları:

-Yüksek kalitede materyal kullanımına olanak sağlaması,

- Farklı parametreleri kontrol kolaylığı (tabaka kalınlığı, prepare edilen kavite şekli, siman aralığı vb),

- Yüksek kalitede restorasyon üretiminde sürekliliktir.

CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları:

- Prefabrike blok kullanımı nedeni ile renk seçiminin kısıtlı olması,

- Bazı sistemlerin uzman kullanıcı gerektirmesi,

- Kullanılan cihazların pahalı olmasıdır (Siervo ve ark 1992).

Günümüzde Kullanılan Cad-Cam Sistemleri

Cerec Sistemi

Siemens firması tarafından geliştirilen Cerec sistemi klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir (Otto ve De Nisco 2002). 1985 yılında BRAINS AG tarafından tasarlanan 3 eksende aşındırma yapan Cerec 1 sistemi, 1994 yılında 8 eksende aşındırma yapabilen Cerec 2 sistemi ve 2000 yılında Cerec 2 sisteminin geliştirilmiş hali olan Cerec 3 sistemi üretilmiştir (Bindl ve Mormann 2002).

Cerec sisteminin en büyük avantajlarından biri, tek seansta restorasyonun tamamlanıp ağıza simante edilebilmesidir. Sistem kısaca alınan optik ölçünün bilgisayara aktarılması, ekrandaki görüntü üzerinde restorasyonun sınırlarının çizilmesi, kullanılacak seramik yapının hacimce belirlenmesi ve üç boyutlu kron modelinin oluşturulması şeklinde özetlenebilir. Makine; alınan optik ölçünün aktarıldığı ve restorasyonun şeklinin düzenlendiği görüntü-ölçü algılama ünitesi ve aşındırma işleminin yapıldığı freze ünitesine (Cerec inLab) sahiptir (Şener ve Türker 2009). Cerec restorasyonlarında kullanılan seramikler, aşınma karakteristikleri açısından diğer dental seramikler içerisinde, doğal dişe en yakın olanıdır. Cerec materyalleri, çok geniş bir renk ve translusensi skalaları içinde, Vita, Ivoclar ve 3M ESPE tarafından üretilmektedirler (Şenyılmaz 2005).

inLab Sistemi

inLab sistemde Cerec 3'e ilave olarak CAD/CAM ile kronlar ve hatta çok üyeli köprüler için yüksek dirençli tam seramik restorasyonlar üretilir. inLab sistem, kitleyi güçlendiren bileşenlerden oluşmuş kristal yapı (alümina veya alümina/zirkonya karışımı) boşluklarına düşük viskoziteli lantanyum cam infiltre edilerek kullanılmaktadır. In Ceram materyali bu tip bir seramiktir (Raigrodski 2004). inLab sistem tarayıcı ve freze üniteleri içermekte, bu sistem ile tek kron restorasyonların ve üç üniteli köprülerin alt yapıları elde edilmektedir. inLab sistemin lazer tarayıcısı 3 boyutlu modelleme ile frezeleme ünitesine sahiptir. Ölçüm sisteminin tarama işlemi sonucunda oluşan yuvarlak kenarlar internal uyumsuzlukta artışa neden olur (Bornemann ve ark 2002).

Prepare edilmiş dişten elde edilen day optik tarayıcı ile taranmakta ve görüntüsü monitöre aktarılmaktadır. Alt yapı bilgisayar desteği ile tasarlandıktan sonra, kullanılacak blok freze işlemi ile şekillendirilmektedir. İşlem tamamlandığında alt yapı gerekiyorsa daya uyumlandırılmakta ve istenilen renkte seçilen cam, alt yapı üzerine uygulanarak camın eridiği sıcaklığa kadar pişirilmektedir (1100 ºC). Eriyen cam yarı sinterize materyalin tanecikleri arasındaki boşluğa kapiller hareketle dolar ve seramik faz ile cam faz devamlı bir yapı oluştururlar. Böylece alt yapı estetik materyal uygulamaya hazır hale gelmektedir. Bu sistemin ön ve arka tek kronlarda başarılı olarak kullanıldığı bildirilmektedir (McLaren ve Terry 2002). Tarama prosedürünün ardından, dijital bilgiler "x,y,z" bilgi modeli olarak saklanır ve ekranda dondurulmuş çerçeveler halinde görülür ve bunlar pratisyen tarafından şekillendirilir. Dizayn edilen altyapılar, sistemde alt freze ünitesinde elde edilir. Freze ünitesinde Vitablocs Mark II, Vita In Ceram Alumina, Vita In Ceram 2000 AL ve Zirkonya seramikleri kullanılmaktadır (Palin ve Trevor 2005).

Vitablocs Mark II

Cam matriks içinde potasyum aluminyum silisyum oksit içeren CAD/CAM yöntemi ile işlenen feldspatik seramiklerdir. Vitablocs Mark II blokları, Cerec sistemleri (seramik blokların makine yardımı ile şekillendirilmesi) veya Celay sistemi (seramik blokların dublikatının elde edilmesi) ile kullanılabilir (Mörmann 1991, Üçtaslı ve Gemalmaz 2002). 10 yıldır başarıyla kullanılan konvansiyonel feldspatik porselenlerden daha dayanıklı olan Vitablocs Mark II seramiklerin bükülme dirençleri 120-154 MPa olup, çok iyi çalışma ve parlatılabilme özelliğine sahiptirler (Chen ve ark 1999). Vitablocs Mark II kor yapısının, okluzal yüzeyin anatomisi ve formunu yansıtabilmesi için kalınlığının 1,5 mm olması gereklidir. Bu kor yapı üzerine seramik pişirilir (Denissen ve ark 2000, Mou ve ark 2002, Reich ve Hornberger 2002).

Abrazyon özellikleri doğal diş minesine benzemektedir. Bu yaklaşık 4 µ'luk ince gren boyutu ile açıklanabilir. Feldspar partiküller cam matriks içine üniform olarak yerleşmiştir, antagonist dişte zararlı abraziv etki oluşmamaktadır. Sinterizasyon 1170 ºC'de vakum altında gerçekleşir. Laboratuvarda sinterlenen ve

laboratuvarda üretilen seramiklere göre daha homojen mikroyapı ve materyal kalitesi sağlar (Vita 2009). Boyama, glaze ve kristalizasyon fırınlaması gibi herhangi bir termal işlem gerektirmemeleri de avantajları arasındadır (Vita 2009).

Vitablocs, potasyum feldspar (ortoklas) ve albite gibi doğal feldspar materyalleri içermektedir. Diğer seramik materyallerle karşılaştırıldığında doğal feldspar materyallerin avantajları yüksek saflık ve erime esnasındaki yüksek ısı aralığıdır. Ham maddenin ortalama partikül büyüklüğü 4 µm' dir. Sonuç olarak sinterize Vitablocs çevresindeki cam matrikse gömülmüş çok ince kristalize yapılardan oluşmaktadır. Kristalize yapı ağırlık olarak %20'den daha azdır. Bu ince kristalize yapı ve endüstriyel sinterizasyon prosedürü iyi polisajlanabilme ve mineyle eşdeğer abrazyon özelliği gösteren restorasyonların yapımına olanak vermektedir. Bu ince partiküllü yapı antagonist dişlerin zararlı etkisine maruz kalmadığının garantisidir. Çoğu klinik durumda Vitablocs'un yüksek translusens özelliği kalan dişlerle mükemmel bir uyumun olduğunu bu nedenle ekstra renklendirmenin gerekmediğini göstermektedir. Vitablocs frezelenebilme özelliğini iyi karşıladığı için alette aşınmaya neden olmamakta ve daha sonra elmas frezlerle hekim tarafından düzeltmeler yapılmaya elverişlidir (Vita 2009).

Blokların monokromatik olmalarının estetiği etkilediği düşünülürse, alternatif olarak içinde değişen renk yoğunluklarında Vitablocks TriLuxe (Vita Zahn-fabrik) de kullanılabilmektedir (Giordano 1996). Vitablocs Triluxe, Triluxe Forte ve Real Life Mark II seramikten üretilmiştir. Bu sayede değişik renk doygunluğu ve translusenslik seçeneği, mükemmel yansıtıcılık özelliği ve Vitablocs Mark II seramiğin beyaz florosens özelliği bir blokta biraraya getirilmiştir (Vita 2009).

Avantajları

-20 yılı aşkındır mükemmel klinik sonuçlar vermektedir.

-Her klinik duruma uygun 1.sınıf estetiği sağlayan 4 farklı blok tipine sahiptir.

-Çok iyi translusenslik özelliği ve ayırıcı bukalemun etkisine sahiptir.

-Antagonist dişi koruyan mükemmel abrazyon özelliğine sahiptir.

-Kolay polisajlanabilme özelliğine sahiptir.

-Mükemmel asitlenebilmesinden dolayı çok iyi adezyon gösterir.

-Frezeleme işleminden sonra hemen ağızda uyumlanabilir.

-Glaze ve renklendirme gibi işlemler gerektirmez.

-Basit, kısa zamanda karakterizasyon ve renk seçimi yapılabilir (Vitablocs Cerec inLab 2012).

Endikasyonları

Vitablocs seramikler Cerec inLab inley, onley, parsiyel kron, full kron ve veneerler'in yapımında iyi bir adeziv bağlanma için gereken tüm koşullar ve kanıtlanmış mine-dentin adeziv (total bonding) sisteminin kullanılabildiği ve normal çiğneme fonksiyonuna sahip hastalarda kullanılabilir (Vitablocs Cerec inLab 2012).

Kontrendikasyonları

-Yetersiz oral hijyen,

-Yetersiz preparasyon,

-Yetersiz sert doku miktarı,

-Yetersiz mesafe,

-Hiperfonksiyon,

-Bruksizm ve clenching hastalarında,

-Hiperfonksiyona sahip hastaların devital dişlerinde,

-Köprü yapımında (Dört üyeli köprüye kadar zirkonyum alt yapısı üzerinde veneer yapısının mekanik fabrikasyonunda kullanılabilmektedir) kontrendikedir (Vitablocs Cerec inLab 2012).

Vita In Ceram 2000 AL

Aluminyum oksit ince duvarlardaki translusens özelliği, biyouyumluluğu ve parlak rengi gibi etkileyici özelliklere sahip oksit seramik bir materyaldir. Aluminyum oksit full seramik restorasyonların hidrolizinde en yüksek direnci gösteren materyaldir. Aynı zamanda yüksek sağlamlık göstermektedir. Vita In Ceram 2000 AL saf aluminyum oksit içeren sinterizasyon esnasında camlaşma reaksiyonu gösteren presinterize bloklardır. Bu durumda kolay işlenebilir özelliğe sahip olup geniş köprü ve kronların yapımına olanak vermektedir. In ceram Alumina seramiğinden farklı olarak Vita In Ceram 2000 AL seramiğinde sinterizasyon esnasında camlaşma reaksiyonu gerçekleştiği için klinikte daha avantajlıdır. In Ceram Alumina'da teknisyen tarafından yapılan cam uygulamasındaki hatalar

homojeniteyi etkileyerek In Ceram Alumina seramiğin dayanıklılığını azaltmaktadır. Yoğunlaştırıcı sinterizasyon işleminde meydana gelen büzülme yüksek ısılı fırında (VITA Zyrcomat) hesaplanabilmektedir. Sonuç olarak yüksek stabilitede hassas uyum gösteren alt yapılar aluminyum oksit'in fiziksel yararını göstermektedir. Vita In Ceram 2000 AL alt yapılar VITA VM 7 seramiği ile veneerlenmelidir (Vitablocs Cerec inLab 2012).

Avantajları:

Kabul edilebilir estetik ve biyouyumluluk göstermesidir. Aluminyum oksit çok yüksek fonksiyonel sertlik, yüksek korozyon rezistansı, yüksek translüsensi ve düşük termal iletkenlik özelliklerine sahiptir. Alt yapı ve veneer materyalinin her ikisi de biyouyumlu olup alerjik potansiyele sahip değildir. Sonuç olarak gingivanın retraksiyonu gerekmez ve soğuk-sıcak etkiye karşı yüksek izole davranış göstermektedir. Hekim için ise; yüksek klinik güvenilirlik göstermesi ve adeziv-non-adeziv simantasyona izin vermesi de avantajlarındandır (Vitablocs Cerec inLab 2012).

Vita In Ceram 2000 AL restorasyonlara, ıslak frezelemeye ihtiyaç duymadan ufak basınçta kuru işlem yapılabilir. Frezeleme faz transformasyonuna neden olmadığı için veneerleme öncesi rejenerasyon pişirmesi gerekmeyebilir. Vita VM7 nin kullanılması tabakalamaya olanak sağlayıp estetiği arttırmıştır. InLab CAD-CAM software sistemi ile altyapı kalınlığı hassas bir şekilde her zaman ayarlanabilir. Veri kaydı alt yapı sistemlerinin dokümentasyon sistemi sayesinde yapılabilir. InLab 3D software sisteminin hassas frezeleme sistemi ve sinterizasyon büzülmesini gerçeğe yakın hesaplama özelliği ile mükemmel oturuma sahip restorasyonlar elde edilmektedir. Laboratuvar dışında bir işleme prosedürüne gerek kalmamaktadır (Vitablocs Cerec inLab 2012).

Endikasyonları

-Konik ve teleskopik kronlar,

-Anterior ve posterior bölgedeki kronlar,

-Bir pontiğe sahip anterior bölgedeki köprülerdir (Vitablocs Cerec inLab 2012).

Kontrendikasyonları

-Oral hijyen eksikliği,

-Yetersiz diş kesimi,

-Yetersiz sağlam diş dokusu varlığı,

-Bruksizmdir (Vitablocs Cerec inLab 2012).

Procera

Procera Sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak; Aluminyum oksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllCeram), zirkonyum oksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum alt yapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya aluminyum oksit abutmentlar, implant-üstü full-seramik kronlar ve implant-üstü titanyum köprü alt yapılarının üretimi mümkündür (Denissen ve ark 2000).

Lava Sistem

2002 yılında piyasaya sunulan Lava tam seramik sisteminde (3M ESPE Dental Products) yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır. Sinterlenen altyapılar, zirkonyanın ısısal genleşme katsayısı ile uyumlu olan Lava Ceram seramik materyali ile bitirilir (Piwowarczyk ve ark 2005).

Celay

Kor yapıda, cam infiltrasyon işleminden sonra artık cam materyali uzaklaştırılır ve restorasyonun tamamlanması için üst yapı aynı In-Ceram tekniğinde olduğu gibi aluminoz veneer seramik ile bitirilir (Zaimoğlu ve Can 2004).

1.4. Tam Seramik Kronlarda Diş Preparasyonu

Kron restorasyonların klinik başarısındaki en önemli noktalar bitiş çizgisi konfigürasyonu ve uygun diş preparasyonudur. Teknisyenin mükemmel estetikle birlikte fizyolojik konturlara uygun olarak restorasyonu tamamlayabilmesi için diş preparasyonu yeterli olmalıdır. Alt yapı ve veneer seramiğe yeterli mesafeyi sağlayabilmek için en az 1.2 – 1.5 mm diş dokusu çevresel olarak uzaklaştırılmalıdır. Servikalde bitiş çizgisi yuvarlatılmış shoulder veya derin chamfer şeklinde hazırlanmalıdır. Uzun dönemde dişeti sağlığı için bitiş çizgisinin konumu önemlidir. Tam seramik kron yapılmasındaki amacın estetik olduğu dikkate alındığında çoğu olguda servikal marjinler dişeti seviyesinin altında konumlandırılmaktadır. Bununla birlikte marjinlerin az miktarda dişeti çekilmesi gerçekleştiğinde açığa çıkmayacak kadar sulkusun derininde yer alması gerektiği görüşü vardır. Ancak biyolojik

genişliği tehdit edecek ve kronik inflamasyona yol açacak kadar da derinde yer almamalıdır (Altıncı ve Can 2010).

Tam seramik kronlar diğer veneer restorasyonlara göre farklılık gösterirler. Bu tip kronların preparasyonlarında seramiğe maksimum destek sağlayacak şekilde preparasyon yapılmalıdır. Aşırı kısaltılmış preparasyon kronun labiogingival bölgesinde stres yoğunlaştırmalarına neden olarak bu bölgede karakteristik yarım-ay kırığına yol açabilir (Shillingburg ve ark 1997). Tam seramik restorasyonlar için yapılan diş kesiminde kole bölgesinde, seramik kron protezine yeterince destek sağlamak amacıyla, kenar bitim şekli olarak çepeçevre iç açısı yuvarlatılmış dik açılı basamak veya uygun genişlikteki basamak tercih edilmelidir. Kullanılan çepeçevre basamak genişliği en az 1 mm olmalıdır. Tam seramik restorasyonlarda iç açısı yuvarlatılmış basamağın kullanılması bitim sınırının daha net görünmesine yardım ettiği gibi, en iyi estetik sonucu da sağladığı belirtilmektedir. Bitim sınırının yeterince belli olmaması aşırı konturlu protetik restorasyonların yapılmasına neden olmaktadır. Ayrıca bıçak sırtı bitim şekli dişten daha az madde kaldırılması dolayısıyla daha konservatif olması gibi bir avantaja sahip olsa da tam seramik restorasyonlar için kontrendikedir (Shillingburg ve ark 1997).

1.4.1. Diş Preparasyon Prensipleri

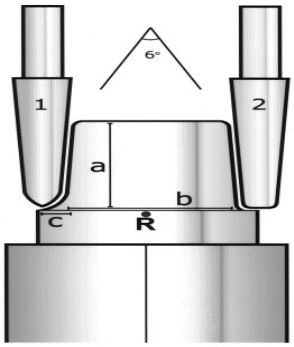
G.V. Black (1896) ile başlayan biyomekanik prensipler kavramı çeşitli araştırmacıların önemli katkıları ile geliştirilmiştir. Diş kesimine ait biyomekanik prensipler ve tasarımın mekanik yeterliliğine ilişkin tartışmalar günümüz diş hekimliğinde hemen hemen son bulmuştur (Zaimoğlu ve Can 2004). Preparasyonun bitiş çizgisinin konfigürasyonu restoratif materyalin marjindeki hacmini ve şeklini belirler, ayrıca restorasyonun oturumunu ve marjinal adaptasyonunu etkiler (Shillinburg ve ark 1997).

Basamak dizaynları 3 temel tipte sınıflandırılabilirler:

1. Shoulder –bizotajlı shoulder,
2. Chamfer- bizotajlı chamfer,
3. Knife edge (Bıçak sırtı) şeklindedir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Shoulder –bizotajlı shoulder

Dişin uzun eksenine dik olarak hazırlanan bu marjinal dizayn kuvvetin köke iletimini en iyi şekilde sağlar (Zaimoğlu ve Can 2004). Tam seramik kronlar için seçilen basamak dizaynıdır. Okluzal kuvvetlere direnç sağlar ve porselende kırıklara neden olabilecek stresleri minimalize eder. Sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik için bir alan oluşturur (Shillinburg ve ark 1997). Bizotaj serbest dişeti kenarı seviyesinde olan, basamaktan dişeti cebi içine doğru ince uçlu elmas frezle ortalama 0.5 mm boyutunda açılı eğim preparasyonudur. Bizotajla basamak etrafında kalması mümkün mine artıkları da uzaklaştırılmış olur. Bizotaj eğiminin açısal degeri 40º-70º arasında olmalıdır. Dişin aksiyal yüzeylerine göre tespit edilen bu açısal değerin altında veya üstündeki eğimlerin sonuç restorasyonda periodontal membran veya serbest diseti kenarına zarar verebileceği çesitli araştırmalarla ortaya konmuştur (Zaimoğlu ve Can 2004) (Şekil 1.1).



Şekil 1.1. Shoulder ve Chamfer preparasyon dizaynları (Quintas ve ark 2004)

Chamfer- bizotajlı chamfer

Bu tip basamak kesimi dişeti kenarında geniş bir açı ile sonlanmaktadır. Oluk biçimli ve geniş açılı olan bu gingival sonlanma bıçak sırtı basamak dizaynına kıyasla daha açılı, fakat shoulder'a kıyasla daha dar olarak hazırlanmalıdır. Yeterli kenar kalınlığında ve sağlamlıkta restorasyonlar elde edilebilmektedir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Knife Edge

Bıçak sırtını andıran bitiş çizgisi konfigürasyonudur (Zaimoğlu ve Can 2004). Bu bitiş çizgisine adapte olacak olan ince restorasyon marjinini doğru şekilde mum

objede işlemek ve dökmek zordur. Ağız ortamında da bu restorasyonların kuvvetlere maruz kaldığı zaman distorsiyona uğraması muhtemeldir (Shillinburg ve ark 1997). Bıçak sırtı bitiminin kullanımı, yeterli hacim elde etmek için restorasyonun dış aksiyal konturlarına ilaveler yapıldığı zaman aşırı konturlu restorasyonlara neden olabilir. Dezavantajlarının yanı sıra bazı durumlarda bıçak sırtı bitimin kullanılması gerekebilir. Mandibular posterior dişlerin lingualinde ve aşırı dış bükey aksiyel yüzeyleri olan dişlerde bu konfigürasyon kullanılabilir (Shillinburg ve ark 1997).

Diş kesimine başlamadan önce labialde 1,2-1,4 mm ve insizalde 2 mm olacak şekilde labial ve insizal yüzeylere rehber oluklar açılmalıdır (Shillingburg ve ark 1997). Bu oluklar sayesinde uniform bir kesim ve pulpanın korunması sağlanır (Dykema ve ark 1986, Shillingburg ve ark 1997). Ardından bu oluklar birleştirilerek labial ve insizal kesim gerçekleştirilir. İnsizal kenarın düzgün ve linguogingivale doğru eğimli olması, kuvvetleri insizal kenarda karşılar ve makaslama streslerini önler (Shillingburg ve ark 1997). Tam seramik kronlarda 2 mm insizal/oklüzal kesim önerilmektedir (Goodacre ve ark 2001). Sonra lingual kesime geçilir. Lingualde en az 0.8 mm kesim sağlanmalıdır (Chiche ve Pinault 1994). Lingual duvarın fazla kısaltılması preparasyonun tutuculuğunu azaltır. Preparasyonda undercut oluşturmamaya dikkat edilmeli ve tüm keskin kenarlar stres oluşumunu ve kırılma tehlikesini azaltmak için düzgünce yuvarlatılmalıdır (Dykema ve ark 1986, Shillingburg ve ark 1997, Goodacre ve ark 2001).

Tam seramik restorasyonun bitim sınırı shoulder veya chamfer biçiminde olabilir. Ancak yapılan araştırmalarda chamfer bitimin kuvvetlere karşı daha dayanıksız olduğunu göstermiştir. Bu yüzden tam seramik kronlarda shoulder bitim çizgisi önerilmektedir (Shillingburg ve ark 1997, Goodacre ve ark 2001). Gingivalde uniform kalınlıkta en az 1 mm olacak şekilde bir shoulder basamak insizalden gelen kuvvetlere karşı direnci sağlar (Crispin 1994, Shillingburg ve ark 1997). Maksimum yüzey alanı sağlayarak preparasyona destek olmak için minimal bir taper önerilmektedir. 5° taper maksimum rezistansı sağlamak için idealdir ancak undercut oluşturmadan bu değeri sağlamak zordur. Tam seramiklerde en güvenli ve en pratik açı 10°dir. Bu değer taper ile dayanıklılık arasında kabul edilebilir bir değerdir (Chiche ve Pinault 1994).

CAD/CAM sistemleri ile hazırlanacak kron ve köprü protezleri için yapılacak diş hazırlığı tam seramik restorasyonların kesimine benzer, ancak sistemlerin optimum çalışabilmesi için ilave önlemler alınması gerekmektedir. Optik okuyucu veya tarayıcının modelinin kesilmiş diş yüzeyini tam ve doğru olarak okuyabilmesi için kesim sınırı net ve kolay ayırt edilebilir olmalıdır. Preparasyonun kesim kenarı belirgin basamaklı veya iç açısı yuvarlatılmış 90º basamak şeklinde olmalıdır. Koniklik açısı her sistemde farklı olmakla birlikte bu değer minimum, Zeno için 4º, Cercon için 6º, Everest için 3-5º, Cerec için 6º-8º olarak bildirilmektedir. (Zeno Tec Sistem 2006, Cercon Smart Ceramics 2011). Ayrıca aşındırıcı ünitelerdeki frezlerin çalışabilmesi için keskin ve ince kenarların bırakılmaması gerekmektedir.

Tam seramik restorasyonların başarısında, diş kesimi ve servikal alanda oluşturulan basamak dizaynı belirleyici faktörlerdir (Proos ve ark 2003). Diş kesimi sırasında oluşturulan basamak, çiğneme kuvvetlerinin dişe dengeli dağılmasını sağlarken, kronun statik gücünü de arttırır (Goodacre ve ark 2001). Seramik restorasyonlarda önemli bir özellik olan dayanıklılık belirli kalınlığın oluşturulmasıyla sağlanabilir. Bu durum da yeterli ve dengeli diş kesiminin gerekliliğini ortaya koymaktadır (Castellani ve ark 1994, Proos ve ark 2003). Restorasyon için tam seramik kron düşünüldüğü zaman dişin arktaki pozisyonu, okluzal iliski ve dişin morfolojik özellikleri bir bütün olarak değerlendirilmelidir.

Tam seramik kron preparasyonu mümkün olduğunca eşit seramik kalınlığı sağlayacak ve seramiğe maksimum destek verecek şekilde hazırlanmalıdır (Chiche ve Pinault 1994, Shillinburg ve ark 1997). Kron harabiyetine veya preparasyona fazla taper verilmesine bağlı olarak oluşan aşırı seramik kalınlığı da dayanıklılık üzerinde olumsuz etkiye sahiptir. Çünkü kronun dayanıklılığını sağlayan hacmi degil, preparasyon ve uyumun doğruluğudur (Chiche ve Pinault 1994). Aşırı kısaltılmış preparasyonlar stres konsantrasyonları yaratacaktır ve bu da kırıklara neden olacaktır. Preparasyonun keskin köşe ve kenarları kırılmaya neden olacak stres birikimini engellemek için yuvarlatılmalıdır (Shillinburg ve ark 1997). Hem shoulder hem de chamfer bitiş çizgisi bu kronlar için uygundur (Goodacre ve ark 2001). Bitiş çizgisi derinliği 0.8-1 mm arasında olmalıdır (Blair ve ark 2002). Posterior bir tam seramik diş preparasyonunda non-fonksiyonel cusplarda 2 mm,

fonksiyonel cusplarda 2.5 mm preparasyon ideal kabul edilmektedir (Blair ve ark 2002). Bu kronlar için aksiyal redüksiyon 1 mm'yi aşmamalıdır. Oklüzoservikal \ fasiolingual mesafe oranının 0,4 veya daha yüksek olması tavsiye edilir (Goodacre ve ark 2001).

1.5. Marjinal Uyum

İnternal ve marjinal uyum, tam seramik kronların başarısı ve klinik kalitesi için çok önemli faktörlerdir (Pera ve ark 1994, Rinke ve ark 1995, Sulaiman ve ark 1997). Uygun marjinal adaptasyon ve dizayn, siman ajanlarının çözünmesini engelleyen esas faktörler olduğu için başarılı bir kronda bulunması gereken özelliklerdir (Lopes ve ark 2005). Marjinal uyum; periodontal durum ve dental restorasyonların uzun dönem güvenilirliği için belirleyici faktördür (Krasanaki ve ark 2012).

Kötü marjinal uyum; sekonder çürükler, periodontal hastalık oral kavitede mikrosızıntıya bağlı endodontik enflamasyon ve klinik başarısızlığa neden olur. (Kokubo ve ark 2005, Beuer ve ark 2009). Çalışmalar, açıkta kalan siman tabakasının oral sıvıların etkisi ile eridiğini ve restorasyon ile doğal diş bağlantısının zayıfladığını göstermektedir. Bu durum, klinikte kronun başarısızlık nedenlerinden birisidir ve kron marjini veya bitimi ne kadar hatalı ise başarısızlık da o kadar çabuk oluşacaktır. Ayrıca simanın erimesi ile oluşan boşluk yemek artıkları ve plak birikimi için uygun bir bölge haline gelir. Bu nedenle kron marjini ile altta bulunan diş dokusu arasındaki iyi uyum, periodontal hastalık ve çürük oluşumunu en aza indirger (Lui 1980).

Uyumun ortaya konan tanımı ve uyumu ölçmek, değerlendirmek için kullanılan yöntem ve teknikler araştırmacıdan araştırmacıya farklılık göstermektedir. Farklı tip kronların marjinal uyumlarını inceleyen çok sayıdaki araştırma marjinal uyumun; kron tipi, siman tipi, simantasyon basıncı, simantasyon süresi, diş preparasyonunun geometrik şekli ve oklüzaldeki siman kaçış noktaları ya da day spacer kullanımı gibi pek çok faktörden etkilendiğini göstermiştir (Mitchell ve ark 2001).

Uyum en iyi diş ile restorasyon arasındaki yüzeyde ölçülen çeşitli noktaların

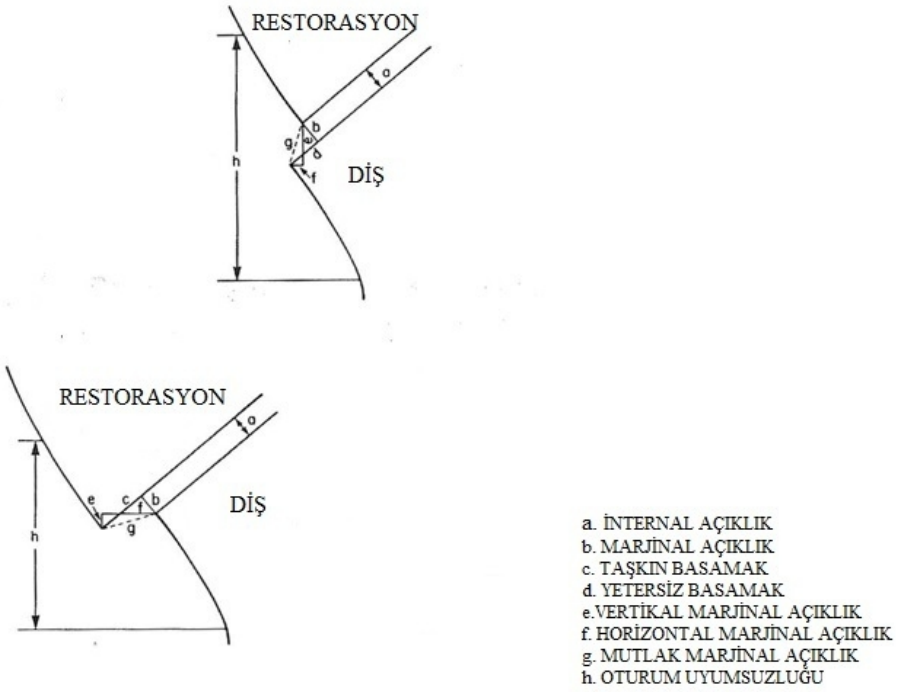
uyumsuzluğu olarak tanımlanır. Dişle restorasyon arasındaki ölçümler; iç yüzeyde, marjinde ya da restorasyonun diş yüzeyi boyunca olan noktalarda yapılabilir (Holmes ve ark 1989). Holmes ve ark nın yaptığı sınıflandırmaya göre marjindeki minimum aralık genişliği ‘’eksternal marjinal açıklık’’, preparasyonun aksiyal duvarındaki restorasyonun iç yüzeyine dik olarak yapılan ölçüm ise ‘’internal marjinal açıklık’’ olarak belirtilmiştir (Holmes ve ark 1989, Groten ve ark 2000). Uyumsuzluk miktarı genellikle yatay ve dikey olmak üzere iki düzlemde incelenmektedir (Holmes ve ark 1989). Restorasyonun giriş yoluna paralel olarak ölçülen uyumsuzluğa ‘dikey kenar uyumsuzluğu’, restorasyonun giriş yoluna dikey olarak ölçülen kenar uyumsuzluğuna da ‘yatay kenar uyumsuzluğu’ adı verilir. Okluzal yanlış oturum ve dolayısıyla meydana gelen siman kalınlığının tam seramik kronların yapısal sağlamlığını belirlemede önemli bir etkisi vardır (Holmes ve ark 1989).

Restorasyon ile diş yüzeyi arasındaki aksiyal duvarlarda oluşan aralık hem restorasyonun tutuculuğunu olumsuz yönde etkilemektedir, hem de üst yapının kırılmasına sebep olabilmektedir. Ayrıca aksiyel aralık mikroorganizmaların ya da toksinlerin kavite duvarlarına sızarak dentin kanalları yoluyla pulpaya ulaşmasına sebep olarak pulpa hastalıklarının oluşmasına yol açabilmektedir (Anusavice 1989, Mjör ve ark 2000, Monaco ve ark 2001). Genellikle 50-120 µm siman aralığı kabul edilebilirdir (Hickel ve ark 1997, Mou ve ark 2002, Nakamura ve ark 2005). Marjinal uyum ile ilgili yapılmış araştırmalar incelendiğinde 120 µm üzerindeki marjinal açıklığın klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmadığı bildirilmiştir (Alkumru ve ark 1988, Abbate ve ark 1989, Holmes ve ark 1989, Anusavice 1996, Suarez ve ark 2003).

Simante restorasyonların marjinal açıklığı 75 µm’yi geçmemelidir (Jacobs ve Windeler 1991). Metal seramik sistemler 75 µm’den az marjinal açıklık gösterirler. Tam seramik sistemlerin marjinal açıklığı 47-161 µm arasında değişkenlik gösterir (Sulaiman ve ark 1997, Yeo ve ark 2003). Adeziv materyaller sızıntıya karşı daha dayanıklı olduklarından 75 µm’den geniş marjinal aralıklarda tercih edilmelidirler (Browning ve Safirstein 1997).

Preparasyon yüzeyinden kron iç yüzeyine yapılan dik ölçüm **“**internal

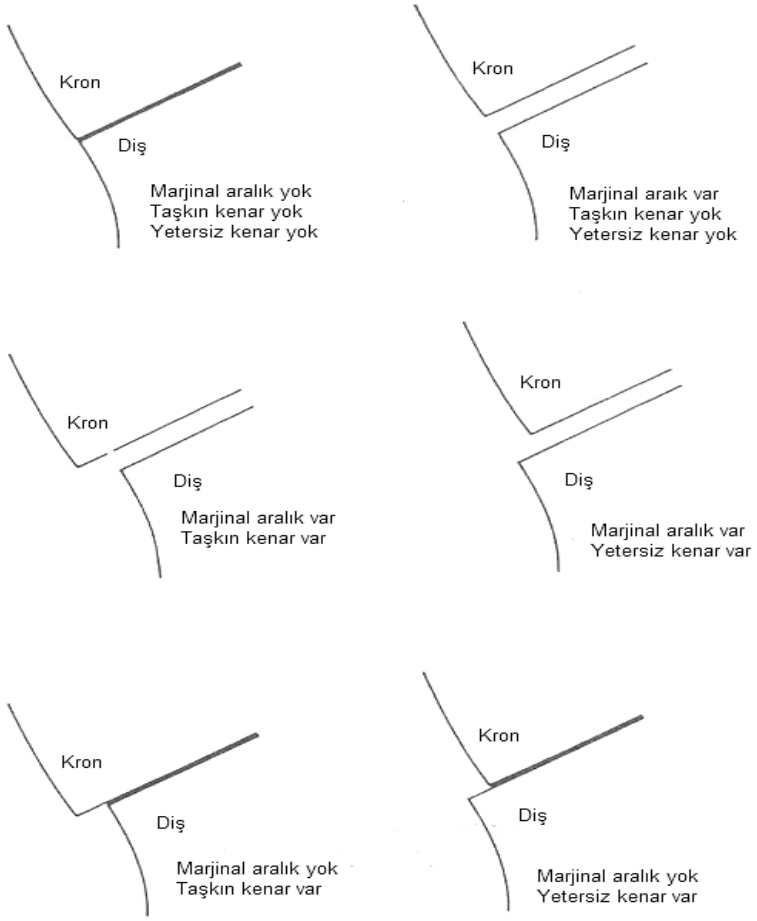
açıklık" olarak tanımlanır. Aynı ölçüm kenarda yapılırsa "marjinal açıklık (MA değeri)" olarak adlandırılır. Vertikal marjinal uyumsuzluk kron kenarından preparasyon sınırının izdüşümüne çizilen paralelin ölçülmesiyle belirlenir ve "vertikal marjinal açıklık" olarak isimlendirilir. Horizontal marjinal uyumsuzluk preparasyon kenarından kron kenarının izdüşümüne çizilen dikin ölçülmesiyle belirlenir ve "horizontal marjinal açıklık" olarak tanımlanır (Şekil 1.2).



Şekil 1.2. Farklı Ölçüm Tipleri Terminolojisi (Baig ve ark 2010)

Ayrıca kron kenarı taşkın ya da yetersiz olabilir. "Taşkın kenar", marjinal aralıktan kron kenarına çizilen dik mesafedir. "Yetersiz kenar" ise, marjinal aralıktan dişin cavo-surface açısına çizilen dik mesafedir. Marjinal aralık, taşkınlık veya yetersizlik miktarının açısal kombinasyonu "mutlak marjinal açıklık (MMA değeri)" tır. Başka bir deyişle marjinal aralık ile taşkın/yetersiz kenarın hipotenüsüdür. Vertikal marjinal açıklık ile horizontal marjinal açıklığın açısal kombinasyonu da aynı şekilde "mutlak marjinal açıklık"ı vermektedir. Bu iki kenar da aynı hipotenüse aittir. Mutlak marjinal açıklık kron kenarı ile preparasyonun cavo-surface açısı arasından ölçülür. Kron kenarında hiçbir taşkınlık ya da yetersizlik olmadığında marjinal aralıkla mutlak marjinal açıklık aynıdır. Eğer hiç marjinal aralık gözlenmezse, mutlak marjinal açıklık kronun taşkınlık ya da yetersizlik miktarına

eşit olur (Şekil 1.3). Kronun oturmaması durumunda kronun dış yüzeyi ve diş üzerinde aynı doğrultuda belirlenen iki nokta arasındaki uzaklığın, noktaların kron kenarına olan uzaklıkları toplamından farkı "oturma uyumsuzluğu" olarak adlandırılır (Holmes ve ark 1989).



Şekil 1.3. Marjinal uyumsuzluk tipleri (Holmes ve ark 1989)

1.5.1. Marjinal Uyumun Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

Tam seramik kronların seçimi marjinal açıklık, mekanik dayanıklılık ve uzun dönem klinik sonuçlar açısından önemli faktörlerdir. Geniş marjinal açıklık siman çözünürlüğü ve plak akümülasyonuyla marjinal sızıntı ve sekonder çürüklere neden olur. Marjinal uyum konusundaki değerlendirmeler kalitatif veya kantitatif olabilir. Gözle, sondla inceleme ve radyolojik muayene kalitatif metodlardır ve herhangi bir sayısal değer ortaya koyamaz. Bu tür değerlendirmelerin doğrulukları insan gözünün algılayabildiği 60 µm ile sınırlıdır. Kantitatif değerlendirmeler sonucunda ise sayısal bir değer ortaya konulabilir ve genellikle bir mikrometre yardımı ile ölçümler yapılır

(Ushivata ve Moraes 2000).

Çeşitli araştırmacılar marjinal açıklıkları in vitro ve in vivo olarak değerlendirmişlerdir (Felton ve ark 1991, Sarret 2007). Kron dizaynlarına bağlı olarak direkt USPHS (Akbar ve ark 2006) kriterleriyle sond yöntemi, Optik mikroskop (Kokubo ve ark 2005), SEM (Federlin ve ark 2005) ve indirekt day penetrasyonu (Federlin ve ark 2004, Federlin ve ark 2007) yöntemleriyle marjinal açıklık teşhis edilebilir. Kronların marjinal uyumunun değerlendirilmesi bazı faktörlere bağlıdır. Bunlar;

1. Simante edilmiş veya edilmemiş kronların değerlendirilmesi,

2. Simantasyon sonrası saklama zamanı ve yaşlandırma işlemi gibi işlemlerin yapılıp yapılmaması,

3. Ölçüm için kullanılan alt yapının türü,

4. Ölçüm için kullanılan büyütme faktörleri ve mikroskobun türü,

5. Ölçümün sayısı ve lokasyonudur (Beschnidt ve Strub 1999).

Ayrıca marjinal uyumun ölçümü ve değerlendirilmesi amacı ile başka çeşitli yöntemler de uygulanabilir. Bu yöntemler 4 temel kategoride toplanır ;

1. Direkt yöntem

2. Kesit alma yöntemi

3. Ölçü alma yöntemi

4. Sondla ve gözle değerlendirme şeklindedir (Sorensen ve ark 1990).

Direkt yöntem uygun, kolay ve hızlı bir metottur. Kesit almaya ve örnekleri epoksi içerisine gömmeye gerek yoktur. Fakat kronların tekrar tekrar diş örnegi üzerine yerleştirilmesi, aşınmalara yol açar ve ölçümler değişebilir. Buna ek olarak kronların diş örnekleri üzerine her zaman tam oturmaması standart sapmayı değiştirerek, istatistiksel değerlendirmenin önemini azaltabilir. Direkt yöntem, uygulama kolaylığı ve hızlı olmasından dolayı en çok tercih edilen metottur (Strating ve ark 1981, Gemalmaz ve Alkumru 1995, Giordano 1996). Bu yöntemde hazırlandığı örnek üzerine yerleştirilen restorasyonda stereomikroskop veya elektron mikroskobuyla marjinal aralığın fotoğrafı çekilir. Fotoğraflar üzerinde hem manuel

ölçümler yapılabilir hem de bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay ölçümler yapılması mümkündür. Bu yöntemin en önemli avantajlarından birisi direkt ölçüm yapılan restorasyonun zarar görmemesidir. Böylece değişik aşamalar arasındaki fark rahatlıkla ölçülebilir.

Işık mikroskobunda yapılan ölçümlerin sağlıklı olabilmesi için ölçüm yapılacak noktaların aynı düzlem üzerinde olmaları gerekmektedir. Elektron mikroskobunda ise odaklama derinliğinin ışık mikroskobuna göre çok daha iyi olmasından dolayı aynı düzlem üzerinde olmayan iki noktanın ölçümünü yapmak mümkün olmaktadır (Ural 2006).

Restorasyonun iç uyumunu ölçmek için ise örnekten kesit almak ya da silikon replika tekniğini kullanmak gereklidir. Replika ölçü tekniği pre-simantasyon boşluğunu belirlemede modifiye edilerek kullanılmaktadır (Laurent ve ark 2008). Ölçü replika tekniğinde örneklerde herhangi bir hasar meydana gelmez ve kesit alma metodu gibi diğer metodlardan daha az maliyetlidir (Ferrari ve ark 1994). İlk olarak McLean ve von Fraunhoffer (1971) tarafından tanımlanan kopya tekniği (replika), diş yapısına kronların adaptasyonunu saptamak için invaziv olmayan ve güvenilir bir tekniktir (Tsitrou ve ark 2007). Yeni bir fotometrik teknik yardımıyla 3 boyutlu haritalamada da bu ölçü tekniği kullanılmaktadır. Kromofor (ışık abzorbe eden boya) ölçü maddelerinde eşit olarak dağıldığı için ışık emilimi materyal kalınlığı ile direkt ilişkilidir (Kelly ve ark 1989). Rungruanganunt ve ark (2010)' nın yaptıkları çalışmada polivinil siloksan ölçü materyali kullanılarak 2 farklı görüntüleme tekniğinin Mikro-BT ile direkt 3 boyutlu data toplama ve sayısal optik analizi ile presimantasyon boşluğunun haritalanması amaçlanmıştır.

Sayısal Optik Analizi

Kelly ve ark (1989)' nın yaptıkları çalışmada renkli ölçü materyalinden geçen ışık miktarı ile siman boşluğu kalınlığı ilişkilendirilmiştir (Beer-Lambert Kanunu). Bu teknikte aynı konseptten faydalanılır ancak bu teknik ölçü maddesinin kalibrasyon seti kalınlık standartlarının simultane dijital fotoğraflanması ve pre-simantasyon boşluğunun ışık geçirgenlik özelliği ile değerlendirilmesi parametrelerini de içerir. Kalibrasyon setinde elde edilen veriler bir eğri grafiği ile pre-simantasyon boşluğunun ölçüsünü haritalayan bir imaj-analiz programına

bağlıdır (Kelly ve ark 1989). Yüzey alanı yüzdesine göre bu datalar 7 ayrı kalınlıkta gruba ayrılmış ve renklerle kodlanmıştır. En yüksek yoğunluk değeri şeffaf ile sembolize edilmiştir. Kalınlık değeri 10 µm'nin altındaki değerleri ifade eder. En düşük yoğunluklu siyah rengi ise 100 µm'den yüksek değerleri ifade eder. Lineer regresyon analizi ile ölçülen kalınlıklar bilinen kalınlıklarla karşılaştırılır (Rungruanganunt ve ark 2010). Presimantasyon boşluğunun ölçülmesinde kullanılan bu iki tekniğin karakteristikleri Tablo 1.1 de de karşılaştırılmıştır.

Çizelge 1.1. Mikro-BT ve Optik analiz (Rungruanganunt ve ark 2010)

MİKRO-BT	OPTİK ANALİZ
Dijital üç boyutlu data kurulumu yapılabilir.	Her bölge otomatik olarak sayılabilir
Örnek hazırlığı her diş için benzerdir.	Her örneğin görüntülenmesi kalibrasyon seti gerektirir. Örnek hazırlığı arka dişler için daha zordur.
10 µm – 1mm aralığındaki hassas ölçümü yapabilir.	10 µm den düşük kalınlığı ölçebilir ancak ölçü maddesi, ışık yoğunluğu ve dijital kameraya bağlı olarak üst limit 100 µm dir.
Enstruman gerektirir.	Software gerektirir.
Ortalama istatistikler mevcuttur.	Ortalama istatistik hesabı gerektirir.

In vitro şartlarda marjinal uyumun doğruluğunu analiz için, day örnekler üzerine yerleştirilen restorasyonların analizini SEM ile yapmak da kabul edilen metodlardan biridir (Behr ve ark 2001, Stoll ve ark 2002). SEM ile yapılan çalışmalarda kenar açıklığı tamamen elektron mikroskobu fotoğrafları üzerinde analiz edilir. Dikey açıklığa ek olarak yatay uyumsuzluk da incelenebilir. Bunun yanında ışık mikroskobunda ölçümlerin sağlıklı yapılabilmesi için ölçüm yapılacak noktaların aynı düzlem üzerinde olmaları gerekmektedir. SEM mikroskobunda ise odaklama derinliğinin ışık mikroskobuna göre çok daha iyi olmasından dolayı aynı düzlem üzerinde olmayan iki noktanın ölçümü mümkün olmaktadır (Ural 2006). SEM ile yapılan ölçümlerde kenar açıklığı tamamen elektron mikroskobu üzerinde analiz edilmektedir. Dikey açıklığa ek olarak yatay uyumsuzlukların da incelenmesi

mümkündür (Vahidi ve ark 1991).

Alternatif olarak dijital mikroskop (Sulaiman ve ark 1997) veya stereomikroskop da görüntülemede kullanılır (Pera ve ark 1994). Mikroskop şüphesiz ki marjinal açıklık değerlendirmelerinde sıklıkla kullanılır, çünkü yüksek güçteki imaj büyütmesi oldukça hassas ölçümlere izin vermektedir. Mikroskopun kullanımı için gerekli temel gereksinim mekanizmasının anlaşılmasıdır. Bir mikroskop ile incelenen imajlar, mikroskop objektifine dik veya onun menziline paralel spesifik odak planı içindeki yapılardır. Bu şu anlama gelir; örnekler yeterli bir sekilde hazırlanmalı ve pozisyonlandırılmalıdır (Ushiwata ve Moraes 2000).

Kesit alma yönteminde kronlar reçine içine gömülür. Bu metod çok zaman alıcıdır, ek basamaklar gerektirir ve örnekler bir daha kullanılamaz. Ölçü alma işleminde değerlendirilecek bölgenin ölçüsü alınarak içerisine rezin dökülür. Elde edilen bu model üzerinde inceleme yapılır. Ancak diğer yöntemlere göre daha az güvenilir bir yöntemdir (Rungruanganunt ve ark 2010).

Görüntü analiz yöntemi; mine demineralizasyonu ölçümünde, ara yüz kavite teşhisinde, endodontik tedaviyi izleyen periapikal kemik değişimini incelemede, dişteki aşınmaların, diş konturlarının belirlenmesinde ve marjinal açıklığın ölçülmesinde kullanılmaktadır (Benson ve ark 2000, Yeo ve ark 2003, Gassino ve ark 2004). Marjinal açıklığın incelenmesinde, mikroskoptan elde edilen görüntü bilgisayara aktarıldıktan sonra, görüntü üzerinde iki nokta arası işaretlenir ve program işaretlenen mesafeyi hesaplar (Yeo ve ark 2003, Gassino ve ark 2004).

Son olarak sond ile muayene ve göz ile kontrol kalitatif bir değerlendirme olup objektif değildir. Herhangi bir sayısal değer ortaya konamadığından sonuçlar kişiden kişiye göre değişir (Sorensen ve ark 1990). Marjinal uyum ölçümlerinin yapılmasında sıklıkla SEM (Alkumru ve ark 1988, Sorensen ve ark 1990, Vahidi ve ark 1991) ya da ışık mikroskobu (Holmes ve ark 1989, Weaver ve ark 1991, Pera ve ark 1994) kullanılır.

1.6. Bilgisayarlı X-Ray Mikrotomografi (Mikro-BT)

Feldkamp ve ark (1989) 50 mm'lik boşluklara sahip trabeküler yapıdaki örnekleri incelemek için X ışınını temel alan mikrotomografi sistemini

geliştirmişlerdir. Sistemin en önemli avantajı incelenen yapının üç boyutlu yapısı üzerinde nitelik ve nicelik bakımından kesin bilgiler sağlamasıdır. Örneklerin iç yapısı herhangi bir fiziksel işlem yapılmadan (kesit alma) ya da toksik kimyasal ajanlar kullanmadan çok detaylı bir şekilde incelenebilir. Taramadan sonra örnek herhangi bir zarar görmeden başka testlere tabi tutulabilir (Verna ve ark 2002).

Mikro-BT tekniğinin geliştirilmesiyle küçük objelerin yüksek rezolüsyonda 3 boyutlu görüntüsü elde edilir (Sharp ve ark 2003, Tiba ve ark 2005). Mikro-BT tekniği objelerin internal görüntüsünün elde edilmesinde kullanılır. X-Y ekseninde açısal görüntüler elde etmek icin obje döndürülür. Bu prosedür değişik düzlemlerde 3 boyutlu görüntüler elde etmede kullanılır. Mikro-BT tekniğinin kemik, diş dokuları, doku mühendisliği ve diğer alanlarda yaygın kullanım alanı vardır (Ho ve Hutmacher 2006, Landis ve ark 2006). Radyologlar tarafından sıklıkla kullanılan bilgisayarlı aksiyel tomografinin minyatür bir çeşididir. Bu sistemler parçacık hızlandırıcılar yoluyla gerçek boyutlara yakın görüntüler elde eder. Günümüze kadar mikrotomografi metalurji, elektronik, jeoloji, ağaç ya da kompozit polimerlerin incelenmesi gibi farklı bilim dallarında başarı ile kullanılmıştır. Biyoloji alanında ise, bu teknik kemik ya da diş gibi sert kalsifiye yapıların incelenmesi için kullanılmaktadır (Davis ve Wong 1996). Geçmişte bu yapıların incelenmesi için iki boyutlu histolojik kesitlerin değerlendirilmesi ile histomorfometri çalışmaları yapılmıştır. Fakat canlı sert dokularda trabeküler yapının değişiminin tam olarak anlaşılabilmesi için yapıların üç boyutlu olarak incelenmesi son derece önemlidir (Ruegsegger 1994, Müller ve ark 1996). Mikro-BT dişlerin mineral konsantrasyonunu (Clementino ve Luedemann 2006) belirlemede ve dişlerin makromorfolojisini araştırmada kullanılır. Son dönemde; Mikro-BT tekniği dentin-adeziv-kompozit arayüzünde ve 3 boyutlu marjinal adaptasyonu değerlendirmede kullanılır (De Santis ve ark 2005).

Restorasyona zarar vermeyen bir analiz metodu olan Mikro-BT tekniği ayna, sond, ölçü ve SEM tekniklerine alternatif olarak geliştirilmiştir. Bu yeni teknik birkaç µm aralıkta çeşitli bölge ve yönlerde internal ve marjinal açıklığın 2 ve 3 boyutlu gözlemini sağlar (Pelekanos ve ark 2009, Seo ve ark 2009).

Mikro-BT analizi dişhekimliğinde yeni dental materyalleri ve araçları SEM ile elde edilen iki boyutlu görüntülemeden ve histolojik analizden daha avantajlı olarak

3D olarak görüntülemeyi sağlar ve mikro-BT analizi ile aynı örnek pek çok kez görüntülenebilir (De Santis ve ark 2005).

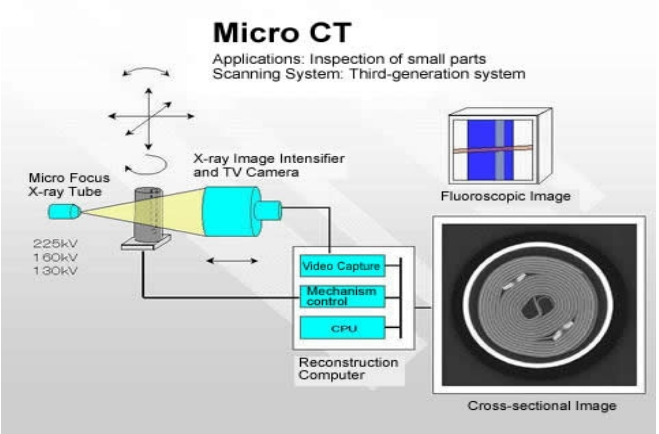
Mikro-BT analizi 2 sonuç verir: 1- Kaliteli veri: 2D ve 3D görüntüler 360º bilgi verir. 2-Numerik veri: Numerik değerler (histomorfometrik parametreler) dir. Rekonstrüksiyon sonrasında dental kron hacmini transparan gösterip restorasyon materyalindeki açıklıklar farklı renk ile gösterilebilir. Bu açıklıkların hacimlerini ölçmek Mikro-BT ile mümkündür. Mikro-BT; SEM tekniğinin yerini alarak kullanılabilecek çok yeni ve yararlı bir metoddur (De Santis ve ark 2005).

Mikro-BT analizi ile SEM değerlendirilmesindeki gibi örnek üzerinde oynama yapmaya gerek yoktur. Çok sayıda horizontal ve vertikal dilimler ile adheziv yüzeyin her yüzeyi çalışılabilir. Açıklığın volumetrik değerleri çok iyi değerlendirilebilir. Ve aynı örnek çok sayıda yaşlandırma öncesi ve sonrası Mikro-BT'ye tabi tutulabilir. Bu sayede yaşlandırmanın etkisi aynı örnek üzerinde değerlendirilebilir (Deborah ve ark 2012).

Tüm mikroskoplar iki boyutlu görüntüler ve sadece alan bilgisi verebilir, üç boyutlu hacim ve lokalizasyon bilgisi vermeleri mümkün değildir. Ayrıca görüntü alınacak örneklerin hazırlanması için materyal örneklerinden kesitler alınması gerekmektedir. Mikro-BT yöntemi diğer yöntemlere nazaran örneğin bütünü hakkında bize net bilgiler verir (Deborah ve ark 2012).

1.6.1. Mikro-BT'nin Temel Prensipleri

Mikro-BT'de software ve hardwaredeki belirgin gelişmelerden sonra küçük objelerin 3D görüntüsü yüksek çözünürlükte elde edilir. 3 boyutlu rekonstrüksiyonu yapılmış görüntü ile gözle görülemeyen internal boşluğun sayısal analizi yapılabilir. Bir X ışını görüntüsü; 3 boyutlu bir objenin 2 boyuta indirgenmiş halidir. En basit şekliyle, X ışınlaması bir paralellik olarak açıklanabilir. Bu yaklaşımla, gölge görüntünün her noktası 3 boyutlu objedeki ilgili kısma gelen X ışını parçasına ait bilgilerin alınıp birleştirilmesini içerir (Şekil 1.4) (Sky Scan 2007).



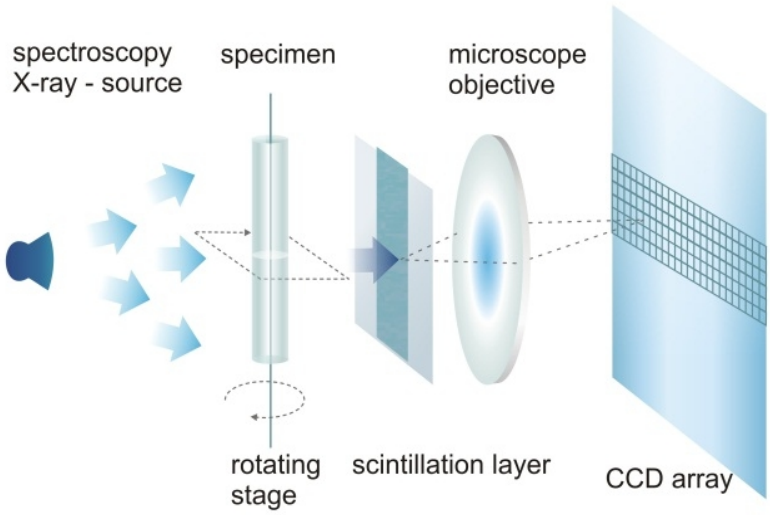
Şekil 1.4. Mikro-BT Cihazında X ışınının izlediği yol (Toshiba Itc)

Paralel geometride; 2 boyutlu projeksiyonlardan 3 boyutlu yapı oluşturma sorunu, tek boyutlu gölge hatlarından 2 boyutlu obje kesitlerinin seri üretimine bölünebilir. Bu yapılandırma işlemi şu şekilde açıklanabilir; Tek boyutlu gölge hattında bilinmeyen bir bölgede bulunan ve bir noktasında önemli absorbsiyona sahip bir objenin bu noktasında absorbsiyondan dolayı gölgesinin yoğunluğunda azalma görülecektir (Sky Scan 2007).

Üç boyutlu rekonstrüksiyonu yapılmış görüntü ile gözle görülemeyen internal boşluğun sayısal analizi yapılabilir. X,Y ve Z akslarında bu teknik ile referans değerler elde edilebilir. Ayrıca 2 ve 3 boyutlu ölçümler ve analiz eş zamanlı elde edilebilir. Önceleri düşük çözünürlük ve uzun tarama işlemi nedeniyle kısıtlanan Mikro-BT tekniği ile şimdiki son teknolojilerle nanometrelerle ifade edilen rezolusyon elde edilebilmektedir (Kakaboura ve ark 2007, Parkinson ve Sasov 2008). Uygunsuz radyografik kontrast varlığında Mikro-BT uygulanamaz. İyi bir imaj analizi diş ve restorasyon arasında yeterli kontrast varlığında mümkündür (Kakabouro ve ark 2007, Sun ve Lin-Gibson 2008). Dentin ve seramiğe benzer yoğunlukta bir materyal kullanılırsa boşluğu analiz etmek zor olacaktır. Konvansiyonel kesit alma teknikleri hareketlilik, artefakt ve materyalin fraktürü gibi dezavantajlara sahiptir. Mikro-BT ise simante olmamış restorasyonların internal ve marjinal boşluklarını değerlendirmede daha etkendir (Sun ve Lin-Gibson 2008).

Mikro-BT taramasında, örnek dış kenarları X ışınlarıyla belirlenmiş iki boyutlu görüntü dilimlerden oluşan bir seriye bölünür. Özel bir detektör yardımıyla, X ışınlarının izlediği yol hesaplanır ve bu işlemlerden sonra iki boyutlu bir şema oluşturulur. Şemadaki her bir nokta örnek içinde benzer konumdaki noktada ölçülen

katsayı değerini temsil eden eşik değerini ifade eder. Bu katsayı materyalin yoğunluğunu ortaya koyar, sonuç olarak bileşke şema, örnek içinde materyal yapısını ortaya koyar. Mikro-BT etkili bir X ışını sistemiyle çalıştığı için çok küçük ayrıntılar görülebilir (Sky Scan 2007) (Şekil 1.5).



Şekil 1.5. Mikro-BT cihazının çalışma mekanizması (Toshiba Itc)

1.6.2. Diş Hekimliğinde Mikro-BT Uygulamaları

Son yıllarda teknolojik gelişmelerle beraber üç boyutlu görüntülemeler diş hekimliği alanında da kullanılmaya başlamıştır. Üç boyutlu yumuşak doku ve sert doku görüntülemeleri özellikle de yüz ve çene kemikleri ve bu yapılarla ilişkili dokuların görüntülenmesine olan ilgi giderek artmaktadır. Ancak günümüz teknolojisi büyük yapıların görüntülenmesine izin vermektedir. Dişler gibi çenelere göre nispeten küçük yapıların detaylı bir şekilde incelenmesi için Mikro-BT cihazlarına ihtiyaç vardır. Mikro-BT günümüze kadar deneysel diş hekimliği araştırmalarında çok çeşitli amaçlar için kullanılmıştır (Malkoc 2010).

Nomoto ve ark (2004), Mikro-BT ile farklı karıştırma teknikleri kullanarak siman içinde kalan hava kabarcıklarını değerlendirmiş, De Santis ve ark (2005) dentin-adeziv-kompozit arayüzeyindeki boşlukları incelemiş, Pelekanos ve ark (2009) ve Deborah ve ark (2012) seramik restorasyonların marjinal uyumunu değerlendirmiştir. Ayrıca Mikro-BT ile pulpa odası (Oi ve ark 2004, Amano ve ark 2006), kök kanal morfolojisi (Peters ve ark 2000), kanal şekillendirilmesi (Peters ve ark 2003) gibi çalışmalar da yapılmıştır.

1.7. Simantasyon İşlemi

Dişhekimliğinde döküm işleminde kullanılan malzemelerin fiziksel özelliklerinden dolayı, diş ile alt yapı arasında bir aralık kalması beklenir. Bu boşluk siman ile doldurulur. Simanın diş-kron sınırında çözünmesi sekonder çürük riski yaratır. Bu nedenle, oluşan bu aralığı en aza indirgeyecek yöntem ve malzemeler geliştirilmelidir (Syu ve ark 1993). Diş preparasyonunun basamak dizaynı ne olursa olsun, restorasyonla diş arasında siman tarafından doldurulacak bir boşluğun bulunması kaçınılmazdır. Amerikan Dişhekimleri Birliği spesifikasyonlarına göre (ADA Spesifikasyon No:8), bu aralık 25 μm civarında olmalıdır (Cho ve ark 2004). Ancak in-vivo ve in-vitro yapılan birçok çalışma, siman kalınlığının çok daha fazla olabildiğini göstermiştir (Alkumru ve ark 1988, Holmes ve ark 1989). Dişte koniklik açısının azalması ve kenar bitim şekli yapıştırma için kullanılan simanın akıcılığını engelleyerek siman film kalınlığında artmaya sebep olmaktadır. Siman film kalınlığındaki artış kronun tam oturmasını engelleyebilir, okluzyonda yükselmeye ve marjinal uyum bozukluklarına yol açabilir (Gavelis ve ark 2004).

1.7.1.Tam Seramik Kronların Simantasyonu

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda, önceleri çinkofosfat simanlar daha sonraları ise, cam iyonomer simanlar kullanılmıştır. Ancak bu simanlarla yapıştırılan seramiklerin ince kısımlarında kırılmalar gözlenmiştir. Kırılma ve retansiyon problemleri rezin simanların ve dentin bonding ajanların gelişmesine neden olmuştur (Crispin 1994). Bu gelişmenin sonucunda seramik ile rezin arasındaki bağlantı önem kazanmıştır (El Zohairy ve ark 2004). Seramik restorasyonlar ile rezin bağlantısı yüksek retansiyon sağlar, marjinal adaptasyonu arttırıp, mikro aralanmayı önler ve restore edilen diş ve restorasyonun kırılma direncini arttırır (Blatz ve ark 2003a, Blatz ve ark 2003b). Bu yüzden adeziv simantasyon, özellikle tutuculuğun az olduğu ya da aşırı okluzal yüklerle karşılaşacak tam seramik restorasyonların dayanıklılığını arttırmak için yararlıdır (Odman ve Andersson 2001, Blatz ve ark 2003b).

Rezin simanlar sertleşme reaksiyonlarına göre 3 grupta incelenir: 1- Kimyasal yolla sertleşen rezin simanlar 2- Işıkla sertleşen rezin simanlar 3- Hem kimyasal hem ışıkla (dual) sertleşen rezin simanlar. Kimyasal olarak sertleşen tiplerinde, iki ayrı

tüpte bulunan pastanın karıştırılmasıyla sertleşme başlar. Tüplerden birinde başlatıcı olarak benzoil peroksit, diğerinde ise aktivatör olarak tersiyer amin bulunur. Pastalar karıştırıldığında amin, benzoil peroksitle reaksiyona girerek serbest radikaller oluşturur ve polimerizasyon başlar (Manso ve ark 2011). Işıkla sertleşen tiplerinde ise tek bir pasta vardır ve polimerizasyonları ışık ile başlar. Polimerizasyonu başlatan ~460-480 nm dalga boyundaki görünür mavi ışıktır. Bu tip rezinlerde ışığa duyarlı başlatıcı moleküller olarak kamforokinon ve hızlandırıcılar olarak alifatik amin aktivatörler bulunur. Bu moleküller ışıkla temas etmedikleri zaman reaksiyona girmezler. Bu bakımdan sadece ışıkla sertleşen rezin simanların uzun çalışma süresi ve renk stabilitelerini koruması klinik avantajlarıdır. Ancak kullanımları laminate veneer ve ince inley restorasyonlar gibi simanın ışıkla polimerizasyonun restorasyonun kalınlığı ve renginden etkilenmediği durumlarla sınırlıdır (Manso ve ark 2011).

Hem kimyasal hem de ışıkla (dual) sertleşen tiplerinde ise her iki mekanizma birlikte bulunur. Işık kaynağından çıkan enerjinin restorasyondan simana ulaşmasından ve polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesinden endişe duyulan her ortamda kullanılması önerilir. Bu durumlarda maksimum polimerizasyonun sağlanması için kendi kendine polimerize olan bir kataliste ihtiyaç vardır. Hem kimyasal hem ışıkla (dual) sertleşen rezin simanlarda iki pasta mevcuttur. Pastalardan birinde foto-başlatıcı, diğerinde ise benzoil peroksit bulunur. Simanın polimerizasyonu iki pasta karıştırılıp kron dişe yerleştirildikten sonra, oksijenle teması kesilince başlar (Manso ve ark 2011).

Rezin simanlar, seramiğe hem mekanik hem de kimyasal olarak bağlanır. Seramiğin kumlanması ve asitle pürüzlendirilmesi ile mekanik bağlantı için yüzey elde edilir (Kato ve ark 1996). Rezin simanların seramiğe bağlantısı, protetik diş tedavisinde önemli rol oynar. Araştırmacılar, seramik restorasyonların simantasyonu için rezin siman kullanılması gerektiği sonucuna varmışlardır. Klinik başarı için simanla güçlü bir bağlantı elde edilip, diş yapısı desteklendiğinde restorasyonun dayanıklılığı artar. İyi bir seramik-rezin bağlantısının elde edilmemesi sonucu zamanla restorasyonun marjinal bütünlüğü, tutuculuğu bozulabilmekte ve hatta bu durum, restorasyonun kırılmasına yol açabilmektedir (Blatz ve ark 2003a).

Seramik-rezin bağlantısı için; silika esaslı seramik-rezin bağlantısı ile ilgili çok sayıda araştırma ve döküman olduğu halde, yüksek dayanımlı seramik materyalleri ve rezin bağlantısı üzerine çok az sayıda çalışma yapılmıştır (Blatz ve ark 2003a). Dişhekimliğinde seramik indirekt estetik restorasyonların kullanımı arttığından beri, seramik ile rezin arasındaki bağlantı önem kazanmıştır (El Zohairy ve ark 2004). Seramik restorasyonlar ile rezin bağlantısı yüksek retansiyon sağlar, marjinal adaptasyonu arttırıp, mikro aralanmayı önler ve restore edilen diş ve restorasyonun kırılma direncini arttırır (Blatz ve ark 2003a, Blatz ve ark 2003b). Bu yüzden adeziv simantasyon, özellikle tutuculuğun az olduğu ya da aşırı okluzal yüklerle karşılaşacak tam seramik restorasyonların dayanıklılığını arttırmak için yararlıdır (Ödman ve Andersson 2001, Blatz ve ark 2003b). Seramik laminate veneerler, seramik inley ve onleyler, tam seramik kron ve köprülerin simantasyonu ya da metal destekli seramiklerin tamiri için seramik-rezin bağlantısı gereklidir (Crispin ve ark 1994, Didier ve Spreafico 1999, Roulet ve Degrange 2000).

Seramiğin asitleme işleminde asit konsantrasyonu ve uygulama süresi bağlanma dayanımı için önemli bir faktördür. Yapılan çalışmalarda % 2,5 hidroflorik asit ile asitlenen seramiğin kırılma direncinin, % 5 hidroflorik asit kullanımına göre daha fazla olduğu bulunmuştur (Chen ve ark 1998 b). Seramik yüzeyinin hidroflorik asit ile asitlenmesinden sonra, rezin siman ve asitlenmiş seramik arasında mikromekanik bağlantı oluşur. Hidroflorik asit seramiğin cam komponentlerini çözer, mikroporlar ve poröziteler oluşturur. Böylece seramiğin yüzey alanını artarak rezinin seramik yüzeyine bağlantısı güçlenmiş olur (Lu ve ark 1992, Roulet ve ark 1995).

Rezin materyalinin seramiğe bağlantısını arttıran diğer bir faktör ise silan uygulamasıdır. Silan uygulaması ile kimyasal bağlantı sağlanır ve seramik materyalin kırılma direnci artmaktadır (Roulet ve ark 1995, Chen ve ark 1998a, Diaz Arnold ve ark 1999). Asitlenmiş seramik yüzeyine silan uygulaması iki mekanizma ile bağlanma dayanıklılığını arttırmaktadır. Dental seramikteki yüksek orandaki silika, rezin ve seramik arasında kimyasal bağlantı sağlar. Bu bağlantı, silanın seramik yüzeyinde absorbsiyonu ve hidrolizi, bunun yanısıra silan ve rezin matriks arasında oluşan kovalent bağlar ile sağlanır. İkinci mekanizma ise, silanın seramik

yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırmasıdır. Böylece rezin simanın, asitlenen seramik yüzeyindeki mikroandırkatlara akışını arttırır (Lu ve ark 1992).

Dental restorasyonların uzun dönem klinik başarısı, restorasyonun prepare edilmiş diş yüzeyine uzun süre devam eden retansiyonunu gerektirmektedir. Retansiyon diş preperasyonun geometrisi, restorasyonun iç uyumu ve yapıştırma simanının tipi gibi birçok faktöre bağlıdır (Ayad ve ark 2009a).

Restorasyonların retansiyonunda önemli olan iki faktör yapıştırma simanının mekanik özellikleri ve preparasyonun geometrik formudur. Çiğneme fonksiyonundan kaynaklanan her kuvvet siman ara yüzüne iletilir ve siman içinde stres oluşumuna sebep olur. Restorasyonu diş yüzeyinden ayıracak kuvvetler, simanın deformasyonuna ya da kırılmasına yetecek miktarda olması gerekmektedir (Oilo 1978). Restorasyona gelen kuvvetin yönünü belirleyen, preparasyonun geometrik formudur. Bu da simanın germe, kayma veya baskı kuvvetlerine maruz kalıp kalmamasını belirlemektedir. Çiğneme fonksiyonundan kaynaklanan kuvvetlerin, dişin uzun aksına paralel olan kuvvetler, devirici kuvvetler ve rotasyonel kuvvetler olmak üzere üç bileşeni vardır. Bütün simanlar baskı kuvvetleri altında yüksek dayanıklılık gösterirken, germe ve kayma kuvvetlerine karşı daha az dayanıklıdırlar. Bir restorasyon dişten ayrılmaya çalışıldığında, ayrılma sadece zayıf germe dayanımı ve simanın adezyon özellikleri tarafından engellenir. Eğer uygulanan kuvvet siman filmine paralel ise siman-diş ve siman-restorasyon ara yüzündeki hareket, simanın germe dayanımından daha çok yüzey pürüzlülüğüne bağlı olarak engellenecektir (Oilo 1978, Shillinburg ve ark 1991, Zidan ve Ferguson 2003).

1.8. Termal Siklus Uygulaması

Termal siklus, dişhekimliği araştırmalarında özellikle de adeziv materyalin performansının incelendiği çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (De Munck 2004). Restorasyonları, ağız içi sıcaklık değişimleri ile uyumlu olarak, uç sıcaklıklara maruz bırakmak diş-restorasyon arayüzündeki bağlantıda termal stresler oluşturmaktadır (Sengün ve ark 2005). Yemek, içmek ve nefes almak gibi fizyolojik fonksiyonlar ağız içinde ısı değişikliklerine sebep olur. Bu yüzden dental restoratif materyaller ısı ve pH değişikliklerine maruz kalmaktadır (Geis ve Gerstorfer 1994, Gale ve Darvell 1999). Termal streslerin neden olduğu büzülme ve genleşmeler sonucu

restorasyonlarda marjinal boşluk ve mikrosızıntı artar (Verslius ve ark 1996). Bu yüzden restorasyonların ömürleri boyunca etkilendikleri ağızdaki ısı değişikliklerini taklit etmede, restorasyonları in vitro şartlarda test eden termal siklus yöntemi kullanılır (Ölmez ve ark 1998, Barclay ve ark 2002).

Örneklerin yapıştırılması ve testin uygulanması sırasında düzgün olmayan arayüz şekline bağlı oluşabilecek stresleri önleyebilmek için test cihazının hizasının korunması bu testteki temel problemdir. Restorasyon-diş dokusu arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığından veya sıcak suyun kollajen hidrolizini çabuklaştırmasından dolayı zamanla ağızda ortaya çıkabilecek problemlere, laboratuvarda termal siklus uygulamaları ile ışık tutulmaktadır (Hashimoto ve ark 2000). Gale ve Darwell (1999) yayınladıkları derleme bir makalede 10.000 termal siklusun en az 1 yıllık in-vivo fonksiyonu temsil ettiğini söylemişlerdir. Dental materyallerin oral şartlardaki performansına yakın sonuçlar elde edilebilmesi için laboratuvar deney düzeneğine materyalin ağız içerisinde maruz kalacağı durumlar yansıtılmalıdır. Isısal değişiklikler ve çiğneme kuvvetleri bunlar arasında en önemlileri olduğu söylenebilir (Frankenberger ve Tay 2005).

Termal streslerin neden olduğu büzülme ve genleşmeler sonucu restorasyonlarda marjinal boşluk ve mikrosızıntı artar (Verslius ve ark 1996). Yemek, içmek ve nefes almak ağız içi ısı değişikliklerine sebep olur. Örneğin buzlu bir suyun ısısı 0°C'e yakınken, sıcak bir çay ya da çorbanın ısısı 60°C'e ulaşabilir. Ancak yeme ve içme kişiden kişiye oldukça farklılık gösteren alışkanlıklardır ve ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimine neden olması beklenemez. Nefes alındığı sırada havanın sıcaklığı, nemi ve hızı ağız ısısında radikal değişikliklere neden olabilir. Ağızdan nefes alınmadığında ve termal bir yükleme yapılmadığında ağız içi sıcaklık ortalama 35°C olarak ölçülmüştür (Şengün ve ark 2005). Restorasyonlarda termal siklus uygulaması için 4°C ile 60°C arasında değişen sıcaklıkların kullanılması önerilmektedir. Ancak termal siklus sayısı ve daldırma zamanı konusunda literatürde farklı veriler ile karşılaşılmaktadır (Von Fraunhofer ve ark 2000, Jang ve ark 2001). Araştırmacılar seramik-rezin siman bağlantısında; termal siklusun aynı ısıda suda saklama işleminden daha fazla etkili olduğunu göstermişlerdir (Kern ve Thompson 1995, Blatz ve ark 2004). Termal siklus testi sırasındaki farklı termal değişiklikler ile oluşan mekanik stresler, bağlantı

arayüzeyine doğru kırılmanın oluşumunu direkt olarak indüklerler (Palmer ve ark 1992, Roulet ve ark 1995, Berry ve ark 1999).

1.9. Bağlanma Dayanımı Testleri

Çoğu materyal bir süre boyunca baskı ve gerilime maruz kalırsa, yapının kırılması, bütünlüğünün bozulması veya aşınması olarak kendini gösteren, çevresel şartlardan etkilenen ve yorgunluk olarak tanımlanan bir sürece girer. Yorgunluğa sebep olan baskı ve gerilme kuvvetleri statik, dinamik veya döngüsel olabilirler. Materyalin başarısızlığına kadar geçen süre, baskı ve gerilme kuvvetlerinin büyüklüğüne bağlıdır (Baran ve ark 2001).

Yorgunluk yapıdaki çatlakların oluşması, ilerlemesi ve birleşmesini içeren bir süreçtir. Çatlak oluşumu tam olarak anlaşılamasa da genellikle yüzeydeki çizik alanlar ve gren sınırları gibi stres birikim bölgelerinden başlamaktadır. Çatlakların ilerleme yönü gerilim kuvvetlerine dik doğrultuda olma eğilimi göstermekte ve stres yoğunluğuna bağlı olarak ilerleme miktarı değişmektedir (Baran ve ark 2001, Teixeira ve ark 2008). Dental restoratif materyallerin yorgunluğu, belli sıcaklıkta (37ºC) suya bağlı aşınmadan ve döngüsel çiğneme kuvvetlerinden etkilenmektedir (Lohbauera ve ark 2003). Çiğneme süresince diğer restoratif materyaller gibi dental simanlar ve dental seramikler de aralıklı kuvvetlere maruz kalırlar. Bu kuvvetler neticesinde siman yapısında oluşan elastik veya plastik deformasyon, siman tabakasının retantif özellikleri açısından önemlidir. Tekrarlayan kuvvetler siman ara yüzünde yavaş ilerleyen bir deformasyona sebep olarak simanın retantif özelliklerini koruduğu süreyi kısaltır. Stres sonucu zamana bağlı başarısızlık, yapı içinde var olan mikroçatlaklara bağlıdır ve seramik restorasyonların yorgunluğu, çatlakların yavaş ilerleyişi ile ilgilidir. Bu nedenle yorgunluk testleri, seramik materyallerin mekanik performanslarının ortaya konması açısıdan çok önemlidir. Oral kavitede materyal üzerine uygulanan kuvvetler, mekanik döngüler olarak taklit edilebilecek döngüsel yüklerdir. Mekanik döngüler, çiğneme döngüsü tarafından oluşturulan fizyolojik koşullara benzemelidirler (Teixeira ve ark 2008, Yılmaz ve ark 2011).

Dental restoratif materyaller arasında yorgunluk dirençleri açısından farkları ortaya koymak için araştırmacılar laboratuvarda termal siklus ve mekanik yükleme gibi yorgunluk testleri yürütmektedir. Bu testler özel tasarımlar geliştirmek,

materyalin temel özellikleri belirlemek veya materyalin ömrünü ortaya koymak için kullanılabilirler. Ancak karşılaştırılabilir sonuçlara ulaşmak adına in vitro testler, klinik ısırma kuvvetini de içeren insan çiğneme sistemine ait fizyolojik koşulları mümkün olduğunca en yakın şekilde taklit etmelidirler (Baran ve ark 2001, Steiner ve ark 2009). Bağlanma testleri, çok çeşitli restoratif sistemlerin ve klasik bonding sistemlerinin klinik performansının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Bağlanma dayanımı ölçümleri, adeziv sistemlerin de etkinliğini değerlendirmede kullanılan yöntemlerdendir. Böylece adeziv sistemlerin ağızdaki performansları önceden tahmin edilebilir (El Zohairy ve ark 2003). İn vitro olarak rezin-seramik bağlanma dayanımını ölçmede pek çok test yöntemi tanımlanmıştır. Bunlardan "shear (makaslama)" bağlanma dayanımı testi, bağlanma dayanımını test etmede oldukça sık kullanılmalarına ragmen, arayüzde oluşturduğu homojen olmayan stres dağılımından dolayı güvenilir değildir (Chadwick ve ark 1998, Filho ve ark 2004).

Çeşitli araştırmalar "makaslama" bağlanma testi sonrası başarısızlık tipinin, arayüzde adeziv başarısızlığın yerine daha çok yapıştırılan materyaller içinde koheziv başarısızlık şeklinde olduğunu göstermiştir (Chadwick ve ark 1998). Della Bona ve Van Noort (1995), rezin-seramik bağlantısının "makaslama" testinde, yükleme sonrası seramik içinde yüksek gerilim stresi oluşumunun çok düşük kuvvetler altında koheziv kopmalara sebep olduğunu gözlemişlerdir.

Bir cismi uzatmak ya da germek için uygulanan yükün yarattığı deformasyona karşı oluşan direnç 'tensile (çekme gerilimi)' dir. Materyallerin birbirinden ayrılana kadar çekme kuvvetinin uygulandığı çekme testinde bağlanan yüzeyler dik olarak uygulanan kuvvetle kırılmaktadır (Kara 2013). Örneklerin yapıştırılması ve testin uygulanması sırasında düzgün olmayan arayüz şekline bağlı oluşabilecek stresleri önleyebilmek için test cihazının hizasının korunması bu testteki temel problemdir (Kara 2013). Çekme bağlanma dayanımı testleri, bağlantı bölgesinde gerilim bağlanma dayanımı ölçümü için daha uygun olup, kopmalar daha çok adeziv başarısızlık şeklinde meydana gelir (Della Bona ve Van Noort 1995, Filho ve ark 2004). Ancak bu testin sonuçları, yükleme sırasında meydana gelen homojen olmayan stres dağılımından ve örneğin geometrisinden fazlasıyla etkilenir (El Zohairy ve ark 2003).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi, As Dental Diş Laboratuvarı, İstanbul Creadent Diş Laboratuvarı, İnönü Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan materyallerin markası, üretici firmaları ve üretim kodları Çizelge 2.1'de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Marka	Üretici Firma	Kod
CAD/CAM Feldspathic seramik	Vitablocs Mark II	VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackingen, Germany	Z45936
CAD/CAM Aluminyum oksit seramik	Vita In Ceram 2000 AL	VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackingen, Germany	36011
Isı ve basınçla şekillendirilen seramik	IPS e-Max Press	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	R55223
Dual Sertleşen Rezin Siman	Multilink Automix	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	P43546
Hidroflorik asit	IPSCeramic etching gel	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	R48184
Pembe Soğuk Akrilik	Imicryl	Imicryl, Konya, Turkey	JB081

Bu çalışmada benzer form ve boyutta çürüksüz, çatlak ve kırığı olmayan ortodontik amaçla çekilmiş 60 adet insan üst maksiller premolar dişleri kullanıldı. Dişler yüzeylerindeki yumuşak doku kalıntılarından ve diş taşlarından periodontal küret yardımıyla temizlenip pomza ve su ile polisajlandı. Her bir dişin mine-sement sınırının 2 mm altından, kron kısımları açıkta kalacak şekilde, otopolimerizan akril tozu ve likidi (Temdent Classic, Rosbach, Germany) karıştırılarak dişlerin köklerini kaplayacak şekilde silikon kalıplara uygulandı.

2.1. Dişlerin Preparasyonu

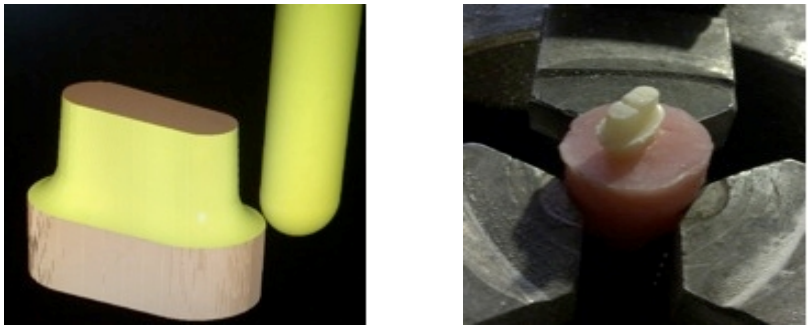
Çalışmada kullanılan 60 diş iki farklı basamak dizaynına göre önce ikiye (Grup I: 135 ° açılı chamfer, Grup II: 90 ° açılı shoulder) sonra da üç farklı tam seramik restorasyon yapımı (Grup A: Vitablocs Mark II, Grup B: Vita In Ceram 2000 AL, Grup C: IPS e-Max Press) için rastgele seçilmiş 10'arlı 3 alt gruba ayrıldı (n=10).

Grup I: 135 ° açılı chamfer basamak dizaynına sahip dişlerin preparasyonu yüksekliği 6 mm, redüksiyon kalınlığı 1 mm, 4º taper açısına sahip olacak şekilde torna cihazında Solid Works programı yardımıyla oluşturuldu (Resim 2.1, Resim 2.2, Resim 2.3)

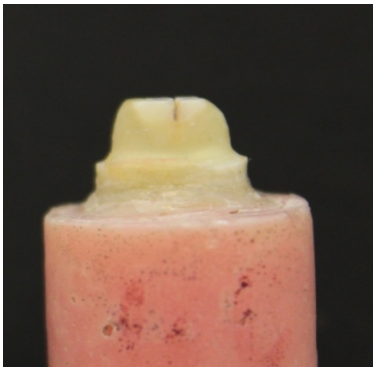
Grup II: 90 ° açılı shoulder basamak dizaynına sahip dişlerin preparasyonu yüksekliği 6 mm, redüksiyon kalınlığı 1 mm, 4º taper açısına sahip olacak şekilde torna cihazında Solid Works programı yardımıyla oluşturuldu (Resim 2.1, Resim 2.2, Resim 2.4)



Resim 2.1. Solid Works programının uygulandığı torna cihazı



Resim 2.2. Solid Works Programı ile tasarlanan preparasyon düzeneği



Resim 2.3. 135 ° açılı chamfer basamak

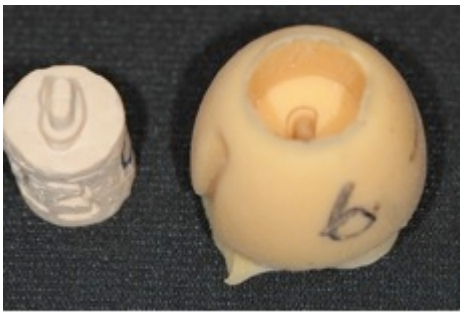


Resim 2.4. 90 ° açılı shoulder basamak

2.2. Tam Seramik Restorasyonların Hazırlanması

2.2.1. Grup A, Vitablocs Mark II Seramik Örneklerin Hazırlanması:

1-Master model üzerinden ilave reaksiyonlu ölçü maddesi Interduplicast B (Interdent, Celje, Slovenia) ile ölçüleri alındı (Resim 2.5).



Resim 2.5. Prepare dişten alınan ölçü ve çalışma dayı

2-Alınan ölçülere dental alçı GC Fujirock EP Optixscan (GC, Leuven, Belgium) dökülerek çalışma dayları elde edildi (Resim 2.5).

3-Sirona inEos sisteminin optik kamerası, net görüntü elde etmek için Vita Cerec Propellant pudrası (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) sıkılmış day üzerine sabitlendi, oklüzalden en net görüntü elde edildi ve bilgisayara kaydedildi (Resim 2.6).



Resim 2.6. Sirona İnEos optik cihaz

4-Optik ölçü alımının ardından ideal üst maksiller premolar boyutlarında restorasyon Sirona 3.88 inLab yazılım programı yardımıyla dizayn edildi. 30 µm day spacer aralığı kullanıldı. Standardizasyon için diğer seramik gruplarında da veneerleme işlemi bu ideal boyutlarda yapıldı (Resim 2.7).



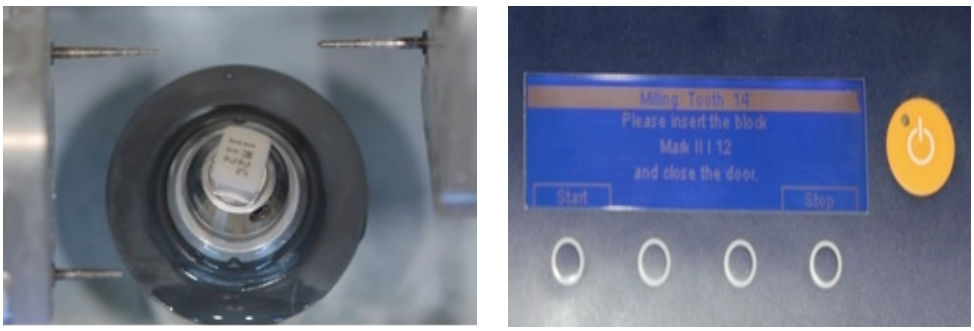
Resim 2.7. Sirona 3.88 inLab yazılım programıyla yapılan dizayn işlemi

5-Vitablocs Mark II seramik blokları (Resim 2.8) Sirona inLab MC XL ünitesinin (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) kesici bölümüne yerleştirildi.



Resim 2.8. Vitablocs Mark II seramik bloklar

6-Bilgisayarda dizayn edilen premolar dişe ait veriler cihazın kesici ünitesine aktarıldı ve kesim işlemi başlatıldı (Resim 2.9).



Resim 2.9. Sirona inLab MC XL kesici ünitesi ve ekran görüntüsü

7-Restorasyon veneerleme işlemine gerek kalmadan bloktan direkt olarak üretildi.

8-Prepare edilmiş dişlerin üzerinde restorasyonun uyumu Vita Okklusionsspray (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) ve ROTA tesviye taşı (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) ile yapıldı.

9-Uyumu tamamlanan restorasyonlar temizleme işlemi için üretici firma talimatlarına uygun olarak fırında vakumsuz programa tabi tutuldu (Çizelge 2.2).

Çizelge 2.2. Vitablocs Mark II seramiklerin vakumsuz temizleme programı

Baş. Isısı	Bek. süresi	Dk.daki ısı artışı	En yüksek ısı	Bek. süresi	Kapak açılma ısısı	Bek. süresi
500ºC	3dk	33 ºC	700 ºC	5 dk	600 ºC	1 dk

10-Örneklerin bağlanma dayanımı testi esnasında çekme işlemini kolaylaştırmak amacıyla Vita VM9 dentin tozu ve likiti karıştırılarak okluzal yüzeylerinde bir tabaka oluşturuldu. Dentin pişim işlemi Vita Vacumat 6000 M fırınında (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) üretici firma talimatları doğrultusunda tamamlandı (Çizelge 2.3 ve Resim 2.10).

Çizelge 2.3. Vitablocs Mark II seramiklerin dentin pişim fırınlama sıcaklıkları

Baş. Isısı	Bek. süresi	Dk.daki ısı artışı	En yüksek ısı	Bek. süresi	Kapak açılma ısısı	Bek. Süresi
500ºC	6dk	45 ºC	910 ºC	1 dk	800 ºC	1 dk



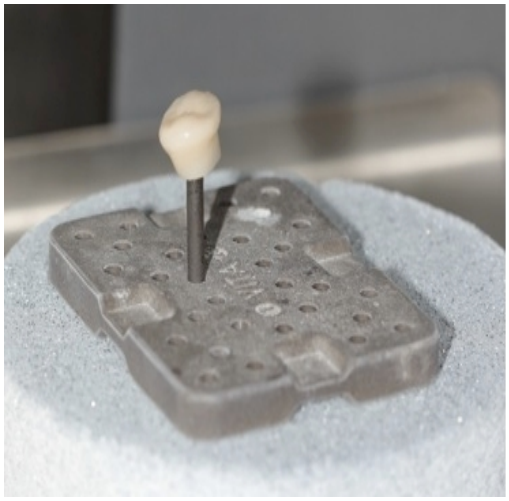
Resim 2.10. Vita Vacumat 6000 M fırını

11-AKZ 25 glaze tozu (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) ve Vita Akzent likidi karıştırılarak restorasyon yüzeyine uygulandı. Glaze işlemi vakumsuz programda glaze işlemi üretici firma talimatlarına uygun olarak tamamlandı (Çizelge 2.4 ve Resim 2.11).

Çizelge 2.4. Vitablocs Mark II seramiklerin glaze fırınlama sıcaklıkları

Baş. Isısı	Bek. Süresi	Dk.daki ısı artışı	En yüksek ısı	Bek. süresi	Kapak açılma ısısı	Bek. süresi
500ºC	4 dk	80 ºC	900 ºC	1 dk	700 ºC	1 dk





Resim 2.11. Veneerleme ve glaze işlemi tamamlanan Vitablocs Mark II örnekler

2.2.2. Grup B, Vita In Ceram 2000 AL Seramik Örneklerin Hazırlanması

1-Master model üzerinden ilave reaksiyonlu ölçü maddesi Interduplicast B ile ölçüler alındı (Resim 2.12).

2-Alınan ölçülere dental alçı GC Fujirock EP Optixscan dökülerek çalışma day' ları elde edildi (Resim 2.12).



Resim 2.12. Prepare dişten alınan ölçü ve çalışma dayı

3-Sirona inEOS sisteminin optik kamerası yardımıyla Vita Cerec Propellant pudrası sıkılmış day üzerinden tarama işlemi yapıldı.

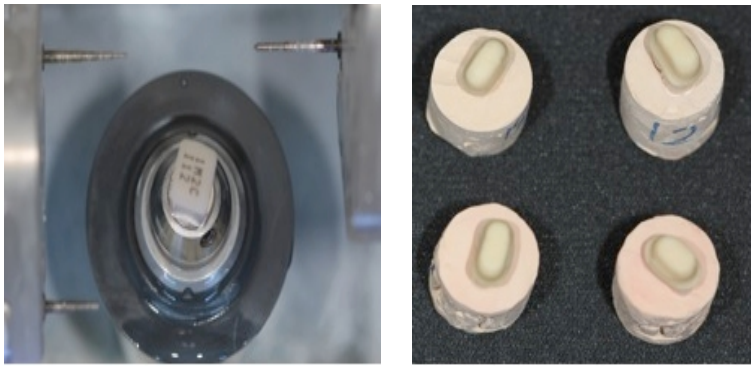
4-Optik ölçü alımının ardından kor yapı Sirona 3.88 inLab yazılım programı yardımıyla dizayn edildi. 30 µm day spacer aralığı kullanıldı (Resim 2.13). Yapılan

kor yapı dizaynı ile IPS e-Max Press kor yapı dizaynının modelaj boyutları da standardizasyonu sağlamak için aynı ölçülerde tasarlandı.



Resim 2.13. Sirona 3.88 inLab yazılım programıyla yapılan dizayn işlemi

5- Sirona MC XL cihazına Vita In Ceram 2000 AL blok yerleştirildi. Barkodun tarama işlemi sonrasında bilgisayarda dizayn edilen premolar kor dişe ait veriler Sirona inLab MC XL (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) kesici ünitesine aktarıldı ve kor yapımı için kesim işlemi başlatıldı (Resim 2.14).



Resim 2.14. Sirona inLab MC XL kesici ünitesi ve bitmiş kor örnekler

8. Vita In Ceram YZ renklendirici likide (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) batırılan kor yapı, en yüksek 1530 ºC' de 120 dk bekletildi. Dakikada 17 ºC ısı artışı uygulanarak 6 saat süren sinterizasyon işlemi Vita Zyrcomat T (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) fırınında gerçekleştirildi.

9. Vita Okklusionsspray spreyi ve ROTA tesviye taşı ile uyumu kontrol edilen kor yapının üzerine wash (kor yapının üzerine dentinle bağlantıyı sağlayacak olan ince katman) pişimi üretici firma talimatları doğrultusunda yapıldı (Çizelge 2.5).

Çizelge 2.5. Vita In Ceram 2000 AL seramiklerin wash pişim sıcaklıkları

Baş. Isısı	Bek. süresi	Dk.daki ısı artışı	En yüksek ısı	Bek. süresi	Kapak açılma ısısı	Bek. süresi
500ºC	2 dk	60 ºC	950 ºC	1 dk	700 ºC	1 dk

Vita VM7 dentin tozu ile Vita VM7 likit karıştırılarak veneerleme işlemi Vita Vacumat 6000 M fırınında üretici firma talimatlarına uygun olarak tamamlandı (Çizelge 2.6).

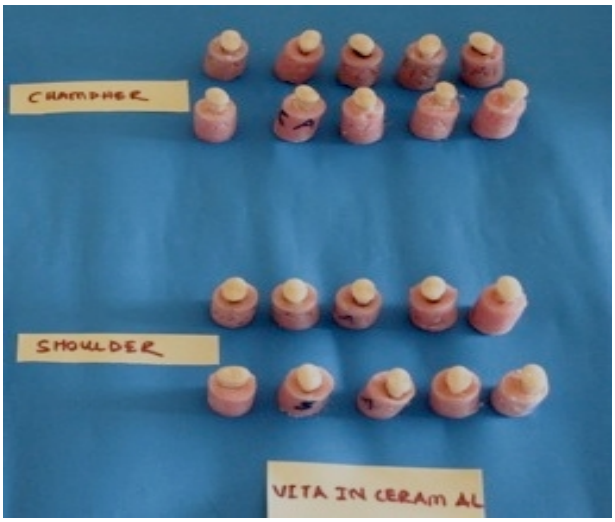
Çizelge 2.6. Vita In Ceram 2000 AL seramiklerin dentin fırınlama sıcaklıkları

Baş. Isısı	Bek. süresi	Dk.daki ısı artışı	En yüksek ısı	Bek. süresi	Kapak açılma ısısı	Bek. süresi
500ºC	6 dk	55 ºC	910 ºC	1 dk	760 ºC	1 dk

10. Veneerleme işlemi tamamlanan restorasyonlar AKZ 25 glaze tozu ve Vita Akzent likidi karıştırılarak restorasyon yüzeyine uygulandı ve vakumsuz programda glaze işlemi tamamlandı (Çizelge 2.7 ve Resim 2.15).

Çizelge 2.7. Vita In Ceram 2000 AL seramiklerin glaze fırınlama sıcaklıkları

Baş. Isısı	Bek. süresi	Dk.daki ısı artışı	En yüksek ısı	Bek. süresi	Kapak açılma ısısı	Bek. Süresi
500ºC	4 dk	80 ºC	900 ºC	1 dk	700 ºC	1 dk



Resim 2.15. Bitim işlemi tamamlanmış Vita In Ceram 2000 AL örnekler

2.2.3. Grup C, IPS e-Max Press Seramik Örneklerin Hazırlanması

1-Master model üzerinden kondensasyon reaksiyonlu silikon (Zetaplus, Badia Polesine, Italy) ölçü maddesi ile ölçüler alındı (Resim 2.16).



Resim 2.16. Prepare dişten alınan ölçü ve çalışma dayı

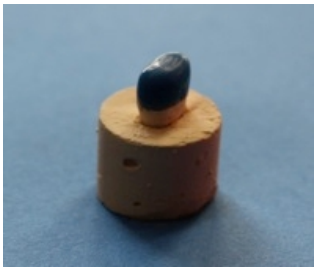
2-Alınan ölçülere Tip IV geliştirilmiş sert alçı (Begostone plus, Bremen, Germany) dökülerek çalışma day' ları elde edildi (Resim 2.16).

3-Elde edilen day' ların üzerine marjinden 0,5 mm uzaklıkta olacak şekilde 2 kat day spacer 30 µm kalınlığında (Aqua Fit, Renfert GbmH, Hilzingen, Germany) uygulandı (Resim 2.17).



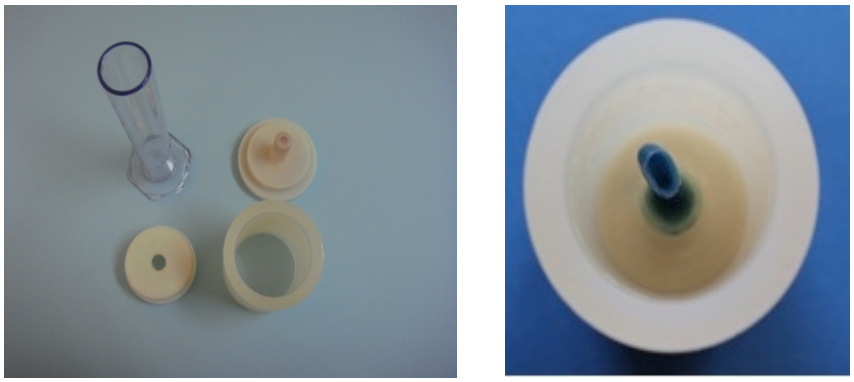
Resim 2.17. Day spacer

4- Özel Empress mumu (Ground Wax, Schuler Dental, Germany) ile mum modelasyon yapıldı (Resim 2.18).



Resim 2.18. Mum modelasyon

5- Modelajlar firmanın önerdiği şekilde ve pozisyonda 6 mm uzunluğundaki tijlere bağlandı. Tijler kaide üzerine mum ile sabitlendi. Özel IPS e-Max Press döküm seti ve rövetmanı (IPS PressVest, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak manşete alındı (Resim 2.19).



Resim 2.19. IPS e-Max Press döküm seti ve manşete alınmış örnek

6- Ön ısıtma fırınından döküm silindir çıkarıldıktan sonra içindeki boşluğa ingot ve alüminyum oksit piston yerleştirilerek presleme fırının (EP 600 Kombi, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) merkezine konuldu, kapağı kapatıldı ve 915°C de enjeksiyon yöntemiyle vakum altında presleme yapıldı (Resim 2.20).



Resim 2.20. IPS e-Max Press ingot ve alüminyum oksit piston

7- Rövetman silindir içindeki seramik örneklere zarar vermeyecek şekilde 4 barlık basınçla seramiklerin bulunduğu bölgenin dışından başlayarak kumlama (BEGO, Perblast Micro, Bremen, Germany) yapıldı ve kabaca temizlendi. Daha sonra 2 barlık basınç ile kumlanarak örnekler rövetmandan tamamen temizlendi (Resim 2.21).



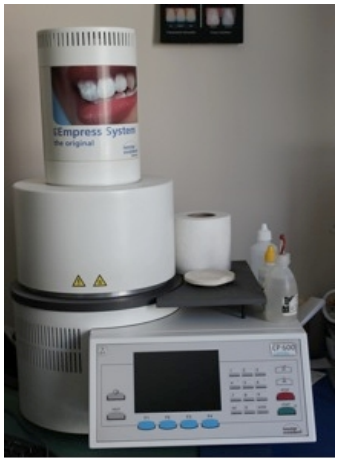
Resim 2.21. Rövetmanı uzaklaştırılmış IPS e-Max Press kor örnekler

8- Elmas separe ile IPS e-Max Press kor örnekler tijlerinden ayrıldı. Örneklerin diş üzerine uyumlamaları yapıldı. 1.0 mm kalınlığında elde edilen IPS e-Max Press kor örneklerin iç yüzeyi 0.1-0.2 MPa basınçla 30-50 mikron çapında Al_2O_3 partikülleri ile 2-3 sn süreyle pürüzlendirildi ve 2 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide bekletildi. Vitablocs Mark II ve Vita In Ceram 2000 AL tam seramik örnekler ise iç yüzeyi dayanıklılığı azaltmamak ve çatlak oluşumuna neden olmamak için üretici firma talimatları doğrultusunda herhangi mekanik bir pürüzlendirme işlemine tabi tutulmadılar.

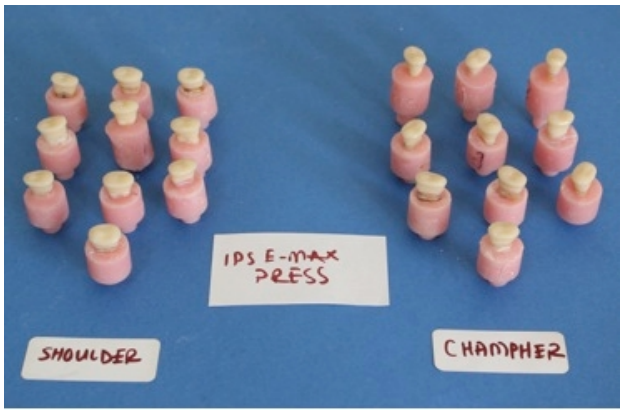
9- Kor yapının üzerine IPS e-Max Ceram (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) feldspatik porseleni Vita In Ceram 2000 AL ve Vitablocs Mark II grubuna eşdeğer boyutlarda yığılarak kronun son şekli verildi. Örneklerin fırınlanma işlemleri kombi press ve pişirme fırınında (EP 600 Kombi, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) üretici firma talimatlarına uygun olarak tamamlandı (Çizelge 2.8, Resim 2.22 ve Resim 2.23).

Çizelge 2.8 IPS e-Max seramik örneklerin fırınlanma sıcaklıkları

IPS e-Max Press	Baş. Isısı	Dk.daki Isı Artışı	Son Sıcaklık	Kapanış Süresi	Bek. süresi	Vakum Baş.	Vakum Bit.
Press Değeri	700 ºC	60 ºC	920 ºC	-	25 dk	500 ºC	920 ºC
İlk Fırınlama	403 ºC	50 ºC	750 ºC	4 dk	1 dk	450 ºC	749 ºC



Resim 2.22. EP 600 Kombi fırını



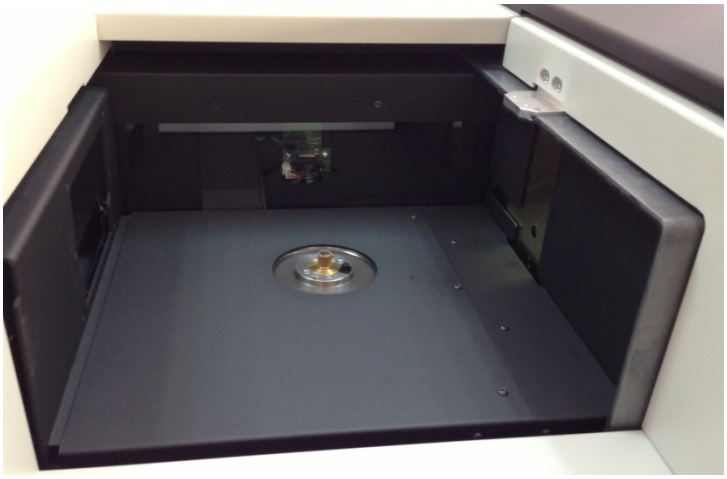
Resim 2.23. Bitim işlemi tamamlanmış IPS e-Max Press örnekler

2.3. Örneklerin Mikro-BT Görüntüleme Tekniği İle Değerlendirilmesi

Bitimi tamamlanan Vitablocs Mark II, Vita In Ceram 2000 AL ve IPS e-Max Press tam seramik restorasyonların yarısı, her gruptan 5'er toplam 30 tanesi dişe simantasyonları öncesinde ve rezin simanla simante edilip termal siklus işlemi sonrasında internal ve marjinal uyumları hacim ve uzunluk bakımından Mikro-BT tekniği ile 3 boyutlu olarak değerlendirildi. Örneklerin incelenmesinde masaüstü Mikro-BT cihazı (Skyscan 1172, Kontich, Belgium) kullanıldı (Resim 2.24). Örnekler tarama esnasında X ışını tüpü-örnek arası mesafeyi değiştirebilecek sapmalardan kaçınmak için vertikal olarak düz şekilde örnek taşıyıcıya sabitlenip tomografi cihazının X ışını odasındaki döner platforma yerleştirildi (Resim 2.25).



Resim 2.24. Mikro-BT cihazı



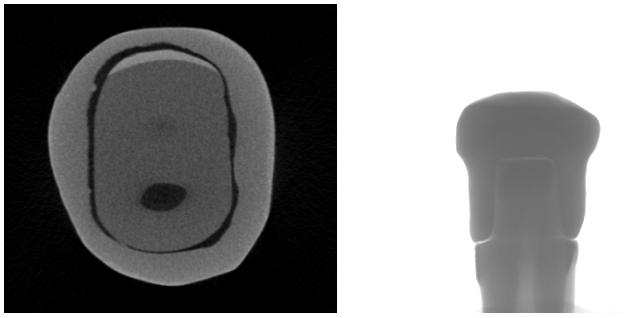
Resim 2.25. X ışını odası ve döner platform

Daha sonra tarama işlemine geçildi. Tarama işlemi için X-Ray cihazının (Skyscan 1172, Kontich, Belçika) voltajı 100 kV ve akım gücü 100 mikroamper olarak belirlendi. Örneklerden 10,95 µm kalınlığında ortalama 900-1000 kesit alındı. Tarama 0,4 º'lik rotasyon adımıyla 360 º'de tamamlandı. Tarama işlemi 0.5 mm AL fitre kullanılarak 950 ms sürede gerçekleşti. Görüntüler 2000×2000 piksel büyüklüğünde kaydedildi. Örneklerin internal ve marjinal uyumu hacim ve uzunluk bakımından değerlendirildi (Skyscan 2007)

2.4. Mikro-BT Görüntülerinin Yeniden Yapılandırılması (Rekonstrüksiyon)

Alınan 900-1000 kesit görüntünün birleştirilmesinde özel bir yazılım olan NRecon (Version 1.6.6.0 Skyscan, Kontich, Belgium) kullanıldı. Daha sonra

görüntüler 8-bit'lik gri skala dinamik aralığında 2000×2000 piksel'lik bit-map (BMP) formatına çevrildi (Resim 2.26).



Resim 2.26. Bir örneğin BMP görüntüleri

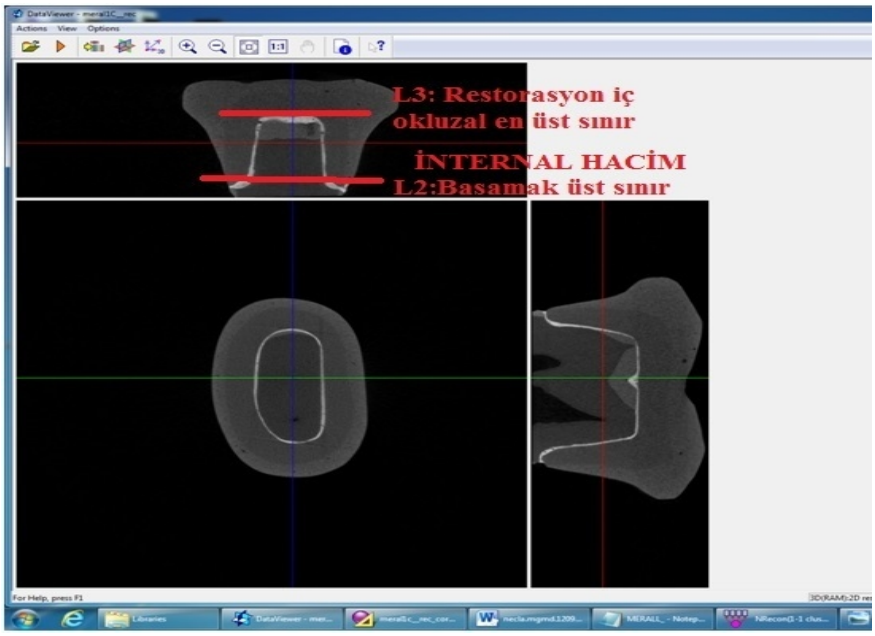
Kesitsel görüntüler veri analizi için hazır hale getirildi. Mikro-BT analizinden önce görüntüler Dataviewer 1.4.4 programında açıldı. Sagittal, koronal ve transversal görüntüler izlendi. MA (Marjinal Açıklık) ve MMA (Mutlak Marjinal Açıklık) değerleri için veri sagittal ve koronal kesitlerde ayrı ayrı kaydedildi.

2.4.1. Mikro-BT Analizi

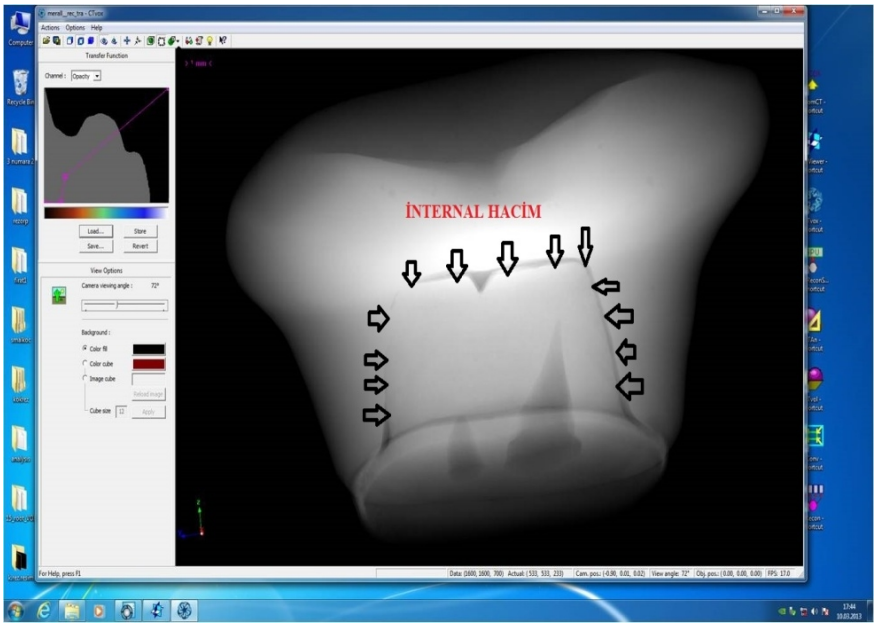
Data viewer ile düzenlenen görüntüler CTan 1.12.4.3 (Skyscan 1172, Kontich, Belgium) programı ile analiz edildi. Çalışmamızdaki örneklerde Mikro-BT ile örneklerin internal ve marjinal uyumu; ilk aşamada hacimsel olarak internal ve marjinal hacim açısından değerlendirildi. İkinci aşamada ise uzunluk bakımından marjinal açıklık (MA) ve mutlak marjinal açıklık (MMA) açısından değerlendirildi.

2.4.2. İnternal Hacim Ölçümü

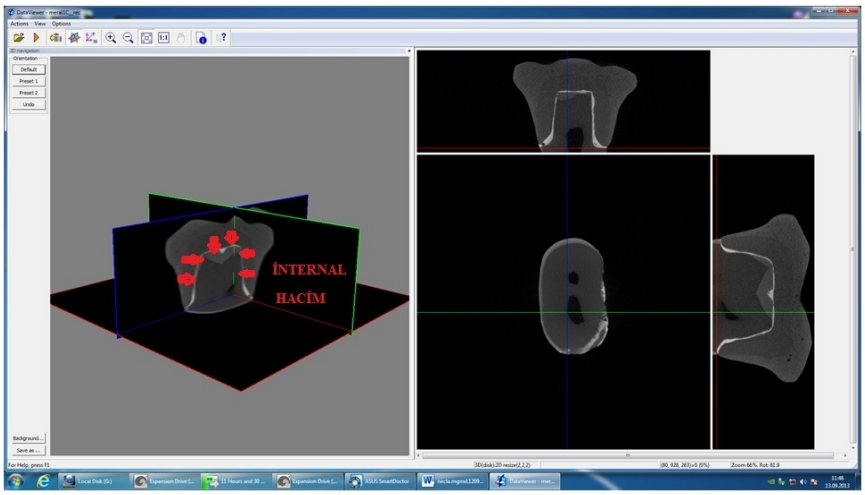
CTan programında ilk olarak L_2 (Preparasyon basamağının dişin proksimal yüzeyine dönüş yaptığı üst sınır) ve L_3 (Restorasyonun iç okluzal en üst sınırı) çizgisi arasında çalışma aralığı tespit edildi. Bu aralıktaki en üst kesitten en alt kesite kadar restorasyon-diş yüzeyi arasındaki alan yeniden seçildi. Daha sonra siyah-beyaz görüntü aşamasına geçildi. Çalışma aralığı tespit edildi. Ve görüntü işleme menüsünden boşluk hacmi hesaplandı (Resim 2.27 ve Resim 2.28).



Resim 2.27. İnternal Hacim L_2 ve L_3 çizgisi



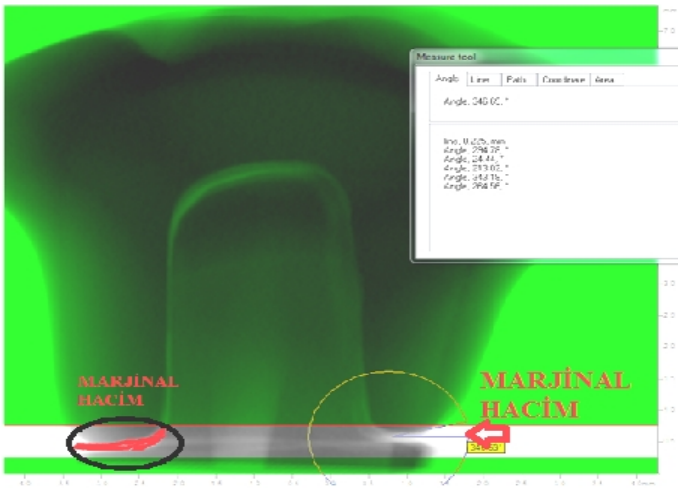
Resim 2.28. İnternal Hacim Rekonstrüksiyonu-1



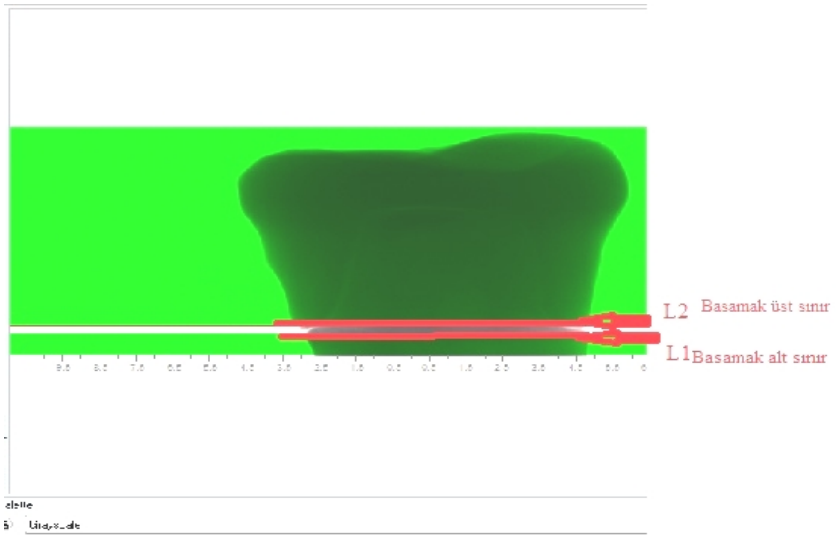
Resim 2.28. İnternal Hacim Rekonstrüksiyonu-2

2.4.3. Marjinal Hacim Ölçümü

CTan programında öncelikle servikal bölgedeki çalışma alanı ve çalışılacak kesit sayısı belirlendi. Bu seçilen kesitlerde diş-restorasyon arasındaki boşluk ROI (Region Of Interest ; L1: Preparasyon basamağının alt sınırı – L2: Preparasyon basamağının dişin proksimal yüzeyine dönüş yaptığı üst sınır) yeniden belirlendi. Daha sonra siyah-beyaz görüntünün elde edildiği binary page'e geçildi. Bu aşamadan sonra çalışma aralığı tespit edildi. Görüntünün değerlendirilmesi aşamasında üç boyutlu analiz menüsünden boşluğun üç boyutlu hacmi hesaplandı (Resim 2.29).



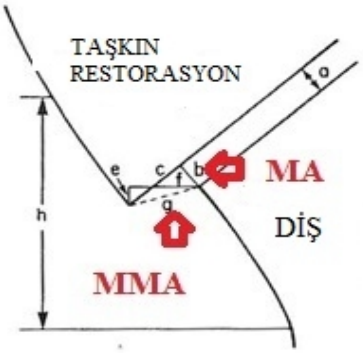
Resim 2.29. Marjinal hacim rekonstrüksiyonu-1



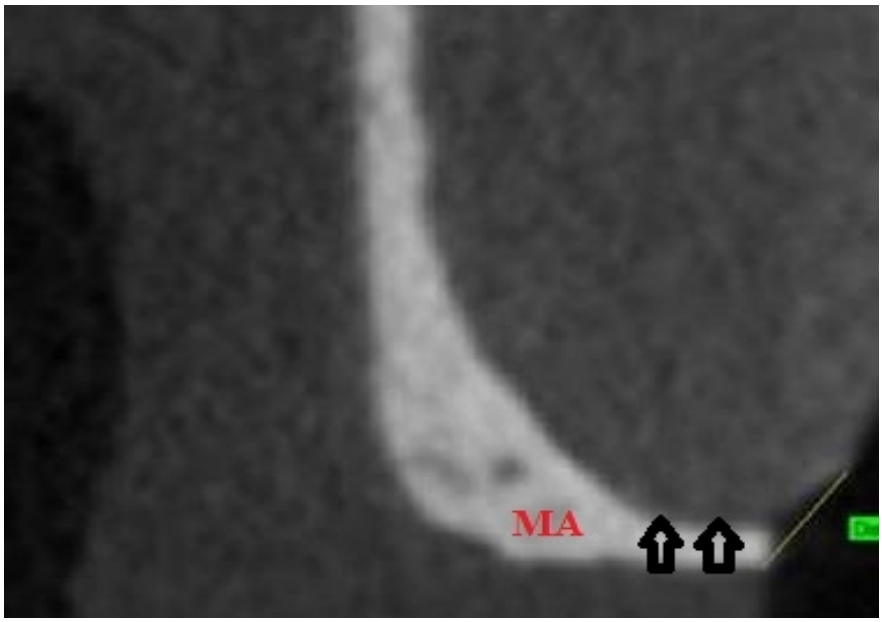
Resim 2.29. Marjinal hacim rekonstrüksiyonu-2

2.4.4. Marjinal Açıklık (MA) ve Mutlak Marjinal Açıklık (MMA) Ölçümü

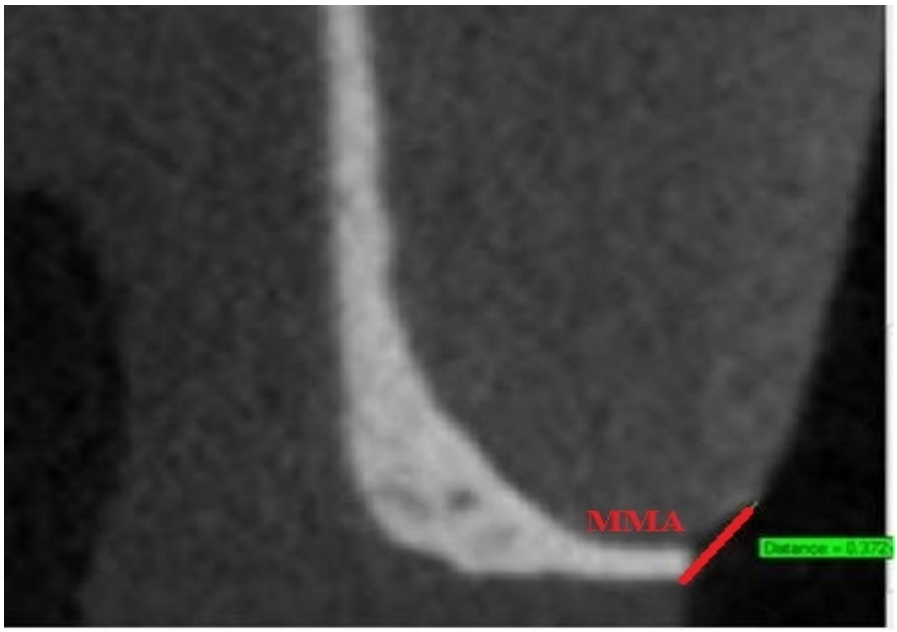
Seramik restorasyonların MA ve MMA değerleri simantasyon öncesi ve sonrasında 4 farklı bölge 2 ayrı kesitte (Sagittal Bukkal, Sagittal Lingual, Koronal Mezial ve Koronal Distal) değerlendirildi. Bu değerlerin ölçümünde kesitler CTan programında açıldı. Başlangıç menüsünde yer alan imaj klasöründeki ölçüm başlığından MA ve MMA değerleri ölçüldü. Sagittal ve koronal kesitler incelendi. Preparasyonun net olarak gözlenebildiği başlangıç ve bitiş kesitleri belirlendi. Arada kalan kesit sayısı 10'a bölünerek hangi kesitlerden ölçüm yapılacağı tespit edildi. Belirlenen kesitlerden seçilen noktalarda sagittal düzlemde bukkal ve lingualden, koronal kesitlerde mezial ve distalden her bir yüzeyden 10 noktadan MA ve MMA değerleri ölçüldü. Toplam 40 noktada 80 adet ölçüm yapılmış oldu (Şekil 2.1, Resim 2.30, Resim 2.31).



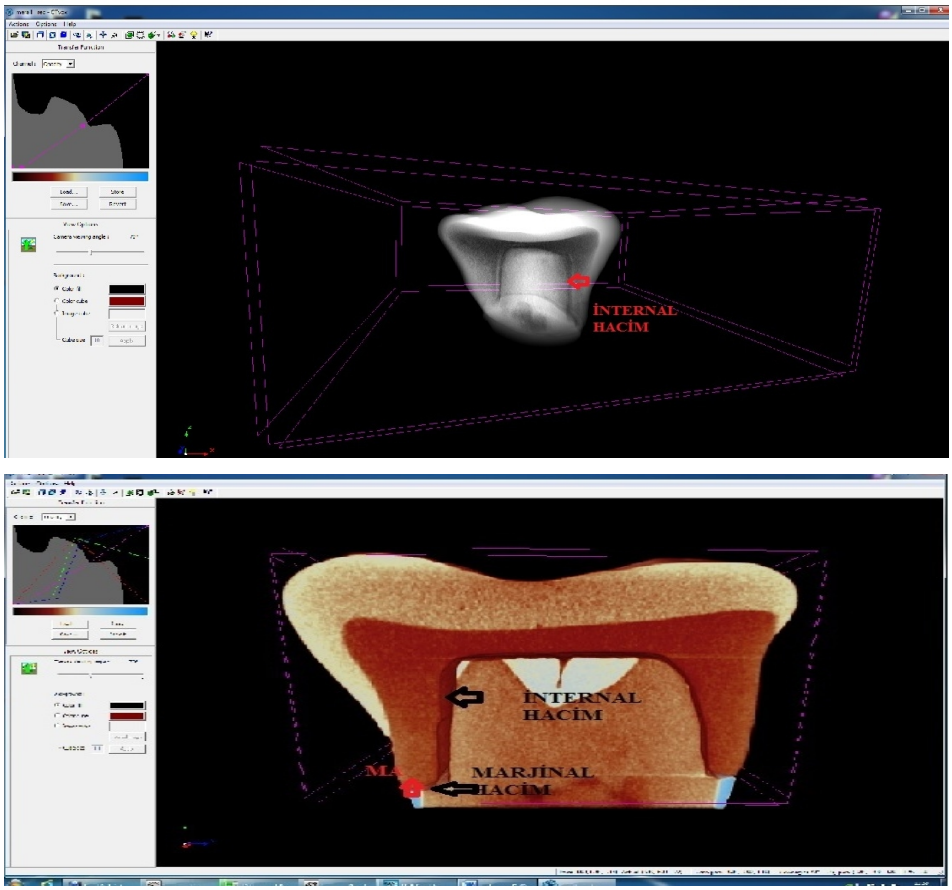
Şekil 2.1. MA ve MMA değerlerinin şematik görünümü



Resim 2.30. MA değeri



Resim 2.31. MMA Değeri



Resim 2.32. İnternal- Marjinal Hacim ve MA CTan görüntüsü

2.5. Simantasyon İşlemi

Vitablocs Mark II, In Ceram 2000 AL ve IPS e-Max Press seramik sistemlerinden hazırlanan kron restorasyonların simantasyonunda dual sertleşen rezin siman Multilink Automix (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı (Resim 2.33). Simantasyon işlemi tek bir klinisyen tarafından yapıldı.



Resim 2.33. Multilink Automix Rezin Siman

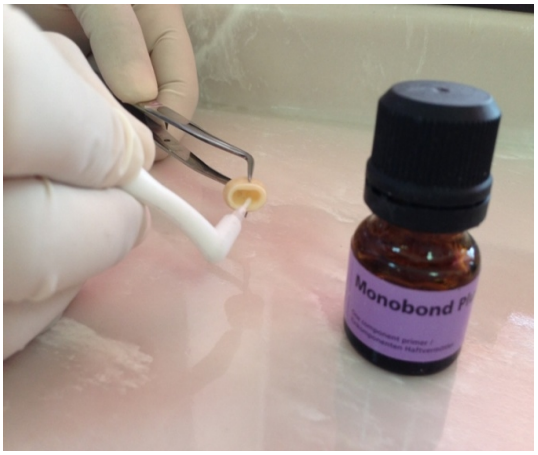
2.5.1. Seramik Restorasyonların Simantasyon için Hazırlanması

Seramik restorasyonlar yıkanıp kurutulduktan sonra hidroflorik asit IPS ceramic etching jel (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretici firma talimatlarına uygun olarak IPS e-Max Press için 20 sn , Vitablocs Mark II için 60 sn uygulandı, yıkanıp hafif hava ile kurutuldu (Resim 2.34). Vita In Ceram 2000 AL restorasyonlara etching jel üretici firma talimatlarına bağlı kalınarak uygulanmadı.



Resim 2.34. IPS Ceramic etching jel

Vitablocs Mark II, Vita In Ceram 2000 AL, IPS e-Max Press restorasyonların tümünün iç yüzeyine Monobond Plus fırça yardımıyla uygulanıp 60 sn bekletildi, hafif hava ile kurutuldu (Resim 2.35).



Resim 2.35. Monobond Plus

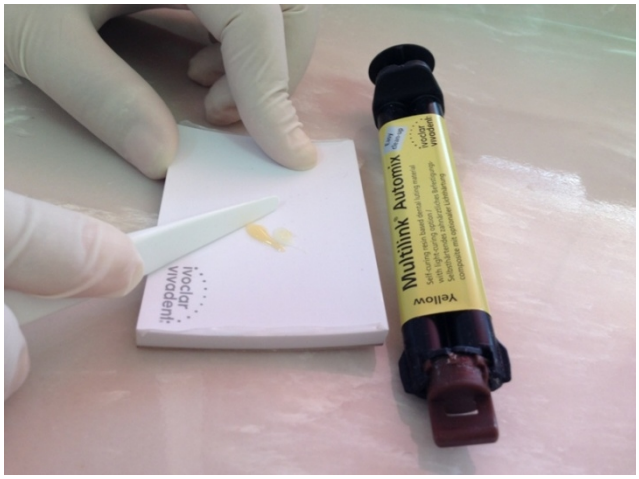
2.5.2. Diş Örneklerinin Simantasyon İçin Hazırlanması

Diş yüzeyleri hafif nemli kalacak şekilde spanç yardımıyla kurutuldu. Multilink Primer A ve B eşit oranda karıştırılıp, özel fırçası yardımıyla 15 sn uygulanıp hafif hava ile kurutuldu (Resim 2.36).



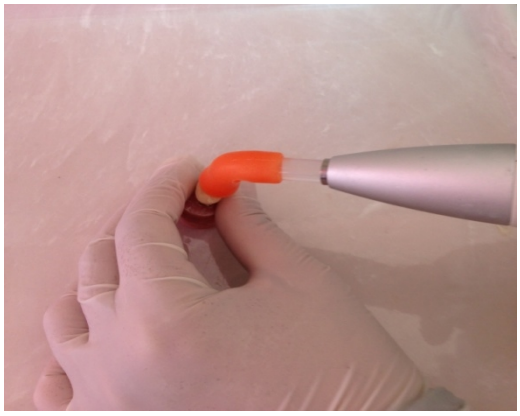
Resim 2.36. Multilink Primer A ve B

Simantasyon için üretici firma talimatlarına uygun olarak iki pat eşit miktarda karıştırılıp spatül yardımıyla restorasyonların içine uygulandı (Resim 2.37).



Resim 2.37. Multilink Automix Rezin Siman Pasta

Seramik restorasyonlar prepare diş yüzeyine parmak basıncıyla yerleştirilip taşan siman ince bir sond yardımıyla temizlendi. Restorasyonlar LED (450 mW/cm^2) ışık cihazı (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile her yüzey için 20 sn boyunca 90° açıyla yüzeye temas edecek şekilde polimerize edildi (Resim 2.38).



Resim 2.38. Örnekler LED ışık cihazı ile polimerize edilirken

2.6. Termal Siklus İşlemi

Tüm örnekler 24 saat süreyle 37º C'lik distile suda bekletildi ve elektronik termal siklus cihazına (Nova, Konya, Türkiye) yerleştirildi. Örnekler, 5-55 ºC (±2 ºC) sıcaklık değişimleri arasında, banyoda kalma süresi 30 sn, banyolar arası transfer süreleri 2 sn olan 5000 devirlik termal siklusa tabi tutuldu (Resim 2.39).



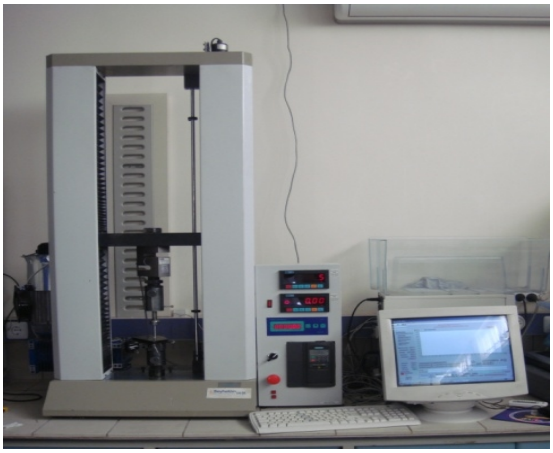
Resim 2.39. Termal siklus cihazı

Daha sonra internal ve marjinal uyumun değerlendirilmesi için Mikro-BT cihazı ile tekrar ölçümleri gerçekleştirildi.

2.7. Çekme Bağlanma Dayanımı Testi

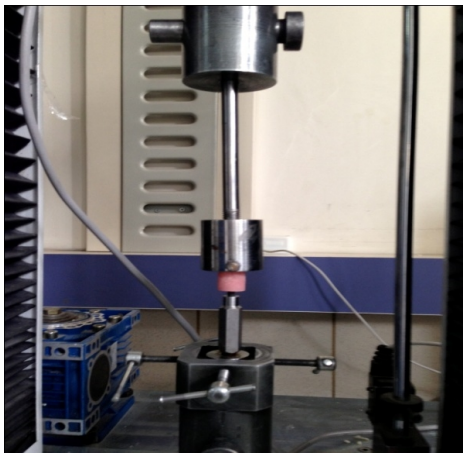
Termal siklus uygulanmış tam seramik restorasyonların dişe bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi için çekme bağlanma dayanımı testi uygulandı. Instron universal test cihazında (TSTM 02500, Elista Corp., Istanbul, Turkey)

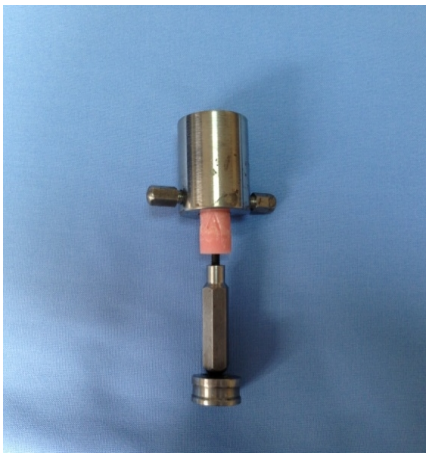
dakikada 1 mm/dk hızla çekme kuvveti örnekler kopana kadar uygulandı (Resim 2.40).



Resim 2.40. Instron Universal Test Cihazı

Kullandığımız düzenek iki parçadan oluşmaktaydı. Üst parça örneği mezial ve distalden sabitleyen, ayarlanabilen iki vidaya sahip silindirik metal bir parçadan oluşurken alt parça ise, akrilik bloğu sıkıştırma amaçlı bir vida ve çekme esnasında yanlış tork kuvvetlerinin oluşmaması için her yönde hareketli bir metal vida tutucu parçadan oluşmaktaydı (Resim 2.41). Testin sonuçları Newton olarak kaydedildi.





Resim 2.41. Çekme bağlanma dayanımı testi

2.8. İstatistiksel Değerlendirme

Verilerin istatistiksel değerlendirmeleri SPSS istatistik paket programından (SPSS/PC Version 17.0; SPSS Inc, Chicago, IL, USA) yararlanılarak yapıldı.

Çalışmamızda internal ve marjinal uyumun değerlendirilmesinde; verilerin normal dağılıp dağılmadığını anlamak için Shapiro-Wilk testi kullanıldı. Üç farklı

tam seramik restorasyonun basamak dizaynının internal ve marjinal uyuma olan etkisini incelemek için iki yönlü varyans analizi kullanıldı. Daha sonra gruplar arasındaki ikili karşılaştırmalar amacıyla tek yönlü varyans analizi ve Tukey HSD testi kullanıldı (p=0,05).

Üç farklı tam seramik restorasyonun ve basamak dizaynının dişe bağlanma dayanımına olan etkisini incelemek için ise; iki yönlü varyans analizi ve istatistiksel olarak farklılık gösteren gruplar arasındaki farklılığın kaynağını tespit etmek için ise tek yönlü varyans analizi ve Tukey HSD testi kullanıldı (p=0,05).

3. BULGULAR

Her gruptan 5 örnek olmak üzere toplam 30 adet Vitablocs Mark II, Vita In Ceram 2000 AL, IPS e-Max Press seramik örneğin simantasyon öncesi ve sonrası internal hacim, marjinal hacim ve marjinal açıklık (MA), mutlak marjinal açıklık (MMA) ölçümleri Mikro-BT tekniğiyle değerlendirildi. İnternal ve marjinal hacim verilerini hesaplamak için, CTan programında internal ve marjinal bölgeden alınan 900-1000 kesitten, çalışılacak kesit sayısı belirlendi. Bu seçilen kesitlerde çalışma aralığı tespit edilip görüntü işleme menüsünden üç boyutlu hacimsel bulgular elde edildi. MA ve MMA verilerinin elde edilmesinde ise, sagittal ve koronal kesitler incelendi. Preparasyonun net olarak gözlenebildiği başlangıç ve bitiş kesitleri belirlendi. Arada kalan kesit sayısı 10'a bölünerek hangi kesitlerden ölçüm yapılacağı tespit edildi. Belirlenen kesitlerden seçilen noktalarda sagittal düzlemde bukkal ve lingualden, koronal kesitlerde mezial ve distalden her bir yüzeyden 10 noktadan MA ve MMA uzunluk bulguları elde edildi.

3.1. İnternal Hacim Bulguları

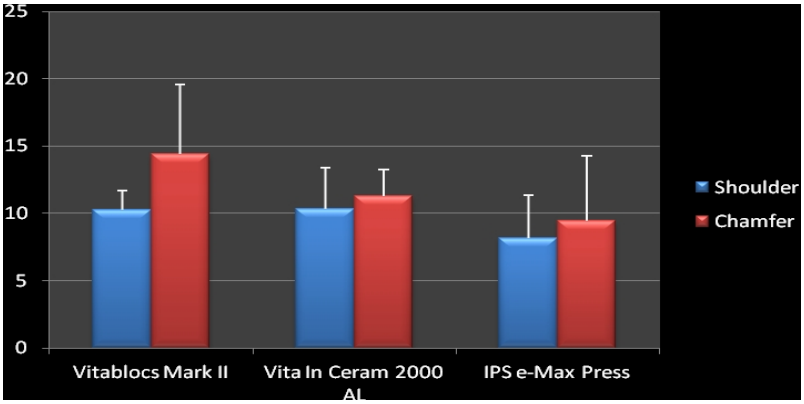
3.1.1. Simantasyon Öncesi İnternal Hacim Bulguları

Grupların simantasyon öncesi internal hacimleri için ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 3.1 ve Grafik 3.1'de mm^3 olarak verilmiştir.

Çizelge 3.1. Simantasyon öncesi internal hacim ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	10,26 ± 1,44	10,37 ± 3,00	8,18 ± 3,17
Chamfer	14,40 ± 5,21	11,30± 1,95	9,46 ± 4,82

Grafik 3.1. Simantasyon öncesi internal hacim ortalama ve standart sapma değerleri



Shapiro-Wilk testi sonucunda verilerin normal dağıldığı görüldü (p>0,05) ve farklı seramik tipleri-basamak dizaynları arasındaki internal hacim ilişkisi iki yönlü varyans analizi ile değerlendirildi (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Simantasyon öncesi grupların internal hacim iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	62,018	2	31,009	2,471	0,106
Basamak Dizaynı	33,644	1	33,644	2,681	0,115
Seramik* Basamak Dizaynı	15,364	2	7,682	0,612	0,550

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

İki yönlü varyans analizi sonucunda farklı seramik tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi (p>0,05). Basamak dizaynları arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlı değildi (p>0,05). Seramik-basamak dizaynı etkileşimi arasında da gruplar (Vitablocs Mark II Shoulder; Vitablocs Mark II Chamfer; In Ceram AL 2000 Shoulder; In Ceram AL 2000 Chamfer; IPS e-Max Press Shoulder; IPS e-Max Press Chamfer) arasında anlamlı fark bulunmadı (p>0,05) (Çizelge 3.2).

Simantasyon öncesi gruplar arası internal hacim değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Grupların simantasyon öncesi internal hacim tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.3'de verilmiştir.

Çizelge 3.3. Simantasyon öncesi grupların tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	111,026	22,205	1,769	0,157
Grup içi	24	301,196	12,550		
Toplam	29	412,222			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi (p>0,05) (Çizelge 3.3).

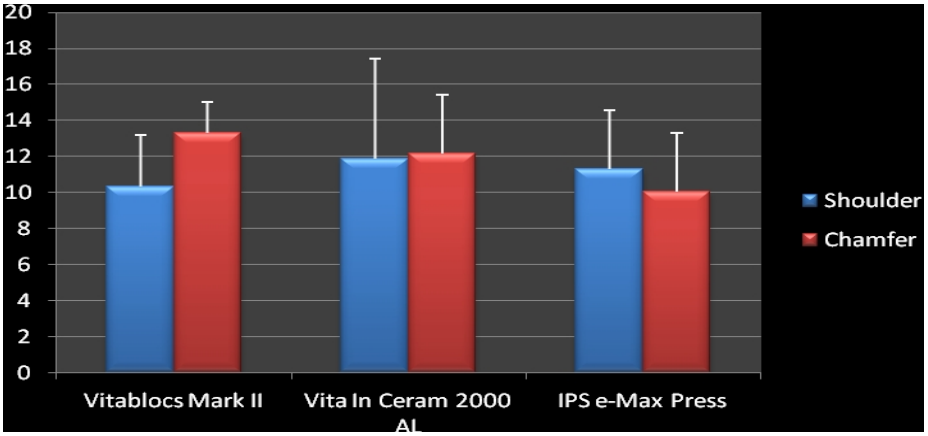
3.1.2. Simantasyon Sonrası İnternal Hacim Bulguları

Simantasyon sonrası internal hacim ortalama ve standart sapma değerleri mm^3 olarak Çizelge 3.4 ve Grafik 3.2'de verilmiştir.

Çizelge 3.4. Simantasyon sonrası internal hacim ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	10,32 ± 2,90	11,89 ± 5,52	11,31 ± 3,25
Chamfer	13,28 ± 1,75	12,17 ± 3,25	10,06 ± 3,27

Grafik 3.2. Simantasyon sonrası internal hacim ortalama ve standart sapma değerleri



Simantasyon sonrası grupların internal hacimleri için iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.5'de verilmiştir.

Çizelge 3.5. Simantasyon sonrası grupların internal hacim iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	10,366	2	5,183	0,422	0,661
Basamak Dizaynı	3,287	1	3,287	0,268	0,610
Seramik* Basamak Dizaynı	22,729	2	11,365	0,925	0,410

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

İki yönlü varyans analizi sonucunda seramik grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi (p>0,05). Basamak dizaynları arasında da anlamlı fark bulunmadı (p>0,05). Seramik- basamak dizaynı etkileşimi arasında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu (p>0,05) (Çizelge 3.5).

Simantasyon sonrası gruplar arası internal hacim değerlerinin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Simantasyon sonrası grupların internal hacimleri için tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.6'da verilmiştir.

Çizelge 3.6. Simantasyon sonrası grupların tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	36,382	7,276	0,592	0,706
Grup içi	24	294,884	12,287		
Toplam	29	331,265			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark gözlenmedi (p>0,05) (Çizelge 3.6).

3.2. Marjinal Hacim Bulguları

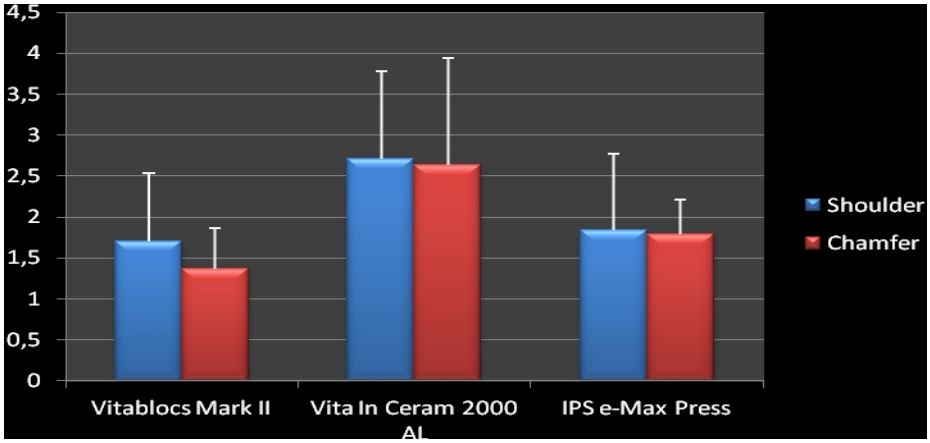
3.2.1. Simantasyon Öncesi Marjinal Hacim Bulguları

Simantasyondan önce grupların marjinal hacimleri için ortalama ve standart sapma değerleri mm^3 olarak Çizelge 3.7 ve Grafik 3.3'de verilmiştir.

Çizelge 3.7. Simantasyon öncesi marjinal hacim ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	VitaIn Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	1,71 ± 0,83	2,71 ± 1,07	1,83 ± 0,94
Chamfer	1,37 ± 0,49	2,63 ± 1,31	1,80 ± 0,42

Grafik 3.3. Simantasyon öncesi marjinal hacim ortalama ve standart sapma değerleri



Simantasyon öncesi grupların marjinal hacimleri için iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.8' de verilmiştir.

Çizelge 3.8. Simantasyon öncesi grupların marjinal hacim iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	6,955	2	3,477	4,306	**0,025***
Basamak Dizaynı	0,167	1	0,167	0,207	0,115
Seramik* Basamak Dizaynı	0,130	2	0,065	0,080	0,923

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon öncesi grupların marjinal hacimleri için yapılan iki yönlü varyans analizi sonucunda genel olarak seramik grupları arasında anlamlı fark görüldü ($p<0,05$). Basamak dizaynları arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$). Seramik-basamak dizaynı etkileşimi arasında da gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$) (Çizelge 3.8).

Simantasyon öncesi seramik gruplarının karşılaştırılmaları için yapılan tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.9'da verilmiştir.

Çizelge 3.9. Simantasyon öncesi seramik grupların marjinal hacim tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	2	6,955	3,477	4,771	**0,017***
Grup içi	27	19,678	0,729		
Toplam	29	26,632			

Simantasyon öncesi gruplar arası tek yönlü varyans analizi sonucunda seramik grupları arasında anlamlı fark gözlendi ($p<0,05$).

Simantasyon öncesi seramik grupları arasındaki ikili marjinal hacim değerleri karşılaştırılmasında Tukey HSD testi kullanıldı. Testin sonuçları Çizelge 3.10'da verilmiştir.

Çizelge 3.10. Simantasyon öncesi marjinal hacim için Tukey HSD sonuçları

	Ort ± SS
Vitablocs Mark II	1,54 ± 0,66 [a]
Vita In Ceram 2000 AL	2,67 ± 1,13 [b]
IPS e-Max Press	1,82 ± 0,69 [ab]

Test sonucunda Vitablocs Mark II seramiği ile Vita In Ceram 2000 AL seramiği arasında anlamlı fark bulundu ($p<0,05$) (Çizelge 3.10).

Simantasyon öncesi gruplar arası karşılaştırmada tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.11'de verilmiştir.

Çizelge 3.11. Simantasyon öncesi grupların marjinal hacim tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	7,251	1,450	1,796	0,152
Grup içi	24	19,381	0,808		
Toplam	29	26,632			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arası anlamlı farklılık bulunmadı ($p > 0.05$) (Çizelge 3.11).

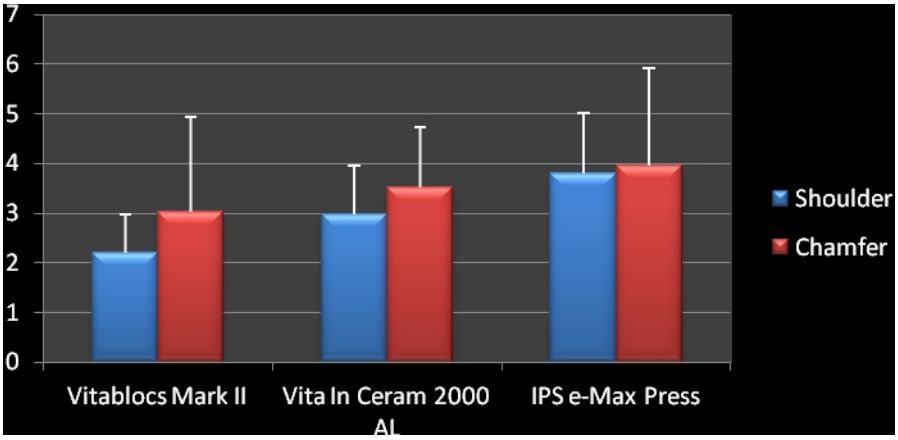
3.2.2. Simantasyon Sonrası Marjinal Hacim Bulguları

Simantasyon sonrası grupların marjinal hacim için ortalama ve standart sapma değerleri mm^3 olarak Çizelge 3.12 ve Grafik 3.4' de verilmiştir.

Çizelge 3.12. Simantasyon sonrası marjinal hacim ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	2,20 ± 0 ,77	2,99 ± 0,96	3,81± 1,21
Chamfer	3,02± 1,92	3,52± 1,20	3,95± 1,98

Grafik 3.4. Simantasyon sonrası marjinal hacim ortalama ve standart sapma değerleri



Simantasyon sonrası grupların marjinal hacim için iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.13'de verilmiştir.

Çizelge 3.13. Simantasyon sonrası grupların marjinal hacim iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	8,027	2	4,014	2,002	0,157
Basamak Dizaynı	1,865	1	1,865	0,930	0,344
Seramik* Basamak Dizaynı	0 ,579	2	0 ,290	0,144	0,866

Simantasyon sonrası grupların iki yönlü varyans analizi sonucunda seramik grupları arasında anlamlı fark görülmedi (p>0,05). Basamak dizaynları arasındaki fark da anlamlı değildi (p>0,05). Seramik-basamak dizaynı etkileşimi arasında da gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı (p>0,05) (Çizelge 3.13)

Simantasyon sonrası gruplar arası karşılaştırmada tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Simantasyon sonrası marjinal hacim tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.14'de verilmiştir.

Çizelge 3.14. Simantasyon sonrası grupların tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	10,471	2,094	1,044	0,415
Grup içi	24	48,123	2,005		
Toplam	29	58,594			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark gözlenmedi (p>0,05) (Çizelge 3.14).

3.3. Bağımlı T-Testi Bulguları

Simantasyon öncesi internal ve marjinal hacim değerleri ile simantasyon sonrası internal ve marjinal hacim değerlerini karşılaştırabilmek için Bağımlı t-testi yapıldı. Bağımlı-t testi ile simantasyon öncesi ve sonrası internal hacim karşılaştırılması Çizelge 3.15'de verilmiştir.

Çizelge 3.15. Bağımlı-t testi ile internal hacim için elde edilen p değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,558	0,126	0,261
Chamfer	0,572	0,727	0,133

Simantasyon öncesi ve sonrası internal hacim değerlerinin karşılaştırılmasında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (p>0,05) (Çizelge 3.15).

Bağımlı-t testi ile simantasyon öncesi ve sonrası marjinal hacim karşılaştırılması Çizelge 3.16'da verilmiştir.

Çizelge 3.16. Bağımlı-t testi ile marjinal hacim için elde edilen p değerleri

	Vita Mark II	In Ceram AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,504	0,968	**0,015***
Chamfer	0,287	0,569	0,500

Simantasyon öncesi ve sonrası marjinal hacim değerlerinin karşılaştırılmasında shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında anlamlı fark gözlendi ($p<0,05$). Diğer gruplarda ise simantasyon öncesi ve sonrası marjinal açıklık hacim değerleri karşılaştırılmasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$) (Çizelge 3.16).

3.4. Marjinal Açıklık (MA) ve Mutlak Marjinal Açıklık (MMA) Bulguları

Vitablocs Mark II, Vita In Ceram 2000 AL, IPS e-Max Press seramik sistemlerinin simantasyon öncesi ve Multilink rezin siman ile dişlere simantasyonundan ve termal siklus işleminden sonra MA ve MMA bulguları uzunluk (mm) cinsinden Mikro-BT tekniğiyle değerlendirildi.

MA ve MMA değerleri simantasyon öncesi ve sonrasında 4 farklı bölge (Bukkal, Lingual, Mezial, Distal) ve 2 ayrı kesitte (Sagittal, Koronal) değerlendirildi.

3.4.1. Simantasyon Öncesi Marjinal Açıklık (MA) Bulguları

Simantasyon öncesi grupların sagittal kesitte bukkal yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.17'de verilmiştir.

Çizelge 3.17. Simantasyon öncesi sagittal kesitte bukkal yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	$0,14 \pm 0,05^{bc}$	$0,08 \pm 0,03^{abc}$	$0,07 \pm 0,04^{abc}$
Chamfer	$0,05 \pm 0,02^{a}$	$0,15 \pm 0,07^{b}$	$0,08 \pm 0,03^{abc}$

Simantasyon öncesi grupların sagittal kesitte bukkal yöndeki MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.18'de verilmiştir.

Çizelge 3.18. Simantasyon öncesi grupların sagittal kesitte bukkal yöndeki MA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,006	2	0,003	1,629	0,217
Basamak Dizaynı	0,000	1	0,000	0,095	0,761
Seramik* Basamak Dizaynı	0,030	2	0,015	7,992	**0,002***

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon öncesi sagittal kesitte bukkal yöndeki MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonucunda; seramik grupları ve basamak dizaynları arasında (MA) değerleri bakımından anlamlı fark görülmezken ($p>0,05$) seramik-basamak dizaynı etkileşimi arasında anlamlı fark görüldü ($p<0,05$) (Çizelge 3.18).

Simantasyon öncesi grupların tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.19'da verilmiştir.

Çizelge 3.19. Simantasyon öncesi sagittal kesitte bukkal yöndeki MA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,036	0,007	3,867	**0,01**
Grup içi	24	0,045	0,002		
Toplam	29	0,080			

Simantasyon öncesi gruplar arası tek yönlü varyans analizi sonucunda anlamlı fark gözlendi ($p<0,05$) (Çizelge 3.19).

Simantasyon öncesi gruplar arası ikili MA değerleri karşılaştırılmasında Tukey HSD testi kullanıldı. Test sonucunda chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramik grubu ile chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramik grubu arasında ve shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramik grubu ile chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramik grubu arasında anlamlı fark gözlendi ($p<0,05$) (Çizelge 3.17).

Simantasyon öncesi grupların sagittal kesitte lingual yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.20'de verilmiştir.

Çizelge 3.20. Simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,08 ± 0 ,02	0,09 ± 0,03	0,11 ± 0,04
Chamfer	0,11 ± 0,05	0,15 ± 0,12	0,10 ± 0,04

Simantasyon öncesi grupların sagittal kesitte lingual yöndeki MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.21'de verilmiştir.

Çizelge 3.21. Simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yöndeki MA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,003	2	0,002	0,453	0,641
Basamak Dizaynı	0,006	1	0,006	1,758	0,197
Seramik* Basamak Dizaynı	0,007	2	0,004	0,987	0,387

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yöndeki MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonucunda seramik grupları, basamak dizaynları ve seramik-basamak etkileşimi arasında anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.21).

Simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yöndeki MA değerlerinin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Grupların MA değerlerinin tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.22'de verilmiştir.

Çizelge 3.22. Simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yöndeki tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,017	0,003	0,927	0,481
Grup içi	24	0,088	0,004		
Toplam	29	0,105			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$) (Çizelge 3.22).

Simantasyon öncesi grupların koronal kesitte mezial yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.23'de verilmiştir.

Çizelge 3.23. Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yöndeki ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,16 ± 0 ,06	0,10 ± 0,07	0,16 ± 0,06
Chamfer	0,12 ± 0,06	0,12 ± 0,06	0,12 ± 0,06

Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yönde MA iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.24'de verilmiştir.

Çizelge 3.24. Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yönde MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,021	2	0,011	3,591	**0,043***
Basamak Dizaynı	0,003	1	0,003	0,010	0,920
Seramik* Basamak Dizaynı	0,005	2	0,003	0,928	0,409

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yönde MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonucunda; seramik grupları arasında genel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0,05$) seramik-basamak dizaynı etkileşimi ve basamak dizaynları arasında MA değeri bakımından anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.24).

Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yönde seramik gruplarının MA değerlerinin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Grupların MA değerlerinin tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.25'de verilmiştir.

Çizelge 3.25. Simantasyon öncesi seramik gruplarının MA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	2	0,021	0,011	3,748	**0,037***
Grup içi	27	0,076	0,003		
Toplam	29	0,097			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda seramik grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 3.25). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda Tukey HSD testi kullanılmıştır. Testin sonuçları Çizelge 3.26'da verilmiştir.

Çizelge 3.26. Simantasyon öncesi MA Tukey HSD sonuçları

	Ort ± SS
Vitablocs Mark II	0,08±0,03[a]
Vita In Ceram AL 2000	0,11±0,06[ab]
IPS e-Max Press	0,14±0,06[b]

Testin sonucunda Vitablocs Mark II seramiği ile IPS e-Max Press seramiği arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 3.26).

Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yönde gruplar arası karşılaştırmada tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Testin sonuçları Çizelge 3.27'de verilmiştir.

Çizelge 3.27. Simantasyon öncesi grupların MA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,027	0,005	1,810	0,149
Grup içi	24	0,071	0,003		
Toplam	29	0,097			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$) (Çizelge 3.27).

Simantasyon öncesi grupların koronal kesitte distal yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.28'de verilmiştir.

Çizelge 3.28. Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,14 ± 0,12	0,11 ± 0,02	0,11 ± 0,06
Chamfer	0,08 ± 0,06	0,13 ± 0,10	0,13 ± 0,06

Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yöndeki MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.29'da verilmiştir.

Çizelge 3.29. Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yöndeki MA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,001	2	0,000	0,062	0,940
Basamak Dizaynı	0,000	1	0,000	0,036	0,852
Seramik* Basamak Dizaynı	0,014	2	0,007	1,156	0,332

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yöndeki MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonucunda; seramik grupları, basamak dizaynları ve seramik-basamak etkileşimi arasında anlamlı fark görülmedi (p>0,05) (Çizelge 3.29).

Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yönde gruplar arası MA değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yönde MA tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.30'da verilmiştir.

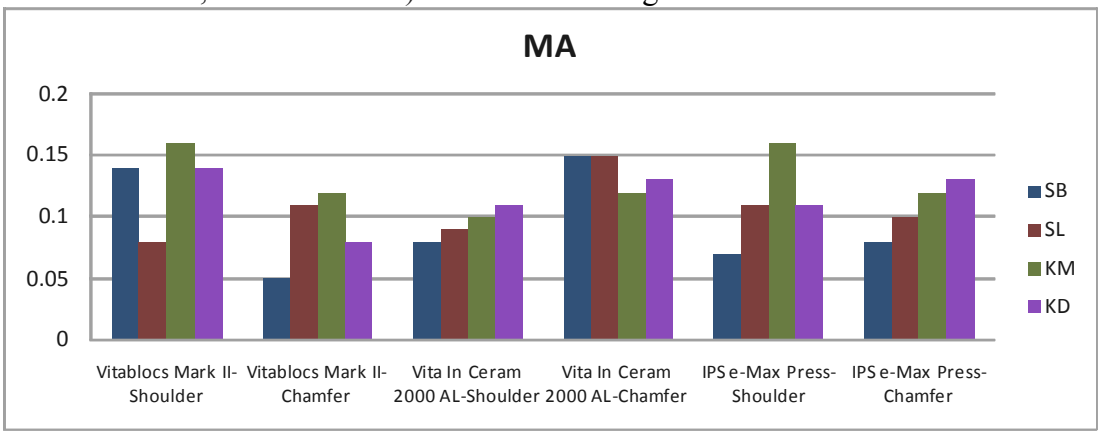
Çizelge 3.30. Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yöndeki MA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,015	0,003	0,494	0,777
Grup içi	24	0,143	0,006		
Toplam	29	0,158			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı (p>0,05) (Çizelge 3.30).

Simantasyon öncesi tam seramik restorasyonların 4 farklı yöndeki (Sagittal Bukkal, Sagittal Lingual, Koronal mezial, Koronal Distal) ortalama MA değerleri toplu olarak Grafik 3.5' de verilmiştir.

Grafik 3.5. Simantasyon öncesi 4 farklı yöndeki (Sagittal Bukkal, Sagittal Lingual, Koronal mezial, Koronal Distal) ortalama MA değerleri



3.4.2. Simantasyon Öncesi Mutlak Marjinal Açıklık (MMA) Bulguları

Simantasyon öncesi grupların sagittal kesitte bukkal yöndeki mutlak marjinal açıklık (MMA) ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.31'de verilmiştir.

Çizelge 3.31. Simantasyon öncesi sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,20 ± 0,06	0,19 ± 0,05	0,12 ± 0,06
Chamfer	0,06 ± 0,12	0,21 ± 0,13	0,14 ± 0,04

Simantasyon öncesi sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.32'de verilmiştir.

Çizelge 3.32. Simantasyon öncesi grupların sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,033	2	0,017	2,314	0,120
Basamak Dizaynı	0,007	1	0,007	0,901	0,385
Seramik* Basamak Dizaynı	0,046	2	0,023	3,173	0,060

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon öncesi sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonucunda seramik grupları, seramik- basamak dizaynı etkileşimi ve basamak dizaynları arasında MMA değerleri bakımından anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.32).

Simantasyon öncesi sagittal kesitte bukkal yönde gruplar arası MMA değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Simantasyon öncesi sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.33'de verilmiştir.

Çizelge 3.33. Simantasyon öncesi sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,086	0,017	2,375	0,069
Grup içi	24	0,173	0,007		
Toplam	29	0,259			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$) (Çizelge 3.33).

Simantasyon öncesi grupların sagittal kesitte lingual yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.34'de verilmiştir.

Çizelge 3.34. Simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	$0,18 \pm 0,04^{a}$	$0,20 \pm 0,05^{ab}$	$0,006 \pm 0,21^{ab}$
Chamfer	$0,15 \pm 0,04^{ab}$	$0,25 \pm 0,11^{b}$	$0,18 \pm 0,09^{ab}$

Simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yöndeki MMA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.35'de verilmiştir.

Çizelge 3.35. Simantasyon öncesi grupların sagittal kesitte lingual yöndeki MMA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,101	2	0,051	4,156	**0,028***
Basamak Dizaynı	0,035	1	0,035	2,850	0,104
Seramik* Basamak Dizaynı	0,059	2	0,030	2,435	0,109

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon öncesi grupların sagittal kesitte lingual yöndeki MMA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonucunda; seramik grupları arasında anlamlı fark bulunurken ($p<0.05$) seramik-basamak dizaynı etkileşimi ve basamak dizaynları arasında anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.35).

Seramik grupları arası karşılaştırmalarda tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.36'da verilmiştir.

Çizelge 3.36. Simantasyon öncesi seramik gruplarının sagittal kesitte lingual yöndeki MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	2	0,101	0,051	3,537	**0,043***
Grup içi	27	0,386	0,014		
Toplam	29	0,487			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark bulundu ($p<0.05$) (Çizelge 3.36). İkili karşılaştırma için yapılan Tukey HSD testi sonuçları Çizelge 3.37'de verilmiştir.

Çizelge 3.37. Simantasyon öncesi MMA için Tukey HSD sonuçları

	Ort ± SS
Vitablocs Mark II	0,087 ± 0,18 [a]
Vita In Ceram 2000 AL	0,23 ± 0,085 [b]
IPS e-Max Press	0,16 ± 0,042 [ab]

Test sonucunda Vitablocs Mark II seramiği ile Vita In Ceram 2000 AL seramiği arasında anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$) (Çizelge 3.37)

Grupların simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yöndeki MMA değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.38'de verilmiştir.

Çizelge 3.38. Simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yöndeki MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,195	0,039	3,206	**0,023**
Grup içi	24	0,292	0,012		
Toplam	29	0,487			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark bulundu ($p<0.05$) (Çizelge 3.38). Chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramik grubu ile shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramik grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0.05$) (Çizelge 3.34).

Simantasyon öncesi grupların koronal kesitte mezial yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.39'da verilmiştir.

Çizelge 3.39. Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,14 ± 0 ,16	0,22 ± 0,07	0,14 ± 0,16
Chamfer	0,18 ± 0,05	0,13 ± 0,12	0,18 ± 0,05

Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yöndeki MMA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.40'da verilmiştir.

Çizelge 3.40. Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yöndeki MMA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,006	2	0,003	0,339	0,716
Basamak Dizaynı	0,005	1	0,005	0,006	0,940
Seramik* Basamak Dizaynı	0,029	2	0,014	1,635	0,216

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yönde iki yönlü varyans analizi sonucunda; seramik grupları, seramik-basamak dizaynı etkileşimi ve basamak dizaynları arasında MMA değeri bakımından anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.40).

Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yöndeki gruplar arası MMA değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi testi kullanıldı. Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yöndeki MMA değerlerinin tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.41'de verilmiştir.

Çizelge 3.41. Simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yöndeki MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,034	0,007	0,791	0,567
Grup içi	24	0,209	0,009		
Toplam	29	0,244			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$) (Çizelge 3.41).

Simantasyon öncesi grupların koronal kesitte distal yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.42'de verilmiştir.

Çizelge 3.42. Simantasyon öncesi grupların koronal kesitte distal yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,12 ± 0 ,12	0,18 ± 0,05	0,02 ± 0,23
Chamfer	0,12 ± 0,08	0,23 ± 0,12	0,20 ± 0,09

Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yöndeki MMA iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.43'de verilmiştir.

Çizelge 3.43. Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yöndeki MMA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,072	2	0,036	2,134	0,140
Basamak Dizaynı	0,063	1	0,063	3,788	0,063
Seramik* Basamak Dizaynı	0,061	2	0,030	1,806	0,186

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yöndeki iki yönlü varyans analizi sonucunda; MMA değeri bakımından seramik grupları, seramik-basamak dizaynı etkileşimi ve basamak dizaynları arasında anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.43).

Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yönde gruplar arası MMA değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yöndeki MMA değerlerinin tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.44'de verilmiştir.

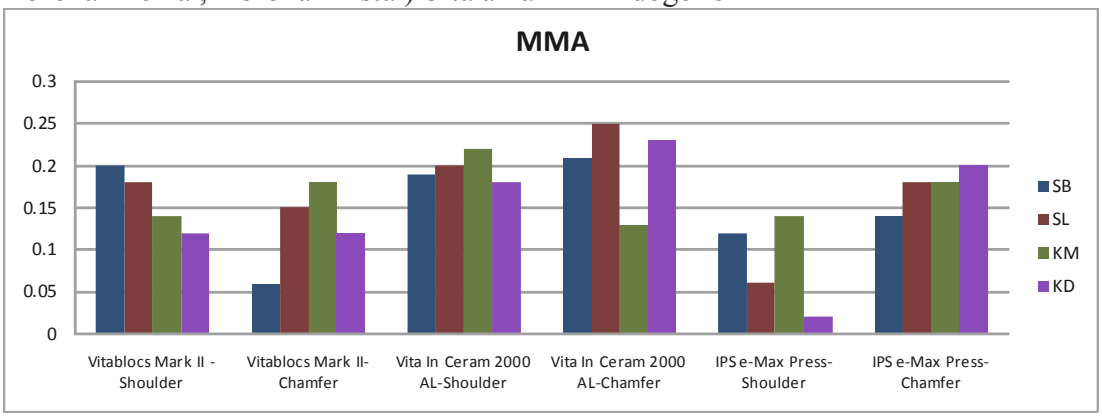
Çizelge 3.44. Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yöndeki MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,196	0,039	2,334	0,073
Grup içi	24	0,402	0,017		
Toplam	29	0,598			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$) (Çizelge 3.44).

Simantasyon öncesi tam seramik restorasyonların 4 farklı yönde (Sagittal Bukkal, Sagittal Lingual, Koronal mezial, Koronal Distal) ki ortalama MMA değerleri Grafik 3.6'da verilmiştir.

Grafik 3.6. Simantasyon öncesi 4 farklı yöndeki (Sagittal Bukkal, Sagittal Lingual, Koronal mezial, Koronal Distal) ortalama MMA değerleri



3.4.3. Simantasyon Sonrası Marjinal Açıklık (MA) Bulguları

Simantasyon sonrası grupların sagittal kesitte bukkal yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.45'de verilmiştir.

Çizelge 3.45. Simantasyon sonrası sagittal kesitte bukkal yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,29 ± 0,15	0,23 ± 0,14	0,14 ± 0,05
Chamfer	0,23 ± 0,14	0,27 ± 0,13	0,19 ± 0,08

Simantasyon sonrası sagittal kesitte bukkal yöndeki MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.46'da verilmiştir.

Çizelge 3.46. Simantasyon sonrası grupların sagittal kesitte bukkal yöndeki MA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,057	2	0,028	1,929	0,167
Basamak Dizaynı	0,001	1	0,001	0,038	0,846
Seramik* Basamak Dizaynı	0,018	2	0,009	0,616	0,549

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon sonrası sagittal kesitte bukkal yöndeki iki yönlü varyans analizi sonucunda; seramik grupları, seramik-basamak dizaynı etkileşimi ve basamak dizaynları arasında MA değeri bakımından anlamlı fark görülmedi (p>0,05) (Çizelge 3.46)

Simantasyon sonrası sagittal kesitte bukkal yöndeki gruplar arası MA değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Simantasyon sonrası sagittal kesitte bukkal yönde MA tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.47'de verilmiştir.

Çizelge 3.47. Simantasyon sonrası sagittal kesitte bukkal yöndeki MA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,075	0,015	1,025	0,425
Grup içi	24	0,353	0,015		
Toplam	29	0,428			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı (p>0,05).

Simantasyon sonrası grupların sagittal kesitte lingual yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.48 'de verilmiştir.

Çizelge 3.48. Simantasyon sonrası sagittal kesitte lingual yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,32±0,11	0,17 ± 0,13	0,16 ± 0,06
Chamfer	0,19±0,11	0,31± 0,08	0,31± 0,15

Simantasyon sonrası sagittal kesitte lingual yöndeki MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.49'da verilmiştir.

Çizelge 3.49. Simantasyon sonrası grupların sagittal kesitte lingual yönde MA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,002	2	0,001	0,067	0,935
Basamak Dizaynı	0,021	1	0,021	1,682	0,207
Seramik* Basamak Dizaynı	0,123	2	0,062	4,863	**0,017***

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon sonrası sagittal kesitte lingual yönde iki yönlü varyans analizi sonucunda; seramik grupları, basamak dizaynı bakımından anlamlı fark görülmezken ($p>0.05$) seramik- basamak dizaynı etkileşimi bakımından MA değeri anlamlı fark gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.49).

Simantasyon sonrası sagittal kesitte lingual yönde gruplar arası karşılaştırmalarda tek yönlü varyans analizi testi kullanıldı. Tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.50' de verilmiştir.

Çizelge 3.50. Simantasyon sonrası sagittal kesitte lingual yöndeki MA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,146	0,029	1,025	0,076
Grup içi	24	0,304	0,013	2,309	
Toplam	29	0,451			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arası anlamlı farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Çizelge 3.50).

Simantasyon sonrası grupların koronal kesitte mezial yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.51 'de verilmiştir.

Çizelge 3.51. Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,34±0,13	0,22±0,14	0,21±0,10
Chamfer	0,17±0,12	0,26±0,15	0,30±0,15

Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yöndeki MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.52'de verilmiştir.

Çizelge 3.52. Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yöndeki MA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,001	2	0,001	0,037	0,963
Basamak Dizaynı	0,002	1	0,002	0,090	0,767
Seramik* Basamak Dizaynı	0,094	2	0,047	2,614	0,094

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yönde MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonucunda seramik grupları, basamak dizaynı ve seramik- basamak dizaynı etkileşimi bakımından anlamlı fark bulunmadı (p>0,05) (Çizelge 3.52).

Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yönde gruplar arası MA değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi testi kullanıldı. Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yöndeki MA değerlerinin tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.53'de verilmiştir.

Çizelge 3.53. Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yöndeki MA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,097	0,019	1,079	0,397
Grup içi	24	0,430	0,018		
Toplam	29	0,526			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark yoktu (p>0,05) (Çizelge 3.53).

Simantasyon sonrası grupların koronal kesitte distal yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.54'de verilmiştir.

Çizelge 3.54. Simantasyon sonrası koronal kesitte distal yöndeki MA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,31 ± 0,16	0,18 ± 0,07	0,23 ± 0,08
Chamfer	0,24 ± 0,11	0,22 ± 0,13	0,21 ± 0,05

Simantasyon sonrası koronal kesitte distal yöndeki MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.55'de verilmiştir.

Çizelge 3.55. Simantasyon sonrası grupların koronal kesitte distal yöndeki MA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,029	2	0,014	1,226	0,311
Preparasyon Dizaynı	0,001	1	0,001	0,092	0,764
Seramik* Basamak Dizaynı	0,016	2	0,008	0,700	0,506

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon sonrası koronal kesitte distal yöndeki MA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonucunda seramik grupları, basamak dizaynı ve seramik- basamak dizaynı etkileşimi bakımından anlamlı fark bulunmadı (p>0,05) (Çizelge 3.55).

Simantasyon sonrası koronal kesitte distal yönde gruplar arası MA değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi testi kullanıldı. Simantasyon sonrası koronal kesitte distal yöndeki MA değerlerinin tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.56'da verilmiştir.

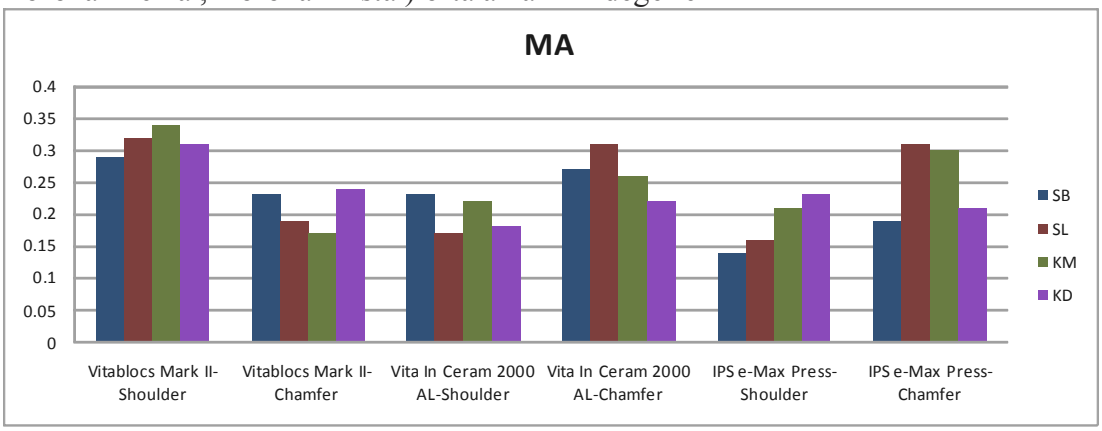
Çizelge 3.56. Simantasyon sonrası grupların koronal kesitte distal yöndeki MA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,046	0,009	0,789	0,568
Grup içi	24	0,281	0,012		
Toplam	29	0,327			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı (p>0,05) (Çizelge 3.56).

Simantasyon sonrası tam seramik restorasyonların 4 farklı yönde (Sagittal Bukkal, Sagittal Lingual, Koronal mezial, Koronal Distal) ki ortalama MA değerleri Grafik 3.7' de verilmiştir.

Grafik 3.7. Simantasyon sonrası 4 farklı yöndeki (Sagittal Bukkal, Sagittal Lingual, Koronal mezial, Koronal Distal) ortalama MA değerleri



3.4.4. Simantasyon Sonrası Mutlak Marjinal Açıklık (MMA) Bulguları

Simantasyon sonrası grupların sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.57'de verilmiştir.

Çizelge 3.57. Simantasyon sonrası sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,24±0,10	0,32±0,10	0,28±0,04
Chamfer	0,34±0,11	0,27±0,04	0,29±0,08

Simantasyon sonrası sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.58'de verilmiştir.

Çizelge 3.58. Simantasyon sonrası sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,001	2	0,001	0,070	0,933
Basamak Dizaynı	0,003	1	0,003	0,363	0,552
Seramik* Basamak Dizaynı	0,030	2	0,015	2,080	0,147

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon sonrası sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonucunda seramik grupları, seramik- basamak dizaynı etkileşimi ve basamak dizaynları arasında MMA değerleri bakımından anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.58).

Simantasyon sonrası sagittal kesitte bukkal yöndeki gruplar arası MMA değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi testi kullanıldı. Simantasyon sonrası sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.59'da verilmiştir.

Çizelge 3.59. Simantasyon sonrası grupların sagittal kesitte bukkal yöndeki MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,034	0,007	0,933	0,477
Grup içi	24	0,173	0,007		
Toplam	29	0,206			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

Simantasyon sonrası grupların sagittal kesitte lingual yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.60'da verilmiştir.

Çizelge 3.60. Simantasyon sonrası sagittal kesitte lingual yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,24 ± 0,07	0,34 ± 0,11	0,31 ± 0,08
Chamfer	0,18 ± 0,13	0,36 ± 0,10	0,30 ± 0,12

Simantasyon sonrası sagittal kesitte lingual yöndeki MMA iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.61'de verilmiştir.

Çizelge 3.61. Simantasyon sonrası sagittal kesitte lingual yöndeki MMA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,107	2	0,054	4,923	**0,016***
Basamak Dizaynı	0,002	1	0,002	0,213	0,648
Seramik* Basamak Dizaynı	0,009	2	0,004	0,396	0,678

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon sonrası sagittal kesitte lingual yöndeki iki yönlü varyans analizi sonucunda basamak dizaynı ve seramik- basamak dizaynı etkileşimi bakımından anlamlı fark görülmezken ($p>0.05$), seramik grupları arasında MMA değeri anlamlı fark gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.61).

Seramik grupları arası karşılaştırmada tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Test sonuçları Çizelge 3.62'de verilmiştir.

Çizelge 3.62. Simantasyon sonrası sagittal kesitte lingual yönde seramik grupları arası MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	2	0,107	0,054	5,315	**0,011***
Grup içi	27	0,272	0,010		
Toplam	29	0,380			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda seramikler arasında anlamlı fark bulundu ($p< 0.05$) (Çizelge 3.62). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda Tukey-HSD testi kullanıldı. Test sonuçları Çizelge 3.63'de verilmiştir.

Çizelge 3.63. Simantasyon sonrası MMA için Tukey HSD sonuçları

	Ort ± SS
Vitablocs Mark II	0,21 ± 0,11 [a]
Vita In Ceram 2000 AL	0,35 ± 0,10 [b]
IPS e-Max Press	0,31 ± 0,09 [ab]

Test sonucunda Vitablocs Mark II seramiği ile Vita In Ceram 2000 AL seramiği arasında anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$) (Çizelge 3.63).

Simantasyon sonrası sagittal kesitte lingual yönde gruplar arası karşılaştırmalarda tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Testin sonuçları Çizelge 3.64'de verilmiştir.

Çizelge 3.64. Simantasyon sonrası sagittal kesitte lingual yönde MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,118	0,007	2,170	0,091
Grup içi	24	0,261	0,007		
Toplam	29	0,380			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda grupların arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$) (Çizelge 3.64).

Simantasyon sonrası grupların koronal kesitte mezial yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.65'de verilmiştir.

Çizelge 3.65. Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,26 ± 0,06	0,30 ± 0,07	0,32 ± 0,10
Chamfer	0,26 ± 0,12	0,26 ± 0,10	0,38 ± 0,18

Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yöndeki MMA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.66'da verilmiştir.

Çizelge 3.66. Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yöndeki MMA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,044	2	0,022	1,744	0,196
Basamak Dizaynı	0,000	1	0,000	0,038	0,847
Seramik* Basamak Dizaynı	0,014	2	0,007	0,539	0,590

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yöndeki MMA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonucunda seramik grupları, basamak dizaynı ve seramik - basamak dizaynı etkileşimi bakımından anlamlı fark bulunmadı (p>0,05) (Çizelge 3.66).

Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yöndeki gruplar arası MMA değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi testi kullanıldı. Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yönde tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.67'de verilmiştir.

Çizelge 3.67. Simantasyon sonrası koronal kesitte mezial yöndeki MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,058	0,012	0,921	0,485
Grup içi	24	0,302	0,013		
Toplam	29	0,360			

Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark yoktu (p>0,05) (Çizelge 3.67).

Simantasyon sonrası koronal kesitte distal yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri mm olarak Çizelge 3.68'de verilmiştir.

Çizelge 3.68. Simantasyon sonrası koronal kesitte distal yöndeki MMA ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	0,24 ± 0,05	0,35 ± 0,07	0,32 ± 0,20
Chamfer	0,25 ± 0,17	0,21 ± 0,10	0,16 ± 0,15

Simantasyon sonrası koronal kesitte distal yöndeki MMA iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.69'da verilmiştir.

Çizelge 3.69. Simantasyon sonrası grupların koronal kesitte distal yöndeki MMA iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	0,013	2	0,007	0,367	0,697
Basamak Dizaynı	0,072	1	0,072	3,992	0,057
Seramik* Basamak Dizaynı	0,044	2	0,022	1,232	0,309

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

Simantasyon sonrası koronal kesitte distal yöndeki MMA değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonucunda seramik grupları, basamak dizaynı ve seramik-basamak dizaynı etkileşimi bakımından anlamlı fark bulunmadı (p>0,05) (Çizelge 3.69).

Simantasyon sonrası koronal kesitte distal yöndeki gruplar arası MMA değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi testi kullanıldı. Simantasyon sonrası koronal kesitte distal yönde MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.70'de verilmiştir.

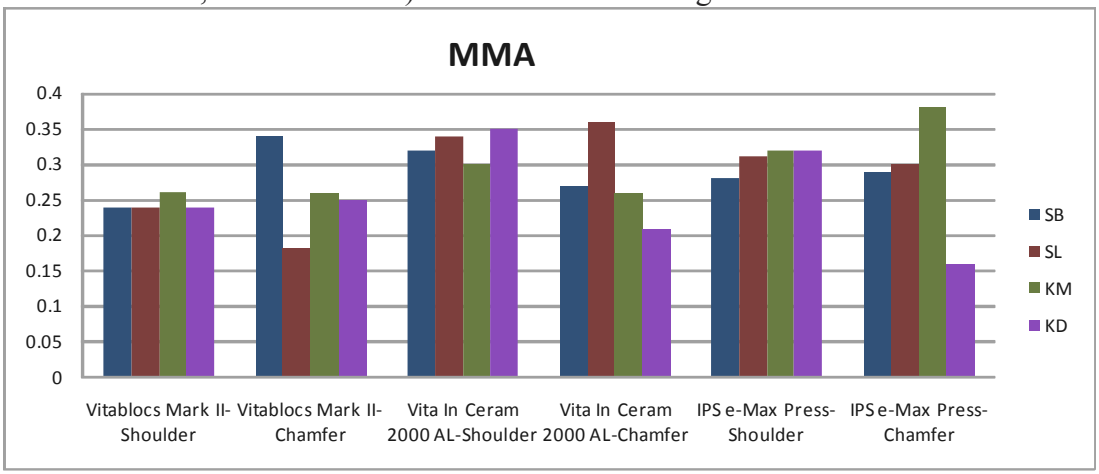
Çizelge 3.70. Simantasyon sonrası koronal kesitte distal yönde MMA tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	0,130	0,026	1,438	0,247
Grup içi	24	0,433	0,018		
Toplam	29	0,563			

Test sonucunda gruplar arasında anlamlı fark görülmedi (p>0,05) (Çizelge 3.70)

Simantasyon sonrası tam seramik restorasyonların 4 farklı yönde (Sagittal Bukkal, Sagittal Lingual, Koronal mezial, Koronal Distal) ki ortalama MMA değerleri Grafik 3.8' de verilmiştir.

Grafik 3.8. Simantasyon sonrası 4 farklı yönde (Sagittal Bukkal, Sagittal Lingual, Koronal mezial, Koronal Distal) ki ortalama MMA değerleri



3.5. Bağımlı T-Testi Bulguları

Simantasyon öncesi MA ve MMA değerleri ile simantasyon sonrası MA ve MMA değerlerini karşılaştırabilmek için Bağımlı t-testi yapıldı.

Bağımlı-t testi ile simantasyon öncesi ve sonrası MA karşılaştırılması Çizelge 3.71'de verilmiştir.

Çizelge 3.71. Bağımlı-t testi ile MA için elde edilen p değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder SB	0,145	0,072	0,171
SL	**0,011***	0,201	0,131
KM	**0,021***	0,054	0,152
KD	0,170	0,083	**0,022***
Chamfer SB	**0,049***	0,162	0,054
SL	0,165	0,095	**0,028***
KM	0,104	0,157	**0,014***
KD	**0,038***	0,255	0,128

SB: Sagittal kesitte bukkal yönde, SLma: Sagittal kesitte lingual yönde, KMma: Koronal kesitte mezial yönde, KDma:Koronal kesitte distal yönde

Simantasyon öncesi ve sonrası MA değerlerinin karşılaştırılmasında; sagittal kesitte lingual yönde shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında anlamlı fark gözlendi ($p<0,05$) (Çizelge 3.71).

Koronal kesitte mezial yönde shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Koronal kesitte distal yönde shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında anlamlı fark vardı ($p<0,05$) (Çizelge 3.71).

Sagittal kesitte bukkal yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında istatistiksel olarak fark gözlendi ($p<0,05$) (Çizelge 3.71).

Koronal kesitte distal yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında anlamlı fark bulundu ($p<0,05$) (Çizelge 3.71).

Sagittal kesitte lingual yönde chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında anlamlı fark gözlendi ($p<0,05$) (Çizelge 3.71).

Koronal kesitte mezial yönde chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p<0,05$). Diğer gruplarda gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$) (Çizelge 3.71).

Bağımlı-t testi ile simantasyon öncesi ve sonrası MMA karşılaştırılması Çizelge 3.72'de verilmiştir

Çizelge 3.72. Bağımlı-t testi ile grupların MMA için elde edilen p değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder SB	0,557	**0,021***	0,171
SL	**0,025***	**0,017***	0,131
KM	**0,004***	**0,006***	0,152
KD	0,085	**0,014***	**0,022***
Chamfer SB	0,050	0,323	**0,049***
SL	0,990	0,279	0,070
KM	0,044	0,099	**0,032***
KD	**0,206***	0,743	0,499

SB: Sagittal kesitte bukkal yönde, SL:Sagittal kesitte lingual yönde KM: Koronal kesitte mezial yönde, KD:Koronal kesitte distal yönde

Simantasyon öncesi ve sonrası MMA değerlerinin karşılaştırılmasında; sagittal kesitte lingual yönde shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında anlamlı fark gözlendi ($p<0,05$) (Çizelge 3.72).

Koronal kesitte mezial yönde yine shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında anlamlı fark bulundu ($p<0,05$) (Çizelge 3.72).

Sagittal kesitte bukkal yönde shoulder basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlendi ($p<0,05$) (Çizelge 3.72).

Sagittal kesitte lingual yönde shoulder basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasındaki fark anlamlıydı ($p<0,05$) (Çizelge 3.72).

Koronal kesitte mezial yönde shoulder basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında anlamlı fark bulundu ($p<0,05$) (Çizelge 3.72).

Koronal kesitte distal yönde shoulder basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p<0,05$) (Çizelge 3.70). Koronal kesitte distal yönde shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında anlamlı fark gözlendi ($p<0,05$) (Çizelge 3.72).

Sagittal kesitte bukkal yönde chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Koronal kesitte mezial yönde chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p<0,05$). Koronal kesitte distal yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinde simantasyon öncesi ve sonrası değerleri arasında anlamlı fark gözlendi ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$) (Çizelge 3.72).

Bağımlı-t testi ile simantasyon öncesi MMA karşılaştırılması Çizelge 3.73'de verilmiştir.

Çizelge 3.73. Bağımlı-t testi ile simantasyon öncesi MMA için elde edilen p değerleri

MMA	Vita In Ceram 2000 AL
Chamfer SL-CM	**0,002***
Chamfer CM-CD	**0,045***

SL: Sagittal kesitte lingual yönde mutlak marjinal açıklık, CM:Koronal kesitte mezial yönde mutlak marjinal açıklık, CD: Koronal kesitte distal yönde mutlak marjinal açıklık

Bağımlı t-testi sonucunda chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiğinin simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yöndeki MMA değeri ile simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yöndeki MMA değeri arasında anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Yine chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiğinin simantasyon öncesi koronal kesitte mezial yöndeki MMA değeri ile simantasyon öncesi koronal kesitte distal yöndeki MMA değeri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p<0,05$) (Çizelge 3.73)

3.6. Çekme Bağlanma Dayanımı bulguları

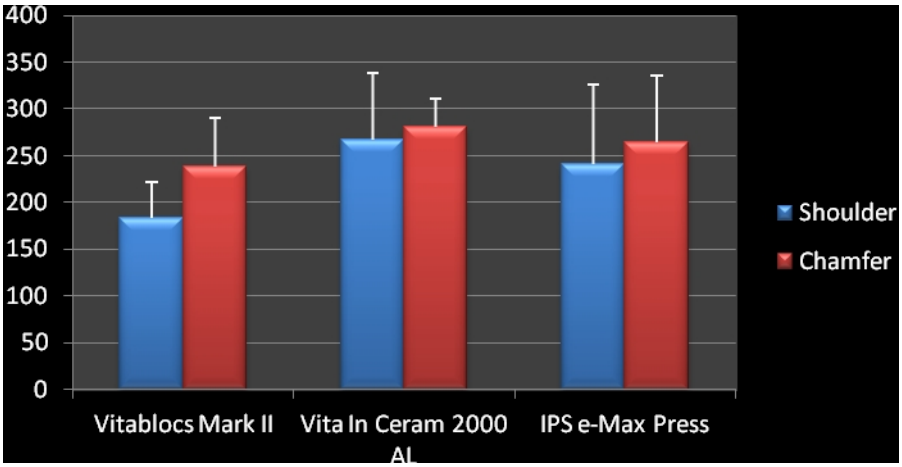
Vitablocs Mark II, Vita In Ceram 2000 AL ve IPS e-Max Press seramik sistemleri ile hazırlanan tam seramik restorasyonlar Multilink rezin siman ile dişe simantasyonlarından ve termal siklus işleminden sonra çekme bağlanma dayanımı testine tabi tutuldular.

Grupların çekme bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 3.74 ve Grafik 3.5 de verilmiştir.

Çizelge 3.74. Grupların bağlanma dayanımı için ortalama ve standart sapma değerleri

	Vitablocs Mark II	Vita In Ceram 2000 AL	IPS e-Max Press
Shoulder	183,15±38,21^{a}	267,30±70,47^{b}	240,30±86,37^{abc}
Chamfer	238,71±52,33^{abc}	281,30±29,14^{bc}	264,30±70,70^{bc}

Grafik. 3.5. Grupların bağlanma dayanımı için ortalama ve standart sapma değerleri



Shapiro-Wilk testi sonucunda verilerin normal dağılım gösterdiği görüldü ($p>0,05$) ve iki yönlü varyans analizi testi yapıldı. Grupların iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.75' de verilmiştir.

Çizelge 3.75. Grupların bağlanma dayanımı için iki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P değeri
Seramik	41680,53	2	20840,27	5,57	**0,006***
Basamak Dizaynı	15217,23	1	15217,29	4,06	**0,049***
Seramik* Basamak Dizaynı	4573,39	2	2286,69	0,61	0,547

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması

İki yönlü varyans analizi sonucunda; seramik grupları arasında anlamlı fark görüldü ($p<0,05$). Basamak dizaynları arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlıydı ($p<0,05$). Seramik-basamak etkileşimi arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$) (Çizelge 3.75).

Gruplar arası bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi ve ikili karşılaştırmada Tukey HSD testi kullanıldı. Tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.76'da verilmiştir.

Çizelge 3.76. Tek yönlü varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	5	61471,21	12294,24	3,283	**0,012***
Grup içi	54	202241,26	3745,21		
Toplam	59	263712,47			

Tek yönlü varyans analizine göre gruplar arasında önemli fark olduğu tespit edildi ($p<0,05$) (Çizelge 3.76). Tukey HSD testi sonucunda shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği ile shoulder basamak dizaynına sahip In Ceram AL 2000 ; shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği ile chamfer basamak dizaynına sahip In Ceram 2000 AL ve shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği ile chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği arasında anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$) (Çizelge 3.74).

4. TARTIŞMA

Seramik restorasyonların marjinal uyumunu tespit etmek için in vivo ve in vitro pek çok çalışma yapılmaktadır. İn vivo yöntemle yapılan internal ve marjinal uyum çalışmalarında standardizasyonu sağlamak mümkün değildir. Ayrıca bu tür çalışmaların uygulanması zordur. İn-vitro yöntemlerle elde edilen marjinal uyum değerleri, klinik uygulamalara rehber olabilecek bilgiler vermektedir (Gemalmaz ve ark 2001). Bu nedenle bizim çalışmamız in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

Marjinal uyum çalışmalarında; destek diş örneklerinin hazırlanmasında doğal dişlerde standart bir preparasyonun sağlanmasının zor olması nedeniyle birçok çalışmada doğal diş yerine metal diş örnekleri veya rezin daylar tercih edilmiştir. (Weaver ve ark 1991; Syu ve ark 1993; Pera ve ark 1994; Cho ve ark 2004). Quintas ve ark (2004), Komine ve ark (2007) çalışmalarını paslanmaz çelikten üretilmiş dişler üzerinde gerçekleştirmişlerdir. Metal day üzerinde standart preparasyonun mümkün olması, materyalin fiziksel özelliklerinin birbirine benzer olması avantajlarıdır (Komine ve ark 2004). Ancak metal veya rezinden elde edilen örnekler, canlı bir doku olan dişi tam olarak taklit edememektedirler. Preparasyon sonrası sert dokunun mikroyapısı ve dentine simantasyon ajanının adaptasyonu hakkında gerçek bilgiler verememelerinden dolayı (Beschnidt ve Strub 1999) çalışmamızda insan dişleri tercih edilmiştir. Ayrıca simantasyondan sonra yapılacak olan Mikro-BT analizinde, metal malzemedeki yoğun ışıma sonucu oluşabilecek artefaktlar diş-restorasyon ayırımının değerlendirilmesini imkansız hale getirmektedir. Bu nedenle de kliniğe en yakın ve gerçekçi sonuçlara ulaşabilmek için çalışmamızda çekilmiş doğal dişler kullanılmıştır.

Sabit protetik restorasyonlarda; preparasyonun uzunluğunun artması kayma kuvvetleri altındaki simanın yüzey alanını arttırır, dolayısıyla retansiyonun artmasına sebep olur (Shillinburg ve ark 1991). Sabit restorasyonların retantif özelliklerinin araştırıldığı birçok çalışmada molar dişlere göre yüzey alanı daha küçük olan insan üst maksiller premolar dişi kullanılmıştır (Ergin ve Gemalmaz 2002, Wolfart ve ark 2003, Pattanaik ve Nagda 2012). Bu çalışmalar doğrultusunda bizim çalışmamızda da insan üst maksiller premolar dişleri kullanıldı.

Cerec sistemi ile yapılan bir restorasyonun uyumu; sistemi kullanan hekimin tecrübesine, sistemin veri alıcısına, kamera, freze ünitesi gibi donanım özelliklerine ve yazılım programına bağlıdır (Martin ve Jedynakiewicz 2000). Cerec inLab sistemin lazer tarayıcısı 3 boyutlu modelleme ile frezeleme ünitesine sahiptir. Çalışmamızda bu ünitede frezelenen cam matriks içinde potasyum aluminyum silisyum oksit içeren CAD/CAM yöntemi ile işlenen feldspatik seramik olan Vitablocs Mark II seramiği, saf aluminyum oksit içeren sinterizasyon esnasında camlaşma reaksiyonu gerçekleşen presinterize blok olan Vita In Ceram 2000 AL seramiği ve kayıp mum ve ısı ile presleme teknikleri bir arada uygulanarak üretilip, lösitle güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik içeriğe sahip olan ingotların preslenmesi ile elde edilen IPS e-Max Press seramik restorasyonlar kullanılmıştır.

Tam seramik kron restorasyonların üretim aşamaları sırasında izlenen prosedür marjinal uyumu etkileyebileceği gibi; dişin basamak dizaynı, restorasyonların oturacağı diş yüzeyinin geometrik formu, yan yüzlerin eğimlerinin derecesi, simantasyonda kullanılan simanın akışkanlığı, simantasyon süresi, simantasyonda uygulanan basınç, "day spacer" uygulaması da diş ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyebilmektedir (Alkumru ve ark 1988, Holmes ve ark 1989, Suarez ve ark 2003). Borba ve ark (2013) yaptıkları çalışmada siman aralığı 30 µm olduğunda internal ve marjinal açıklıkların okluzal yaklaşımdan etkilenmeden optimal uyum gösterdiğini bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da Vitablocs Mark II ve Vita In Ceram 2000 AL örneklerde yazılım programı yardımıyla 30 µm day spacer aralığı seçilmiştir. IPS e-Max Press örneklerde ise bu aralık üretici firma talimatları doğrultusunda iki fırça kalınlığında day spacer uygulanarak 30 µm olarak ayarlanmıştır.

Nakamura ve ark (2003)'nın dayanak dişlerin taper açılarının ve day spacer boşluğunun, Cerec 3 kronların internal ve marjinal uyumuna etkisini inceledikleri çalışmanın sonuçlarına göre, taper açısının marjinal adaptasyona herhangi bir etkisi olmadığı ancak seçilen yapıştırıcı siman aralığının internal açıklığı etkilediği bulunmuştur. Kronların adeziv rezin simanla simante edildiği başka bir çalışmada (Sarafinou ve Kafandaris 1997) prepare dişin taper açısı arttıkça retantif kuvvetlerin azaldığı görülmüş; ancak 0° ve 5° taper açısı veya 8° ve 10° taper açısı ile hazırlanan dişlerin retansiyonları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Akın 2011).

Maksimum retansiyonun sağlanması için diş preparasyonunun taper açısının 6º-12º arasında olması gerektiği belirtilmiştir (Shillinburg ve ark 1991, Zidan ve Ferguson 2003 ve Ayad ve ark 2009b). Cerec sistem üreticileri de 6°'lik taper açısını önermektedir (Vita 2009), bu sebeple çalışmamızda in vitro olarak hazırlanan diş preparasyonunda 6°'lik taper açısı uygulanmıştır.

Mou ve ark (2002) tarafından yapılan çalışmada farklı taper açıları (6º - 10º) ve diş yüksekliklerinin (4 mm–6 mm) Cerec sistemi ile yapılmış kron protezlerinin internal uyumuna olan etkisi araştırılmıştır. Çalışmada 6 mm'den az prepare diş yüksekliğinin internal uyuma etkisinin olmadığı bildirilmiştir. Ayrıca çalışmada incelenen farklı taper açılarının internal uyum açısından anlamlı bir fark oluşturmadığı da gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmadan yola çıkılarak dişlerin yüksekliği ortalama 6 mm olarak ayarlanmıştır.

Çalışmamızda preparasyonun geometrik şekli ve yüzey pürüzlülüğü faktörlerinin retansiyona olan etkisini engellemek amacıyla dişler Solid Works programı yardımıyla, torna cihazında yüksekliği 6 mm ve taper açısı 6° olarak ayarlanmış ve tüm dişler standart olarak prepare edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda kullanılan restoratif materyal, siman tipi ve basamak dizaynı internal ve marjinal uyumu etkileyen faktörler arasında sayılmaktadır (Alkumru ve ark 1988, Holmes ve ark 1989, Gemalmaz 1992, Gemalmaz ve Alkumru 1995, Balkaya 1996). Cerec sistemin internal ve marjinal uyumu; okluzal yaklaşım açısı, prepare dişin okluzoservikal yüksekliği, bilgisayarın siman aralığı seçimi ve basamak dizaynına bağlı olarak değişir (Mou ve ark 2002, Nakamura ve ark 2005). Basamak dizaynının konfigürasyonu; restoratif materyalin marjindeki hacmini belirler ve restorasyonun marjinal adaptasyonunu etkiler (Shillinburg ve ark 1997). Basamak dizaynı genelde tam seramik kron yapımı için kullanılan sisteme bağlıdır. Örneğin; Procera sisteminde kullanılan metal tarayıcı ucun küre şeklinde olması nedeniyle mutlaka chamfer basamak dizaynı uygulanmalıdır (Odman ve Andersson 2001). Ancak Cerec sistemi için hem chamfer hem de iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynı uygulanabilir. Shoulder preparasyon tipi okluzal kuvvetlere direnci arttırır ve porselende kırıklara neden olabilecek stresleri minimalize eder. Sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik için alan

oluşturur (Shillinburg ve ark 1997). Aynı şekilde chamfer marjinal dizayn ile de yeterli kenar kalınlığında ve sağlamlıkta restorasyonlar elde edilebilmektedir (Zaimoğlu ve Can 2004). Chamfer marjinal dizaynının uygun frezler ile oluşturulması oldukça kolaydır ve prepare edilmiş diş, ölçü ve day ü zerinde kolaylıkla izlenebilmektedir (Goodacre ve ark 2001). Bizim çalışmamızda da 90º shoulder ve 135º chamfer olmak üzere 2 tip basamak dizaynı uygulanmıştır.

Çalışmamızda simantasyon öncesi ve sonrası internal ve marjinal hacim değerleri Mikro-BT yöntemiyle ölçülmüştür. Protetik açıdan restorasyonun başarı prognozunda etken faktör bileşenleri internal ve marjinal uyumdur. İnternal uyum; literatürde Mikro-BT yöntemi kullanılan çalışmalar da dahil olmak üzere iki boyutlu uzunluk olarak değerlendirilmiştir (Borba ve ark 2013, Schaefer ve ark 2012 ve Keshvad ve ark 2011) Literatür incelendiğinde internal uyumu 3 boyutlu olarak değerlendiren çalışmanın azlığı (Meleo ve ark 2012) nedeniyle çalışmamızda internal uyum, 3 boyutlu internal hacim olarak değerlendirilmiştir.

İnternal ve marjinal uyum çalışmalarında rutin olarak kullanılan stereomikroskop, ışık mikroskobu ve ölçü replika yöntemleri ile 2 boyutlu genelde 5 noktadan ölçüm yapılırken dişin geometrik formu gereği ölçüm sayısı sonsuza kadar arttırılabileceğinden bunun pratik olarak hesaplanması ancak hacimsel 3 boyutlu ölçüm ile mümkündür. Dolayısıyla uzunluğu ifade eden MA (marjinal açıklık) ve MMA (mutlak marjinal açıklık) değerlerinin yanısıra 3 boyutlu internal ve marjinal açıklık hacmi hesaplamasıyla en doğru sonuca ulaşılabilir. Prostodontik literatürde 2 boyutlu ölçümler yerine internal ve marjinal hacim hesaplamanın tek yolu Mikro-BT yöntemidir (Meleo ve ark 2012).

Literatürde seramik kronların marjinal ve internal hacim değerlerinin birlikte değerlendirildiği çalışmaya rastlanmazken, Meleo ve ark (2012) yaptıkları çalışmada 25 doğal dişte aynı kompozit sistem (Filtek™ Silorane 3M ESPE) ve 5 ayrı adeziv sistemin etkinliğini Mikro- BT tekniği ile araştırmışlardır. Simantasyondan 48 saat sonra açıklık hacmi 3 boyutlu olarak Mikro-BT tekniği ile ölçülmüş, polimerizasyon büzülmesi sonucu 3 adeziv sistemde de beklenilen internal açıklık hacmi daha düşük elde edilmiştir. Nakamura ve ark 'nın (2003) yapmış olduğu çalışmada Cerec 3 kronlar için internal uyum değerleri 116-162 μm aralığında bildirilmiştir. Bindl ve Mörmann (2003) ise çalışmalarında IPS Empress 2 kronlar için internal açıklık

değerini 75 µm, In-Ceram için ise 71 µm olarak bulmuşlardır. Seo ve ark (2009)'nın yaptıkları çalışmada konvansiyonel preparasyon dizaynına sahip grupta daha kötü marjinal uyum tesbit edilmiştir. İnternal açıklık değerleri marjinal açıklık değerlerinden daha büyük bulunmuştur. Borba ve ark (2013)'nın yaptıkları çalışmada internal açıklık konvansiyonel tam seramik kronda 123-154 µm ve CAD-CAM kronlarda (Cerec 3 - Procera) 85-247 µm olarak bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda ise simantasyon öncesi yapılan marjinal hacim ölçümlerinde Vitablocs Mark II seramiği; Vita In Ceram 2000 AL seramiğinden daha az marjinal hacim değerine sahip olup, daha iyi marjinal uyum göstermiştir. Simantasyon öncesi yapılan marjinal hacim ölçümlerinde en düşük değeri chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği gösterirken, en yüksek değeri shoulder basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiği göstermiştir. Simantasyon sonrası marjinal hacim ölçümünde en düşük değeri shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği gösterirken en yüksek değeri ise, chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği göstermiştir. Simantasyon sonrası marjinal hacim ölçümünde IPS e-Max Press seramiği daha yüksek marjinal hacim değerine sahip olup, daha kötü marjinal uyum göstermiştir. Seo ve ark (2009)' nın yaptıkları çalışmayla benzer şekilde simantasyon öncesi ve sonrasında marjinal hacim ölçüm değerleri internal hacim ölçüm değerlerinden daha düşük bulunmuştur. Ural ve ark (2010) yaptıkları çalışmada internal uyumun yapım yöntemlerinden (CAD/CAM ve ısı ve basınç ile presleme teknikleri) etkilendiğini gözlemlemiş olup Cerec-3 kronlarda en iyi uyum değerlerini elde etmişlerdir.Bizim çalışmamızda da benzer şekilde teknisyen manipulasyonunun söz konusu olmadığı inLab ünitesinde gerçekleştirilen Vitablocs Mark II seramik sisteminde daha iyi marjinal uyum değerleri elde edilmiştir.

Tuntiprawon ve Wilson (1995) tam seramik kronların ortalama internal aralığı 73 µm olduğunda yüksek bağlanma dayanıklılığı gösterdiklerini bildirmişlerdir. Ayrıca ortalama internal aralığın 122 µm'ye yükselmesinde, adaptasyonda önemli bir farklılık gözlenmezken; dayanıklılıkta düşüş olduğunu bulmuşlardır. Bu yüzden, bir tam seramik kron hassas bir uyumla üretilebilirse klinik başarı da çok daha iyi bir prognoz gösterecektir (May ve ark 1998).

Holmes ve ark (1989) kronların marjinal uyumlarının ölçülmesinde internal açıklık, marjinal açıklık, vertikal marjinal açıklık, horizontal marjinal açıklık, taşkın kenar, yetersiz kenar, kesin marjinal açıklık ve oturma uyumsuzluğu şeklinde farklı uzunluk terimleri belirlemişlerdir. MA değeri açıkta kalan siman yüzeyini sekonder çürük, pulpal sorunlar ve mikrosızıntı açısından gösterirken, MMA değeri ise plak birikiminden sorumlu uzun kron kenarlarını göstermiştir (Holmes ve ark 1989).

Marjinal açıklığın farklı çalışmalarda değişik gözlemlenmesinin; simante edilmiş ya da simante edilmemiş kronlardan ölçüm yapılması, simantasyonun ardından örnekleri saklama şekli ve zamanı, yaşlandırma prosedürleri, ölçüm sırasında kullanılan teknik, yapılan ölçümlerin lokalizasyonu ve kantitesi gibi bazı nedenleri olduğu bildirilmiştir (Beschindt ve Strub 1999). Bizim çalışmamızda MA ve MMA ölçümü simantasyon öncesi ve sonrası 4 farklı bölgeden (Bukkal, Lingual, Mezial, Distal) 2 farklı kesitte (Sagittal, Koronal) incelenmiştir.

Marjinal açıklık, taşkınlık veya yetersizlik miktarının açısal kombinasyonu "mutlak marjinal açıklık (MMA değeri)" tır. Başka bir deyişle marjinal açıklık ile taşkın/yetersiz kenarın hipotenüsüdür. Vertikal marjinal açıklık ile horizontal marjinal açıklığın açısal kombinasyonu da aynı şekilde "mutlak marjinal açıklık"ı (MMA değeri) vermektedir. Preparasyon yüzeyinden kron iç yüzeyine yapılan dikey ölçüm "internal açıklık" olarak tanımlanır. Aynı ölçüm kenarda yapılırsa "marjinal açıklık (MA değeri)" olarak adlandırılır. Marjinal aralık ve oturma uyumsuzluğu şeklinde farklı terimler belirlemişlerdir. Bunların içinde en uygun ölçümün mutlak marjinal aralık olduğunu söylemişlerdir. Çünkü bu aralık her zaman marjindeki hatalar için en büyük ölçüm değerine sahip olacaktır, kronun vertikal ve horizontal uyumsuzluğunun açısal kombinasyonu olduğu için o noktadaki tüm uyumsuzluğu yansıtacaktır (Holmes 1989, Akın 2011). Mutlak marjinal uyumun derecesi restorasyonun ömrünü, periodontal dokuların durumunu etkilemesi açısından daha önemlidir (Björn 1970).

Klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklık 50-120 μm arasındadır (McLean ve von Fraunhofer 1971, Suarez ve ark 2003). Simante edilmiş restorasyonların marjinal açıklığının teorikte 25-40 μm arasında olması amaçlanır, ancak klinikte bu durum çok ender gözlenir (May ve ark 1998). Uzun dönemli prognozun iyi olması için klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklık ise McLean'e

göre 120 µm ve Bjorn' e göre ise en fazla 200 µm olmalıdır (Bjorn ve ark 1970, Mc Lean ve Von Fraunhofer 1971).

Geleneksel kronlarda marjinal açıklık değerinin 28-161 µm arasında değiştiği rapor edilmiştir (Mou ve ark 2002, Nakamura ve ark 2003, Akbar ve ark 2006, Tsitrou ve ark 2007). Bizim çalışmamızda da marjinal açıklık değeri 50-160 µm arasında değişmiştir.

Basamak dizaynının marjinal uyum üzerine olan etkisini inceleyen çalışmalar çelişkili sonuçlar bildirmektedir. Lin ve ark (1998) basamak dizaynının, Procera kronların marjinal adaptasyonunu etkilediğini bildirmişlerdir. Pera ve ark (1994), 90º'lik shoulder basamak dizaynına kıyasla, chamfer diş preparasyonları üzerine yapılan In-Ceram seramik kronlarda daha iyi marjinal uyum elde etmişlerdir. Rinke ve ark (1994), Celay ve In-Ceram kronların shoulder basamak dizaynının chamfer'a göre daha iyi marjinal uyum gösterdiğini ortaya koymuşlardır. Bir başka çalışmada shoulder ve chamfer basamak dizaynlarının marjinal uyum açısından istatistiksel olarak farkı anlamlı bulunmuş, kıyaslamada shoulder basamak dizaynı chamfer basamak dizaynına göre daha iyi sonuç vermiştir (Bozoğulları 2007). Bizim çalışmamızda da Bozoğulları (2007)'ndan farklı olarak MMA shoulder basamak dizaynı chamfer basamak dizaynından daha kötü değerler göstermiş olup, MA değeri bakımından da shoulder basamak dizaynı chamfer'a göre daha kötü uyum göstermiştir.

Yeo ve ark (2003) yaptıkları çalışmada maksiller santral dişte 6º'lik taper açısı ve 1 mm genişlikte shoulder basamak dizaynını tercih etmişler, Celay In Ceram, In Ceram, IPS Empress II ve kontrol grubu olarak da metal kronları kullanmışlardır. Optik mikroskop yardımıyla bu seramiklerin marjinal uyumunu incelemişlerdir. En küçük marjinal açıklığı IPS Empress II (46±16 µm) seramiğinde, en yüksek marjinal açıklığı ise In Ceram (83±33 µm) seramiğinde bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise Mikro-BT tekniğiyle ölçülen marjinal açıklık ortalama değeri en düşük 50±20 değeri ile chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinde, en yüksek marjinal açıklık ortalama değeri ise 160±60 değeri ile shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiğinde bulunmuştur.

Akbar ve ark (2006) ve Tsitrou ve ark (2007) yaptıkları çalışmalarında Cerec

3 kronların marjinal açıklıklarında chamfer ve shoulder basamak dizaynlarında istatistiksel olarak önemli farklılık bulmazken, shoulder basamak dizaynı için daha düşük değerler gözlenmiştir. Komine ve ark (2007) yaptıkları çalışmada 3 farklı basamak dizaynına sahip (shoulder, chamfer, yuvarlatılmış shoulder) zirkonyum dioksit seramik koping ve kronların marjinal ve internal uyumunu incelemişlerdir. Gruplar arasında önemli fark gözlenmezken, basamak dizaynının marjinal uyum üzerinde etkisinin olmadığını göstermişlerdir. Suarez ve ark (2003) çalışmalarında 2 farklı basamak dizaynına sahip (shoulder, chamfer) Procera AllCeram kronların marjinal uyumunu bukkal ve lingual açıdan incelemişlerdir. Bukkal ve Lingual ölçümlerin ortalaması alındığında internal ve marjinal açıklık açısından fark bulmazken MMA'yı anlamlı bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde MMA anlamlı fark göstermiş olup simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiği; shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinden daha kötü mutlak marjinal uyum göstermiştir.

Pera ve ark (1994), Lin ve ark (1998) ve Cho ve ark (2004) yaptıkları çalışmalarında, çalışmamızdan farklı olarak shoulder basamak dizaynının chamfer'a göre siman kaçışına daha kolay izin verdiğini, bu durumun da marjinal aralığın daha az olmasını sağladığını bulmuşlardır. Mitchell ve ark (2001) ise benzer şekilde yaptıkları in vitro çalışmada shoulder basamak dizaynına sahip örneklerin chamfer'a göre daha iyi MMA değerleri gösterdiğini bulmuşlardır.

Lin ve ark (1998) CAD-CAM ile üretilen kronların oturumunda basamak dizaynının etkisini araştırmışlardır. Chamfer ve shoulder dizaynları benzer eksternal marjinal açıklık göstermiştir. Okluzal düz yüzey aksiyal duvarlardaki internal uyuma yardımcı olmuştur. Bizim çalışmamızda da düz okluzal yüzey tercih edilmiştir.

Krasanaki ve ark (2012) ise iki farklı basamak dizaynına sahip (shoulder, chamfer) CAD-CAM alumina kopinglerin MA ve MMA değerlerini, 20 mikrotomografik kesitin vertikal rekonstrüksiyonunu kullanarak ölçmüşlerdir. Mikro-BT tekniğini kullanarak yaptıkları çalışmalarında ne chamfer ne de shoulder tip basamak dizaynının CAD-CAM alumina kopinglerin marjinal uyumunu etkilemediğini bulmuşlardır. Ortalama MMA değerleri chamfer basamak dizaynında shoulder'a göre daha yüksek bulunmuştur, ancak istatistiksel farklılık

göstermemiştir. Bizim çalışmamızda da benzer olarak sagittal kesitte lingual yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiği, shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinden daha yüksek MMA değerine sahip olup daha kötü MMA göstermiştir.

Quintas ve ark'nın (2004), Empress 2, Procera ve In-Ceram kronları karşılaştırdıkları çalışmalarında chamfer ve iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynı arasında simantasyon sonrasında vertikal marjinal açıklık açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bottino ve ark (2007) 2 farklı basamak dizaynına sahip (shoulder, chamfer) metal kronun simantasyon öncesi ve sonrası marjinal adaptasyonunu optik mikroskopla incelemişlerdir. Kopinglerin uyumunu belirlemek için day üzerinde marjinal uyum ölçülmüştür. Üç farklı simanla simante ettikten sonra (cam iyomer, çinko fosfat ve rezin siman) marjinal uyum tekrar ölçülmüştür. Chamfer basamak dizaynı en iyi marjinal uyumu göstermiştir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde shoulder basamak dizaynı, chamfer basamak dizaynından yüksek marjinal açıklık göstermiş olup, MA ve MMA değeri açısından daha kötü bir marjinal uyum sergilemiştir.

Suarez ve ark (2003) çalışmalarında marjinal aralığın 135º chamfer basamak dizaynı uygulanan örneklerde, dik açılı shoulder basamak dizaynı uygulanan örneklere göre daha az olduğunu, ancak MMA'nın dik açılı shoulder basamak dizaynı uygulanan örneklerde, 135º chamfer basamak dizaynı uygulanan örneklere göre daha iyi olduğunu bulmuşlardır. Pera ve ark (1994), In Ceram sisteminde 135º chamfer basamak dizaynı uyguladıkları örneklerde dik açılı shoulder basamağa göre daha iyi bir marjinal uyum elde etmişlerdir. Mitchell ve ark (2001) yaptıkları bir in vitro bir çalışmada, dik açılı shoulder basamak dizaynı uygulanan örneklerin 135º açılı chamfer basamak dizaynına göre daha iyi MMA değerleri gösterdiklerini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer olarak chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiğinin simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yöndeki MMA değeri, shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinin sagittal kesitte lingual yöndeki MMA değerinden yüksek olup, daha kötü MMA değerleri göstermiştir. Çalışmamızda shoulder ve chamfer basamak dizaynları arasında MA ve MMA değerleri bakımından anlamlı fark bulunmuştur. Bazı çalışmalarda ise farklı olarak shoulder ve chamfer basamak dizaynları arasında ise

marjinal uyumsuzluk bakımından anlamlı farklılık bulunmamıştır (Komine et al 2007, Quintas 2004). Bu çalışmalarda paslanmaz çelik dişlerin kullanılması doğal dişlere kıyasla farklılık gözlenmemesine neden olmuş olabilir.

Cho ve ark (2004) yaptıkları çalışmada, chamfer basamak dizaynı için MA değerlerini shoulder basamak dizaynından daha yüksek bulmuşlardır. Souza ve ark (2012) yaptıkları çalışmada tam seramiklerde yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynının chamfer basamak dizaynından daha düşük MMA değerleri gösterdiğini bulmuştur. Başka bir çalışmada ise shoulder basamak dizaynı ve 15º'lik taper açısına sahip zirkon kopingler chamfer basamak dizaynına sahip zirkon kopinglere kıyasla daha kötü marjinal uyum göstermiştir (Castillo 2010). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği, chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğine göre daha yüksek marjinal açıklığa sahip olup, daha kötü bir marjinal uyum sergilemiştir.

Quintas ve ark (2004) simantasyon öncesi ve sonrası farklı seramik materyallerinin (Procera, In Ceram, IPS Empress 2), yapıştırma ajanlarının ve basamak dizaynlarının (shoulder, chamfer) etkisini MMA değerini ölçerek araştırmışlar ve basamak dizaynının marjinal adaptasyonu etkilemediğini, etken faktörün seramik tipi olduğunu bulmuşlardır. Subasi ve ark (2012) yaptıkları çalışmada ise ne seramik tipinin ne de basamak dizaynının Empress ve zirkon kopingler üzerinde etkisinin olmadığını bulmuşlardır. Empress kopingler zirkon kopinglerden daha iyi marjinal uyum göstermiştir. Her iki koping tipinde de shoulder basamak dizaynında chamfer'a göre daha iyi marjinal uyum elde edilmiştir. Bu sonuç fabrikasyon yöntemindeki farklılığa bağlanabilir. Press seramiklerde sinterleme fırınlaması esnasındaki büzülme kayıp-mum tekniği sayesinde engellenebilir.

IPS e-Max Press sisteminde full kontur mum pattern dökülüp seramik ingot preslenmektedir. Bu yöntem frezeleme esnasındaki hatalara, sinterleme esnasında büzülmeye ve distorsiyona maruz kalan zirkon kopinglerden daha kolay ve hızlı bir yöntemdir. Bizim çalışmamızda da farklı olarak IPS e-Max Press ve Cerec inLab ünitesinde frezelenen seramikler karşılaştırılmış, Vitablocs Mark II seramiği daha düşük marjinal açıklık değerine sahip olup IPS e-Max Press seramiğinden daha iyi marjinal uyum göstermiştir. Bazı araştırmacılara göre ise chamfer basamağa sahip

örnekler üzerinde hazırlanan seramik kronlar daha fazla kontur ya da eksik kontur özellikleri taşımaktadır (Kelly ve Denry 2008). Bizim çalışmamızda da benzer olarak simantasyon öncesi sagittal kesitte lingual yönde chamfer basamak dizaynına sahip In Ceram 2000 AL seramiğinde en yüksek ortalama MMA değerini göstermiştir. Simantasyon sonrası en yüksek ortalama değerini ise yine chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği göstermiştir. Çalışmamızda sagittal kesitte bukkal ve lingual yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiği en yüksek ortalama MA değerini göstermiştir.

Grey ve ark (1993) çalışmalarında In-Ceram kronlarda marjinal uyum değerini 123 μm, aluminöz kronlar için ise 154 μm olarak bulmuşlardır. Yine IPS Empress 2 kronlar için Yeo ve ark (2003) 46 μm'lik bir marjinal uyum değeri bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise marjinal açıklık ortalama değeri IPS e-Max Press kronlar için 70-160 μm, Vita In Ceram 2000 AL kronlar için ise 80-150 μm arasında değişmiştir. Nakamura ve ark (2003) ise yapmış oldukları bir çalışmada Cerec 3 kronlar ile ilgili olarak marjinal uyum değerlerinin 53-67 μm arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Sulaiman ve ark (1997) tarafından yapılan bir başka çalışmada, In Ceram, Procera ve IPS Empress sistemleri marjinal aralık açısından karşılaştırılmış ve marjinal aralık ölçüm değerleri sırasıyla 161 μm, 83 μm, 63 μm olarak bulunmuştur. Çalışmadaki Procera ve IPS Empress sistemi için elde edilen değerler klinik olarak kabul edilebilirken, In Ceram için klinik olarak kabul edilemez değerlerdir. Bizim çalışmamızda ise simantasyon öncesi MA bulgularına göre; koronal kesitte mezial yönde Vitablocs Mark II seramiği ile IPS e-Max Press seramiği arasında anlamlı fark bulunmuştur. Vitablocs Mark II seramiği (80 μm) daha düşük marjinal açıklık değerine sahip olup IPS e-Max Press (140 μm) seramiğinden daha iyi marjinal uyum göstermiştir.

Nakamura ve ark (2003)' nın yaptığı çalışmada Cerec 3 CAD/CAM kronların internal aralıkları 116-162 μm arasında, marjinal aralıkları ise 53-108 μm arasında bulunmuştur. Çalışmada kronların marjinal aralıkları in vitro olarak CAD/CAM grubu için coping aşamasında 125,66 μm, bitim aşamasında 167,35 μm, press grubu için coping aşamasında 183,65 μm, bitim aşamasında 190,91 μm olarak bulunmuştur. İn vivo olarak marjinal aralıklar sadece bitim aşamasında ölçülmüştür ve CAD/CAM grubu için 177,70 μm, press grubu için 191,81 μm olarak

bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise in vivo CAD/CAM grubu değerlerine benzer şekilde simantasyondan önce sagittal kesitte bukkal yönde 150 µm MA değeri ile chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiği en yüksek değeri gösterirken, bu çalışmadan daha düşük değerler gösteren chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği 50 µm değeri ile en düşük MA değerini göstermiştir. Buna CAD/CAM seramiği olan Vitablocs Mark II seramiğinin direkt teknisyen manipulasyonundan bağımsız olarak restorasyon şeklinde cihazda frezeleniyor olması neden olabilir.

Quintas ve ark (2004) yaptığı çalışmada Procera kopingleri (25-44 µm) preparasyon bitim şekilleri ve yapıştırma ajanlarından bağımsız olarak Empress 2 (68-110 µm) ve In Ceram Alumina (57-117 µm) seramiklerine kıyasla daha düşük ortalama dikey marjinal uyumsuzluk değerleri göstermiştir. Bizim çalışmamızda da simantasyondan önce sagittal kesitte bukkal yönde ortalama 60 µm MMA değeri ile chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği Procera kopingleri ile benzer değer göstermiştir.

Pelekanos ve ark (2009) nın 4 farklı yapım tekniği ile üretilen In Ceram Alumina kor seramiklerin marjinal uyumunu Mikro-BT tekniğiyle inceledikleri çalışmalarında MA değeri Celay sistem için 139 µm olarak bulunmuştur. MA değerleri BL olarak 68 µm ve MD olarak 57 µm iken MMA değerleri BL olarak 125 µm ve MMA olarak 121 µm bulunmuştur. MA ve MMA değerleri BL ve MD olarak istatistiksel fark göstermemiştir. Bizim çalışmamızda ise farklı olarak Vita In Ceram 2000 AL seramiği için BL olarak MA değeri 190-250 µm ve MMA değeri de 130-230 µm olarak bulunmuştur. Çalışmada slip-cast teknik ve Wol Ceram sistemler en iyi MA sonuçlarını gösterirken, bu değerleri 55 µm ile Cerec inLab tekniği ve 140 µm değeri ile Celay tekniği takip etmiştir. Slip cast tekniği makinaya bağımlı olmayıp MA değerlerinin miktarı teknisyenin becerisini gösterirken; Cerec inLab ve Wol Ceram sistemler sistemin etkinliğini gösterir. Sonuçları değerlendirirken Pelekanos ve ark (2009) Cerec inLab sistemin ölçümlerinin % 15' ini 100 µm'den daha yüksek bulup en yüksek değeri kabul edilebilir klinik değerden oldukça yüksek bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde en yüksek değerler kabul edilebilir klinik değerden bir miktar yüksek bulunmuştur. Bu duruma dişler üzerine yapılan minimal uyumlama tesviyeleri neden olmuş olabilir.

Bindl ve Mörmann (2004), Cerec 1 ve Cerec 2 ünitede üretilen Vitablocs Mark II kronların marjinal uyumunu karşılaştırmışlardır. Sonuçta Cerec 2 kronların (207±63 µm), Cerec 1'e (308±95) µm kıyasla daha iyi sonuçlar verdiğini bulmuşlardır. Bu çalışmada taramalı elektron mikroskobunu kullanmışlardır ve Cerec sistem için daha önce belirtilen MA değerlerinden daha yüksek değerler bulduklarını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise Cerec inLab sistem kullanılmış olup Cerec 2 sisteme daha yakın değerler elde edilmiştir. Simantasyondan önce sagittal kesitte bukkal yönde 200± 60 µm MMA değeri ile shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği en yüksek değeri gösterirken, 60 ± 12 µm MMA değeri ile chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği en düşük değeri göstermiştir.

Bindl ve Mörmann (2005) yaptıkları çalışmada, In Ceram Zirkonya, Empress II, Cerec inLab, DCS ve Procera seramik sistemleri kullanmışlardır. SEM de marjinal ve internal açıklıklar ölçülmüştür. inLab sistem (43±23 µm), Empress II (44±23 µm) ve slip-cast seramik ise 25±18 µm MA değerlerini göstermiştir. İnternal açıklık; Procera seramik sistem için 136 ±68 µm değeri slip-cast teknikten fazla olup Cerec inLab sistemi (114±58 µm) değerini göstermiştir. Bizim çalışmamızda ise MA değerleri Vita In Ceram 2000 AL seramiği için BL olarak 80-150 µm ve MD olarak 100-130 µm arasında değişmiştir. IPS e-Max Press seramiği için ise BL olarak 70-110 µm ve MD olarak ise 110-160 µm bulunmuştur. Bu farklılığın sebebi teknisyenin internal uyumlama amaçlı yaptığı minimal tesviye işlemi olabilir.

Akın (2011) ise yaptığı in vitro çalışmada chamfer basamak dizaynına sahip dişler üzerinde hazırlanan örneklerin bir bölümü CAD/CAM yöntemi, diğer bölümü ise ısı ve basınçla pressleme yöntemi kullanılarak hazırlanmış olup, tüm örneklerin internal ve marjinal uyumları replika yöntemi ile değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, CAD/CAM ve Press gruplarının MA değerleri arasında hem coping aşamasında hem de bitim aşamasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Grupların toplam internal açıklıklarının coping aşamasında yapılan ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken; bitim aşamasında yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiştir. Yapılan ölçümlerde IPS Empress 2 sistemi için MA değeri 46 ± 16 µm olarak bulunmuştur (Akın 2011). Bizim çalışmamızda ise marjinal ve internal açıklık Mikro-BT

tekniğiyle ölçülmüştür, Vitablocs Mark II seramiği en düşük ortalama değerini göstermiş olup, Cerec in Lab tekniği ısı ve basınç altında şekillendirilen ingotun kullanıldığı press tekniğinden daha başarılı bulunmuştur.

Kronların marjinal uyumu pek çok metod kullanılarak incelenmektedir. Bunlar; kesit görüntüsünün alınması, day üzerindeki kronun direkt görüntüsü (dijital mikroskop) (Sulaiman ve ark 1997), stereomikroskop ile görüntüleme (Pera ve ark 1994) kopyasını oluşturmak için ölçü alımı (Sorensen 1990), klinik muayene, sondlama, radyografik inceleme (Ushiwata ve Moraes 2000) ve SEM incelemesi (Behr ve ark 2001, Stoll ve ark 2002)'dir. Replika tekniği ilk olarak McLean ve Fraunhoffer (1971) tarafından kronların diş dokusuna adaptasyonunu belirlemek için kullanılan, invaziv olmayan ve geçerli bir yöntem olarak tanımlanmıştır. Daha sonra diğer araştırmacılar bu yöntemi siman film kalınlığını belirlemek için kullanmışlardır (Tsitrou ve ark 2007). Tsitrou ve ark (2007)'nın yaptığı çalışmanın sonuçlarına göre kronların marjinal aralığının ölçülmesi için kullanılan teknikte silikon ya da rezin siman kullanılması arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak rezin siman ile elde edilen değerler daha düşük bulunmuştur. Bu durum replikaların elde edildiği silikon ile yapıştırıcı adeziv rezin simanın farklı akıcılıklara sahip olmasına bağlanabilir ki; rezin siman daha iyi bir akıcılık göstermektedir. Her iki materyalin de benzer sonuçlar göstermesi hem silikon replika yönteminin hem de adeziv rezin siman ile yapıştırıp, daha sonra kesit alma yönteminin marjinal aralığın ölçülmesinde güvenilir olduğunu göstermektedir (Tsitrou ve ark 2007).

Başarılı ölçümler için ışık mikroskobu, stereomikroskop, dijital mikroskop kullanılabilir, ancak bu cihazların kullanıldığı durumlarda restorasyonların marjinal bitim çizgilerinin seçilebilir olması gerekmektedir. Ölçüm noktaları iyice belirlenmeli ve aynı düzlem üzerinde yer almalıdır. SEM değerlendirmesi marjinal uyumu belirlemede iyi bir metottur (Roulet ve ark 1989). Ölçü alma ve replika fabrikasyonu yöntemleri ise güvenilirlik açısından limitli yöntemlerdir. SEM analizinin deviasyonu bir uygulayıcı tarafından uygulandığından hata oranı düşük olsa da subjektiftir. Çalışmamızda bütün bu sınırlamaların önüne geçebilmek ve tam bir standardizasyon sağlayabilmek için Mikro-BT tekniği tercih edilmiştir.

X-Ray Mikro-BT tekniği farklı bölmelerde ve uzunluklarda marjinal ve

internal bölgede güvenilir 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar sağlar. Mikro-BT tekniği sayesinde her açı ve pozisyonda 2 ve 3 boyutlu ölçümler elde edilebilir. Bu özellik sayesinde çalışmada marjinal uyum hem x hem de y akslarında daha realistik açıdan internal ve marjinal açıklık olarak değerlendirilebilmektedir (Borba ve ark 2011).

Seo ve ark (2009) ve Pelekanos ve ark (2009) yaptıkları çalışmalarda seramik kronların oturumunu değerlendirmek için Mikro-BT tekniğini kullanmışlardır. Ve bu tekniği dental restorasyonların internal ve marjinal uyumunu değerlendirmede Rungruanganunt ve ark (2010) gibi güvenilir bir metod olarak önermişlerdir. Seo ve ark (2009)' nın yaptıkları çalışmada Mikro-BT'nin internal açıklığı belirlemede yeterli çözünürlüğü sağladığı görülmüştür. Mikro-BT bu anlamda her pozisyonda 3 boyutlu rekonstrüksiyona izin veren tek metottur. Diğer en önemli avantajı örnekten invaziv kesitler almadan örneğin iç yüzeyinin görüntülerinin alınabilmesidir. Aynı zamanda Mikro-BT tekniği ile marjinal bölgede farklı uzunluklar ölçülebilmektedir.

Seçilen materyallerin absorbsiyon katsayısının farklılığı arttıkça bu materyalleri X ışını ile birbirinden ayırmak o oranda zorlaşır. Radyasyona bağlı olarak artefaktlar ortaya çıkmaktadır. Düşük magnifikasyon, olası refraksiyon ve kenar artefaktları (özellikle çalışılan materyaller X ışını katsayılarına benzer x ışını saçılmasına neden oluyorsa) bu metodun asıl dezavantajlarıdır (Pelekanos ve ark 2009).

İnternal ve marjinal uyumun değerlendirildiği çalışmalarda ölçüm bölgeleri farklılık göstermektedir. Pelekanos ve ark (2009) internal ve marjinal uyumun değerlendirilmesinde Mikro-BT tekniğini kullanmışlar, her segmentten bir örnekte 5 ölçüm yapmışlardır. Borba ve ark (2011); Vita In Ceram Zirkonya ve Vita In Ceram YZ seramiklerin marjinal adaptasyonunu inceledikleri çalışmalarında da 5 ölçüm lokasyonu kullanmışlardır: 1) MA (Marjinal Alan) 2) CA (Chamfer alanı) 3) AW (aksiyal duvar) 4) AOT (Aksio okluzal geçiş bölgesi): Okluzalden aksiyal duvara geçiş 5) OA (Okluzal bölge). Ayrıca aynı çalışmada marjinal bölgede horizontal planda ölçümler alınıp her dilim kesitte 12 ölçüm noktası hesaplanmıştır. Mikro-BT yardımıyla yapılan ölçümler sonucunda elde edilen ortalama MA değerleri iki seramik sistem için istatistiksel olarak farklı bulunurken bu değerlerin referans değer 120 µm'nin altında olduğu gözlemlenmiştir. Simantasyon işleminin yapılmaması ve siman tipinin açıklığın miktarı üzerindeki etkisinin ihmal edilmesi çalışmanın

limitasyonu olarak düşünülebilir. Bizim çalışmamızda ise MA ve MMA değerleri simantasyon öncesi ve sonrasında 4 farklı bölge 2 ayrı kesitte (Sagittal Bukkal, Sagittal Lingual, Koronal Mezial ve Koronal Distal) değerlendirilmiştir.

Borba ve ark (2013) ise 4.5 mm yükseklikte 6º taper açısına sahip 120º chamfer basamak dizaynına uygun olarak prepare edilmiş paslanmaz çelik prepare diş modelinde Y-TZP LAVA zirkon 3 üyeli köprü restorasyonunun internal ve marjinal uyumunu bizim çalışmamıza benzer olarak Mikro-BT tekniği ile incelemişlerdir. Çalışmalarında 5 ölçüm lokasyonu kullanmışlardır (Borba ve ark 2011). Marjinal açıklık (MA), 42 µm değeri ile en küçük marjinal açıklık ortalama değerini gösterirken, OA bölgesi 125 µm değeri ile en büyük ortalama değerini göstermiştir. Bu çalışmalardan daha kapsamlı olarak bizim çalışmamızda simantasyon öncesi ve sonrasında her örnekten 10 olmak üzere 40 noktadan MA parametresine ilaveten MMA değeri ile birlikte toplam 80 ölçüm yapılmıştır. Yapılan ölçümlerin tümünün ortalama değeri belirlenmiştir. Yine bizim çalışmamızda, BL yönde MA değeri 0,101 µm ortalama değeri ile MD yöndeki 0,123 µm ortalama değerinden düşük bulunmuş ve daha iyi marjinal uyum göstermiştir.

Gonzalo ve ark (2008), Lava, Procera ve Vita In Ceram YZ sistemlerini kullandıkları çalışmalarında 3 üyeli köprü restorasyonunda görüntü analiz yöntemiyle 30'ar bukkal ve lingual yüzeyden olmak üzere toplam 60 ölçüm yapmışlardır. Procera seramiğinin cam iyonomer ile simantasyonundan önce ve sonra diğer seramiklerden daha iyi uyum gösterdiğini bulmuşlardır.

Pelekanos ve ark (2009) yaptıkları çalışmada 4 farklı teknikle üretilmiş In Ceram kor yapının master day üzerindeki marjinal uyumunu MA ve MMA değeri olarak Mikro-BT tekniği ile ölçmüşlerdir. MA ve MMA değerlerinde BL ve MD ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. Baig ve ark (2010) yaptıkları çalışmada Cercon-Y-TZP, IPS Empress II ve full metal kronların shoulder ve chamfer basamak dizaynına sahip metal daylarda marjinal uyumunu görüntü analiz yöntemi ile 6 farklı bölgede Meziolingual, Midlingual, Distolingual, Distobukkal, Midbukkal, Meziobukkal yönlerde ölçüm yapmışlardır. Marjinal uyum bakımından chamfer ve shoulder basamak dizaynları arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. Chamfer basamak dizaynına sahip metal kronlarda bütün bukkal bölgelerde lingual

bölgelere göre daha yüksek marjinal açıklık gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda da MMA değerleri benzer şekilde bukkal bölgede lingual bölgeden daha yüksek bulunmuştur.

Krasanaki ve ark (2012) yaptıkları çalışmada iki farklı basamak dizaynının CAD/CAM alumina kopinglerin marjinal uyumu üzerindeki etkisini BL ve MD bölgede Mikro-BT tekniğini kullanarak ölçmüşlerdir. MA ve MMA değerleri çalışmamızla benzer şekilde hem chamfer hem de shoulder preparasyonda BL bölgede MD bölgeden daha yüksek bulunmuştur.

Sulaiman ve ark (1997) yaptıkları çalışmada 3 tam seramik sistemin marjinal uyumunu karşılaştırmışlardır. In Ceram sistemi en yüksek marjinal uyumsuzluğu göstermiş olup, bu sistemi Procera ve IPS Empress takip etmiştir. Bukkal ve lingual bölgeler çalışmamızla benzer şekilde mezial ve distal bölgelere göre daha yüksek MMA değeri göstermiştir.

Beschindt ve ark (1999) yaptıkları çalışmada In Ceram, IPS Empress boyama tekniği, IPS Empress tabakalama tekniği ve Celay tam seramik sistemleri kullanmışlar ve MA değerini simante edilmeden önce ve edildikten sonra ölçmüşlerdir. In Ceram sisteminde simantasyondan önce ölçülen marjinal aralık 60 µm iken simantasyondan sonra 82 µm, IPS Empress boyama tekniği için simantasyondan önce 47 µm iken simantasyondan sonra 63 µm, IPS Empress tabakalama tekniği için simantasyondan önce 62 µm iken simantasyondan sonra 76 µm, Celay sistemi için simantasyondan önce 99 µm iken simantasyondan sonra 117 µm olarak bulmuşlardır. Kern ve ark (1993) yaptıkları in vivo çalışmada marjinal aralığın simantasyondan sonra önemli derecede arttığını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise tam seramik kronların simantasyon öncesi ve sonrası MA değerleri karşılaştırıldığında örneğin, sagittal kesitte bukkal yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II (50-230 µm) ; sagittal kesitte lingual yönde shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II (80-320 µm) ve chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press (100-310 µm) seramiklerinde simantasyon öncesi MA değerleri simantasyon sonrası MA değerlerinden önemli ölçüde düşük bulunmuştur. Sonuç itibariyle bizim çalışmamızda da simantasyon işlemi marjinal uyumsuzluğu arttırmıştır.

Polansky ve ark (2010); 4 farklı seramik sisteminin çinko fosfat simanla simantasyonu sonrasında MA değerini ışık mikroskobu ile incelemiş, Vitablocs Mark II seramiğinin ortalama MA değerini 142.3 µm, IPS Empress seramiği için 109.3 µm, Vita In Ceram Alumina seramiği için 98.1 µm ve Procera All Ceram seramiği için ise 47.3 µm olarak bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise farklı olarak rezin siman kullanılmış olup simantasyon sonrası en düşük MA değeri, Procera All Ceram sistemine karşılık bizim çalışmamızda sagittal kesitte bukkal yönde shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği 140 µm ile, sagittal kesitte lingual yönde ise 160 µm ile yine shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği göstermiştir.

Önceki çalışmalarda rapor edildiği gibi bizim çalışmamızda da bütün gruplarda internal ve marjinal hacim ile MA ve MMA değerleri simantasyon işlemi ile artmıştır (Kern ve ark 1993, Pera ve ark 1994, Beschindt ve Strub 1999, Wolfart ve ark 2003, Quintas ve ark 2004).

Kern ve ark (1993) yaptıkları in vivo çalışmada marjinal aralığın simantasyondan sonra önemli derecede arttığını bulmuşlardır. Beschindt ve Strub (1999)'ın yaptığı çalışmada slip cast tekniği ile yapılan kronlarda simantasyon sonrası MA daha fazla artış göstermiştir. İnternal açıklığı fazla olan Celay sisteminde ise MA değeri daha az bulunmuştur. In Ceram sisteminde simantasyondan önce ölçülen marjinal aralık 60 µm iken simantasyondan sonra 82 µm, IPS Empress boyama tekniği için simantasyondan önce 47 µm iken simantasyondan sonra 63 µm, Celay sisteminde simantasyondan önce 99 µm iken simantasyondan sonra 117 µm bulunmuştur. Total olarak bakıldığında bizim çalışmamızdaki tüm marjinal açıklık değerlerinin kabul edilebilir değerler olan 50–120 µm arasında yer almış olması çalışmamızda değerlendirdiğimiz yöntemlerin klinik olarak kullanılabilir olduğunu ortaya koymaktadır (Suarez ve ark 2003). Bu konuda Beschnidt ve Strub'ın (1999) yapmış olduğu çalışmada simantasyon sonrası restorasyonların marjinal uyum değerlerindeki artış miktarı (13-22 µm) ile Wolfart ve ark'nın (2003) bu konuda ortaya koyduğu değerler (20-40 µm) çalışmamızda elde edilen değer aralığı ile uyumludur (14,54 – 21,03 µm). Simantasyon sonrasında meydana gelen artış değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı olması simantasyon işleminin önemini vurgulamaktadır.

Polansky ve ark (2010), marjinal açıklığın 300 µm olabileceğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda ise simantasyon sonrası MA değeri 140-340 µm ve MMA değeri ise 160-380 µm arasında bulunmuştur. Maksimum değerlerin yüksek olmasına koping kenarlarının dönen elmas frezlerle tesviye edilmesi sırasında oluşan minimal kırılmalar neden olmuş olabilir. Borges ve ark (2012) yaptıkları çalışmada 90 sığır dişinde uyguladıkları IPS e-Max Press, Cercogold ve In Ceram Alumina tam seramiklerin 2 tip simanla (Variolink- Rely X) simantasyon öncesinde ve sonrasında marjinal açıklığını optik mikroskop ile incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmada 0.8 mm'lik shoulder basamak dizaynına sahip preparasyonun yüksekliğini 7 mm ve taper açısını 4º olarak belirlemişlerdir. Çalışmanın sonucunda simantasyon sonrası marjinal açıklık değerlerini simantasyon öncesi değerlerden istatistiksel olarak daha yüksek bulmuşlardır. IPS e-Max Press seramiği simantasyon öncesi Cercogold seramiğinden daha yüksek marjinal açıklık değerleri göstermiştir. Ancak üç seramik arasında simantasyon öncesi ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda ise farklı seramik sistemleri arasında karşılaştırma yapılmış, simantasyon sonrası MMA değeri sagittal kesitte lingual yönde Vitablocs Mark II seramiği için; Vita In Ceram 2000 AL seramiğinden daha az bulunmuş ve daha iyi MMA değeri göstermiştir.

Grey ve ark (1993) ve Sulaiman ve ark (1997), konvansiyonel In Ceram kronun MA değerlerini 160,66 µm ve 123 µm olarak bulmuşlardır. Bu sonuç Yeo ve ark' nın 2003 yılında yaptıkları çalışmanın bulgularıyla örtüşmektedir. Rinke ve ark (1995) yaptıkları çalışmada farklı tam seramik restorasyonların marjinal uyumunu simantasyon öncesi 18-145 µm arasında bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda MA ortalama değerleri simantasyon öncesi 50-160 µm arasında, simantasyon sonrası ise 140-340 µm arasında değişmektedir. Ortalama MMA değerleri simantasyon öncesi 20-250 µm ve simantasyon sonrası 160-360 µm arasında değerler göstermiştir. Simantasyon öncesi sagittal bukkal kesitte chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II ve sagittal lingual kesitte shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği 50- 80 µm değeri ile en iyi MA değerlerini göstermiştir. Simantasyon öncesi koronal kesitte distal yönde shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği ve sagittal kesitte bukkal yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği 20- 60 µm değerleri ile en iyi MMA değerlerini göstermiştir. Sonuçlardaki farklılık Cerec inLab tekniğinin kullanımına

ya da ölçüm tekniğine bağlı olarak gerçekleşmiş olabilir. Örnek büyüklüğü ve ölçüm sayısı da sonuçlar üzerinde etkendir. Cerec inLab ünitesinde üretilen restorasyonların marjinal aralığı teknisyen manipulasyonundan bağımsız olup sistemin başarısını ortaya koymaktadır.

Bindl ve ark (1999), marjinal açıklıkların değerlendirildiği çalışmada Cerec 2 sistemi ile üretilen Vitablocs Mark II için 59.9 µm ve Vita In Ceram Alumina için 73.4 µm bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise Vitablocs Mark II seramiği koronal kesitte mezial yöndeki MA değerleri hariç genel anlamda diğer seramiklerle kıyaslandığında en düşük ortalama değerini gösteren seramik olmuştur (80 µm). Bu durum restorasyonun yapım tekniğinden kaynaklanmış olabilir. Vitablocs Mark II seramiği final boyutlarında direkt olarak frezelenmektedir. Bu nedenle diğer seramiklerden daha iyi marjinal uyum göstermiş olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda Vita In Ceram 2000 AL seramiği simantasyon öncesi ve sonrası 80-180 µm değeri ile en düşük marjinal açıklık değerlerini göstermiş olup, Quintas ve ark (2004)'nın çalışmalarında elde ettiği değerlerden (57-117 µm) daha yüksek bulunmuştur. Bu sonucun çalışmamızda kullanılan teknik ve koping-seramik farkından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Borges ve ark (2012), In Ceram tam seramik kronların MMA değerlerini simantasyon öncesi 81,43±17,27 ve sonrası 122.92±17,27 bulmuş olup, bu değerler bizim çalışmamızdaki Vita In Ceram 2000 AL seramiklerinin simantasyon öncesi en düşük değerleri olan 130±120 µm ve simantasyon sonrası 210±100 µm değerlerinden daha düşük bulunmuştur. Bu duruma Mikro-BT tekniği ile daha hassas düzeyde ölçüm yapılabiliyor olması neden olmuş olabilir. Aynı çalışmada IPS e-Max Press seramiklerin MMA değerleri simantasyon öncesi 95,65±19,54 µm, simantasyon sonrası 137.97±40,69 µm olarak bulunmuş olup, çalışmamızdaki en düşük değerler olan simantasyon öncesi 60±21 µm ve simantasyon sonrası 160±150 µm değerleri ile uyumludur. Çalışmamızdaki IPS e-Max Press seramiklerin simantasyon öncesi ortalama MA değerleri önceki çalışmalarla (Pelekanos ve ark 2009, Borges ve ark 2012) uyumlu olarak 70-160 µm arasında değişmektedir. Pelekanos ve ark (2009), ortalama MMA değerlerini slip-cast copinglerde 60,09 µm ve Cerec inLab kopinglerde 187,64 µm olarak bulmuş olup, bu değerlerle uyumlu olarak benzer

seramik grupları için bizim çalışmamızda da 60-200 μm arasında değişiklik göstermektedir.

Geleneksel simantasyon, adeziv simantasyondan daha fazla makromekanik retansiyon esasına dayanmaktadır. Mine-sement sınırının altında bulunan basamak dizaynına sahip restorasyonlar adeziv simanlarla simante edilseler bile önemli adezyon kaybına maruz kalmaktadır. Sement dokusu adeziv rezin simanlar ile asitlenmiş dentin kadar bütünlük kuramadığı için, gingival kenarlardaki mikromekanik retansiyon, bağlanma dayanımına ancak az miktarda katkı sağlamaktadır. Bu nedenle marjinal bitim sınırı mine yüzeyinde olmayan restorasyonlarda adeziv simantasyon tekniği dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir (Ibarra ve ark 2007). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda preparasyon uygulanan dişlerde mine-sement sınırının 1-2 mm üzerinde marjinal bitime dikkat edilmiştir.

Kron yapım teknikleri, preparasyon ve ölçü her ne kadar ideale uygun yapılsa da uyum simanın kalınlığıyla ilişkilidir. Siman seçimi restorasyonun final oturumunu etkiler. Tam seramiklerin adeziv simantasyonunda, kimyasal, ışıkla ve dual yolla sertleşen rezin simanlar kullanılabilmektedir (Federlin ve ark 2005). Hidroflorik asitle asitlenip, silanlanan seramik iç yüzeyine yapıştırıcı kompozitin bağlanma kuvveti, asitlenmiş seramik yüzeyine yapıştırıcı kompozitin bağlanma kuvvetinden daha fazla olup, seramiğin kendi koheziv kuvvetini de aşar (Stacey 1993). Asit ve silan bağlı ajanın uygulanması silika esaslı dental seramiklere yüksek bağlantı kuvveti kazandırır. Ancak fosforik ve hidroflorik asitler, mikromekanik kilitlenme için saf alüminyum oksit seramikleri pürüzlendiremezler. Matriks silika içermediği için kimyasal silan bağlantısı elde edilemez. Alüminyum oksit seramiklerde yüzey pürüzlendirmesinde alüminyum oksit aşındırıcı partiküllerle kumlama isleminin yapılması daha etkilidir. (Blatz ve ark 2003b) Ancak bizim kullandığımız Vita In Ceram 2000 AL seramiği'nde hidroflorik asit uygulaması ve kumlama işlemi çatlak oluşumu nedeniyle önerilmemektedir (Vita 2009).

Molin ve ark (1996) yaptıkları çalışmada seramik ve rezin siman arasında güçlü bir bağlantı oluşturmak için simantasyon sonrası ideal MA değerini 50-100 μm' dur. 200-300 μm aralıklarda da adeziv simantasyondan bahsedilir. Adeziv simantasyon ile tutuculuk artmakta, marjinal bütünlük sağlanmakta, mikrosızıntı

azalmakta ve sekonder çürük riski önlenerek daha başarılı ve uzun ömürlü restorasyonların yapımına imkan sağlanmaktadır (Uludamar ve ark 2011). Ancak bir 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 esnasında oluşan kontraksiyon stresleri ince rezin siman tabakalarında daha çok önem kazanmaktadır. Eğer sertleşme, kritik stres değerine ulaşırsa adeziv bağlantıda prematür kopmalar görülebilmektedir (Mou ve ark 2002). Kompozit rezin simanın polimerizasyon büzülmesi ve termal yükler sonucu oluşan bu gerilimler mikrosızıntı ve porselende çatlak oluşumu gibi başarısızlıkları doğurur (Ernst ve ark 2005). Bu başarısızlıklar klinik uygulamada, marjinal açıklığın artmasına, kron kenarında daha kalın bir siman tabakasının ağız ortamı ile ilişkide olmasına ve bu da simanın daha hızlı bir şekilde erimesine ve mikrosızıntı oluşmasına neden olur (Ernst ve ark 1998).

Çalışmamızda yapıştırıcı siman tipi, seramik tiplerinin internal-marjinal uyuma ve bağlanma dayanımına olan etkisini simandan bağımsız olarak değerlendirebilmek için tek çeşit olarak seçilmiştir (De Munck ve ark 2005 ve Manso ve ark 2011).

Dental restoratif materyaller, ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerine sürekli olarak maruz kalmaktadır (Geis-Gerstorfer 1994, Sengün ve ark 2005). Yapıştırma simanlarını in vitro koşullarda uyguladıktan sonra ağız ortamında tükürüğün varlığını ve rutin yeme, içme, nefes alma gibi işlevler sırasında oral kavite ısısının değişim gösterdiğini göz önüne almak gerekir (Gale ve Darvel 1999, Amaral ve ark 2007). Ağız ortamını taklit ederek klinik şartları daha iyi yansıtabilmek amacıyla in vitro çalışmalarda örneklerin uzun dönem marjinal uyumda önemli etkisi olan termal siklus işlemine tabi tutulması önerilmiş ve bu konuda yapılan çalışmalarda simanların adeziv ve mekanik özelliklerinin termal siklus işleminden önemli ölçüde etkilendiği bildirilmiştir (Gale ve Darvell 1999, Watanabe ve ark 1999).

Helvatjoglou ve ark (2000) yaptıkları çalışmada ısısal değişikliklerin diş-restorasyon arayüzündeki adeziv bağlantıda ısısal stresler oluşturarak büzülme ve

genleşmelere sebep olduğunu ve bunun sonucunda da restorasyonda marjinal açıklığın arttığını bildirmişlerdir. İnternal ve marjinal açıklıkların değerlendirildiği çalışmamızda örnekler termal siklusa tabi tutulmuştur.

Uygulanan banyonun sıcaklığı, tipi, daldırma zamanı ve banyolar arası transfer zamanında farklılıklar görülmektedir (Gale ve Darvell 1999, Hakimeh ve ark 2000, Sengün ve ark 2005). Literatürde farklı parametrelerin restorasyonların retantif özelliklerine etkisinin değerlendirildiği in vitro çalışmalarda, termal siklus işleminde döngü sayıları ve farklı sıcaklık değerleri kullanılmıştır. Dolayısıyla termal siklusun sayısıyla ilgili de bir standardizasyon yoktur. Ancak yüksek sayıdaki termal siklus uygulamaları kliniği yansıtan cevaplar verebilmektedir. Termal siklus testlerinde uygulanan 10 000 döngünün, test edilen materyalin 1 yıllık klinik kullanıma (Gale ve Darvell 1999, Amaral ve ark 2007) ve ısı çevirim işleminde kullanılan 5-55 ºC arasındaki farklı sıcaklıklardaki streslerin, oral kavite içinde gerçekleşen sıcaklıklara eş değer olduğunu bildirmişlerdir (Ernst ve ark 2004). Kawano ve ark (2001) yaptıkları çalışmada kompozit rezinlerin dayanımında ancak 5000 termal siklustan sonra değişiklik olduğunu ve bağlanma dayanımının azaldığını bildirmişlerdir. Ergin ve Gemalmaz 2002, Ernst ve ark 2005, Palacios ve ark 2006 çalışmalarıyla benzer şekilde bizim çalışmamızda da 5000 döngü termal siklus uygulanmış ve 5-55 (±2) ºC'de bekletme süresi 30 saniye olarak standardize edilmiştir.

Ernst ve ark (2005) yaptıkları çalışmada termal yüklerin çekme tipi gerilimler yarattığını bulmuşlardır. Çalışmada metal ve altın kronların aksine tam seramiklerin bağlanma dayanımlarını in vitro olarak ölçmenin zor olduğunu çünkü test aparatına bağlantı sağlayan parçanın tam seramiğe entegrasyonunun zorluğunun buna sebep olduğunu bildirmişlerdir Lava tam seramik kronlar 13 farklı rezin simanla yapıştırıldıktan sonra bizim çalışmamızda olduğu gibi 5000 devir termal siklusa maruz bırakılmıştır. Instron cihazının vidalı ucuna halka bağlanarak giriş yoluna paralel kuvvet uygulanarak bizim çalışmanın 10 katı hızla (10 mm/dk) örnekler çekilmiştir. Çalışmanın sonucunda Superbond, Panavia, Rely X Unicem en yüksek bağlanma dayanımını göstermiştir. Bizim çalışmamızda ise kullandığımız düzenek farklı olarak iki parçadan oluşmaktaydı. Üst parça örneği mezial ve distalden sabitleyen ayarlanabilen iki vidaya sahip silindirik metal bir parçadan oluşurken alt parça ise akrilik bloğu sıkıştırma amaçlı bir vidadan oluşmaktaydı. Kullanılan aperey

ile örneklere kuvvetin paralel uygulanması sağlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda; termal siklus sonrası bağlanma dayanımı değerlerinde azalma gözlenirken (Kern ve Thompson 1995, Roulet ve ark 1995, Yoshida ve ark 2001, Özcan ve Vallittu 2003), bazılarında ise bağlanma dayanımında hiçbir azalma gözlenmediği bildirilmiştir (Lu ve ark 2001, Hooshmand ve ark 2002). Bu fark, in vitro çalışmaların deney düzeneklerindeki farklılıklardan kaynaklanabilir (Özcan ve Vallittu 2003).

Bağlanma dayanımı ve marjinal uyum arasındaki korelasyon tam seramik restorasyonlar için önemlidir. Diş kesimi sırasında oluşturulan basamak, çiğneme kuvvetlerinin dişe dengeli dağılmasını sağlarken, kronun statik gücünü de arttırır (Goodacre ve ark 2001). Hem shoulder hem de chamfer basamak dizaynı tam seramik kronlar için kullanılabilecek basamak dizaynlarıdır (Goodacre ve ark 2001). Shoulder basamak dizaynı kuvvetin köke iletimini en iyi şekilde sağlar (Zaimoğlu ve Can 2004). Oklüzal temaslar sırasında stres yoğunlaşmasının olduğu bölge servikal bölgedir. Bu nedenle protetik tedavi amacıyla yapılan tam seramiklerin diş kesiminde basamak şekli gerilim dağılımında önemli rol oynamaktadır (Güngör ve ark 2005). Yapılan çalışmalar, basamak şekillerine bağlı olarak meydana gelen stres birikimlerinin bağlanma dayanımında önem kazandığını göstermektedir (Butel ve ark 1991, Malament ve Socransky 1999, Ohyama ve ark 1999).

Literatürde bizim gibi tam seramiklerin çekme bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmaya oldukça az rastlanmaktadır. Palacios ve ark (2006), zirkonyum kronlarda yapıştırma ajanlarının retantif gücünün ölçülmesi için insan molar dişlerine 20º taper açısı uygulamıştır. Okluzal yüzeylerine CAD/CAM sistemi yardımıyla okluzal bar yapılmış olan Procera All Zirkon seramikler Rely XL, Rely XU simanlar kullanılarak prepare edilmiş dişlere simante edilmiştir. Bizim çalışmamızda olduğu gibi 5000 devir termal siklus uygulanmıştır. Daha sonra 0,5 mm/dk hızla universal test cihazında örnekler çekme bağlanma dayanımına maruz bırakılmıştır. 3 simantasyon grubu arasında da ortalama çekme bağlanma dayanımı değerleri arasında fark bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda ise çekme bağlanma dayanımı testi uygulanabilmesi için tam seramiklerin okluzal yüzeylerine teknisyen tarafından özel halka şeklinde bir tabaka uygulanmıştır.

Simon ve ark (2011), Cerec CAD/CAM tam seramik restorasyonların bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında çekme bağlanma dayanımı testi uygulanabilmesi için seramiklerin okluzal yüzeylerine bizim çalışmamızda olduğu gibi halka şeklinde bir tabaka uygulamıştır. Tam seramik kronlar 5 farklı self-adeziv rezin siman (Rely X Unicem, Maxcem Elite, BisCem, SmartCem 2 ve G-Cem) ve Multilink kullanılarak simante edilmiştir. Grupların çoğunda bağlanma dayanımı, tam seramik kronun çekme bağlanma dayanımı kuvvetini aşmış ve kron kırılarak ayrılmıştır. Kuvvetler 41,3 ile 190,3 N arasında değişmiştir. Bizim çalışmamızda ise chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiği 281,30 değeri ile en yüksek çekme bağlanma dayanımına sahipken 183,15 değeri ile shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği en düşük çekme bağlanma dayanımını göstermiştir.

Heintze (2010)'ın yaptığı derleme çalışmada, 18 çalışmadan toplanan veriler değerlendirilmiştir. Prepare dentinde kron retansiyonuna bakılmıştır. Prepare diş yüksekliği, konverjans açısı ve siman tipi etken faktörler olarak araştırılmıştır. Kronların çekme bağlanma dayanımında en önemli etken faktörün prepare diş yüksekliği ve taper açısı olduğu belirlenmiştir. Kronu simante etme kuvveti, yüzey pürürüzlülüğü ve frez tipi test sonucunda ihmal edilebilir etkiye neden olmuştur. Panavia ve Rely X Unicem simanlar cam iyonomer ve çinko fosfat simanı takiben en yüksek değerleri göstermiştir. Bizim çalışmamızda uygulandığı gibi 5000 termal siklus döngüsü sonrası rezin simanda başarısızlık görülmüştür. Ayrıca derlemede sağlıklı sonuçlara ulaşabilmek için çekme bağlanma dayanımı testi uygulanırken oluşabilecek makaslama kuvvetlerinin ortadan kaldırılması gerektiği sonucuna varılmıştır. Bizim çalışmamızda da bu doğrultuda makaslama kuvvetlerinin oluşması hazırlanan çekme aparatı düzeneği ile engellenmiştir.

Ali ve ark (2012), farklı taper açıları uyguladıkları insan molar dişlerine uygulanan zirkon kopingleri 3 farklı siman (Panavia F, Rely XU, Clearfil SA) kullanarak simante etmişlerdir. Bizim çalışmamızda olduğu gibi 5000 devir termal siklus sonrası örnekler 0,5 mm/dk hızla çekme bağlanma dayanımı testine maruz bırakılmışlardır. En yüksek bağlanma dayanımı değeri Panavia F simanında gözlenmiştir.

Son ve ark (2012), çekilmiş insan molar dişlerine zirkon koping restorasyonları 3 farklı rezin siman (Panavia F, Rely XU, Rely XL) ile simante etmişlerdir. İnternal açıklığın 40-160 μm olarak belirlendiği örneklerin 10000 devir termal siklus sonrası çekme bağlanma dayanımı değerleri ölçülmüştür. İnternal açıklığın 40 μm olduğu grupta Panavia F simanı en yüksek bağlanma dayanımını gösterirken 160 μm olan grupta Rely XU en yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.

Aksoy ve ark (2013) yaptıkları çalışmada farklı simanlarla (Rely XU 100, çinkofosfat siman, Panavia F) simante edilen zirkonyum alt yapıların retantif özelliklerini yapay yorma işlemi sonrası soy olmayan metal alaşım alt yapılarla karşılaştırarak incelemiştir. 10 mm/dk hızda çekme testine tabi tutulan örneklerde Ni-Cr metal alaşım ve 3Y-TZP alt yapılar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenirken Ni-Cr için değerler daha yüksek bulunmuştur.

Marocho ve ark (2013), yaptıkları çalışmada lityum disilikat cam seramik bloklara %4 HF asit uygulamışlar, bu blokları 3.molar dentin yüzeylerine 3 farklı siman kullanarak yapıştırmışlardır (Multilink Automix, Panavia F, Super Bond). 12000 devir termal siklus sonrası örnekler mikrotensile testine tabi tutulmuştur. Superbond simanda en yüksek bağlanma dayanımı gözlenmiştir.

Pekkan ve ark (2009)' nın yaptıkları çalışmada ise IPS Empress 2 ve Cergo Press seramik restorasyonlar, üç dual polimerize rezin siman (Nexus 2, Duo Link ve Variolink II) ile insan 3.molar diş yüzeylerine simante etmişlerdir. 500 termal siklus sonrası makaslama ve çekme bağlanma dayanımı testi uygulanmıştır. Duolink en yüksek bağlanma dayanımını gösterirken, Nexus 2 düşük bağlanma dayanımı göstermiştir.

Attia ve ark (2004), shoulder basamak dizaynı uyguladıkları premolar dişlere IPS Empress 2 ve CAD/CAM (ProCAD) kronları üç farklı siman (Panavia F, Superbond CB ve ProTec CEM) kullanarak simante etmişlerdir. Örnekler mekanik yükleme ve 3500 devir termal siklus sonrası 1 mm/dk hızla universal test cihazında uzun aksa paralel bir şekilde kırılana kadar kuvvete maruz bırakılmıştır. Aynı siman ve yükleme koşulları altında seramikler arasında önemli fark görülmemiştir. Bizim çalışmamızda ise farklı olarak Multilink Automix rezin siman ile simante edilen

örneklerden shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği ile shoulder basamak dizaynına sahip In Ceram 2000 AL ; shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği ile chamfer basamak dizaynına sahip In Ceram 2000 AL ve shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği ile chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği arasında anlamlı farklılık bulunmuştur.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Shoulder ve chamfer olmak üzere 2 farklı basamak dizaynına sahip maksiller premolar dişlerde 3 tam seramik sistemi olan Vitablocs Mark II, Vita In Ceram 2000 AL ve IPS e-Max Press ile hazırlanan kron restorasyonların simantasyon öncesi ve sonrası termal siklus işlemini takiben internal ve marjinal uyumları hacimsel ve uzunluk bakımından Mikro-BT tekniği ile incelenmiştir. Ayrıca bu tam seramik kron restorasyonların Multilink Automix rezin siman ile dişlere simantasyonundan sonra bağlanma dayanımları da karşılaştırılmış ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1- Simantasyon öncesinde en fazla internal hacim chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinde, en az internal hacim ise shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiğinde gözlenmiştir.

2- Simantasyon öncesinde en fazla marjinal hacim shoulder basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiğinde, en az marjinal hacim ise chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiğinde bulunmuştur.

3- Simantasyon sonrasında chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği en fazla internal hacim, chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği ise en az internal hacim değerini göstermiştir. Simantasyon işlemi; Vitablocs Mark II seramiğinin internal hacim değerlerinde simantasyon öncesine göre en az artışa, IPS e-Max Press seramiğinde ise en fazla artışa neden olmuştur.

4- Simantasyon sonrasında chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği en fazla marjinal hacim, shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği ise en az marjinal hacim değerini göstermiştir. Simantasyon sonrasında IPS e-Max Press seramiği simantasyon öncesine göre daha fazla marjinal hacim değeri göstermiştir.

5- Simantasyon öncesinde koronal kesitte mezial yönde shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği en fazla marjinal açıklık gösterirken, sagittal kesitte bukkal yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği en az marjinal açıklık göstermiştir. Chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği; shoulder basamak dizaynına göre daha iyi marjinal uyum sergilemiştir.

6- Simantasyon öncesinde sagittal kesitte lingual yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiği en fazla mutlak marjinal açıklık gösterirken, koronal kesitte distal yönde shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği en az mutlak marjinal açıklık göstermiştir. Shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği, sagittal kesitte lingual yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiğinden daha iyi mutlak marjinal uyum göstermiştir. Mutlak marjinal açıklık bukkal bölgede lingual bölgeden daha fazla bulunmuştur.

7- Simantasyon sonrasında koronal kesitte mezial yönde shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği en fazla marjinal açıklık gösterirken, sagittal kesitte bukkal yönde shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği en az marjinal açıklık göstermiştir. Chamfer ve shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press ve Vitablocs Mark II seramiklerinde simantasyon işlemi marjinal uyumsuzluğu önemli ölçüde arttırmıştır.

8- Simantasyon sonrasında koronal kesitte mezial yönde chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği en fazla mutlak marjinal açıklık gösterirken, koronal kesitte distal yönde chamfer basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği en az mutlak marjinal açıklık göstermiştir. Chamfer ve shoulder basamak dizaynına sahip tüm seramik tiplerinde simantasyon işlemi mutlak marjinal uyumsuzluğu önemli ölçüde arttırmıştır. Sagittal kesitte lingual yönde Vitablocs Mark II seramiği, Vita In Ceram 2000 AL seramiğinden daha iyi mutlak marjinal uyum göstermiştir.

9- Çalışmamızda kullandığımız üç tam seramik sisteminin (Vitablocs Mark II, Vita In Ceram 2000 AL, IPS e-Max Press) internal hacim, marjinal hacim, marjinal açıklık, mutlak marjinal açıklık değerlerinin kabul edilebilir değer aralığında olması klinik olarak kullanılabilir olduklarını göstermektedir. İnternal ve marjinal uyum açısından Vitablocs Mark II seramiği diğerlerine nazaran daha tercih edilebilir bir seramik sistemi olarak gözlense de farklı marjinal uyum parametreleri için farklı yönlerde, farklı basamak dizaynlarında diğer seramik sistemlerinin (Vita In Ceram 2000 AL, IPS e-Max Press) üstünlüğü de göze çarpmaktadır.

10- Basamak dizaynı açısından chamfer basamak dizaynı için daha iyi internal ve marjinal uyum değerleri elde edilmiş olsa da, farklı parametrelerde simantasyon

öncesi ve sonrasında shoulder basamak dizaynı daha başarılı bulunmuştur. Sonuç olarak, bu çalışmanın sınırları içerisinde tam seramik restorasyonların preparasyonunda iki basamak dizaynı da tercih edilebilir.

11- En düşük çekme bağlanma dayanımını shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği göstermiştir. Chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiği ise en yüksek çekme bağlanma dayanımı göstermiştir. Sonuç olarak, klinikte direnç gerektiren estetik vakalarda Vita In Ceram 2000 AL tam seramik sistemi ve chamfer basamak dizaynı tercih edilebilir.

6.ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Üç Farklı Tam Seramik Restorasyonun İnternal ve Marjinal Uyumunun Mikro-BT Tekniği İle Değerlendirilmesi ve Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması

Necla DEMİR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2014

Bu çalışmanın amacı shoulder ve chamfer olmak üzere 2 farklı basamak dizaynına sahip üst maksiller premolar dişlerde 3 tam seramik sistemi olan Vitablocs Mark II, Vita In Ceram 2000 AL ve IPS e-Max Press ile hazırlanan kron restorasyonların simantasyon öncesi ve sonrası termal siklus işlemini takiben internal ve marjinal uyumlarını hacimsel ve uzunluk bakımından Mikro-BT tekniği ile incelemektir. Ayrıca farklı tam seramik kron restorasyonların Multilink Automix rezin siman ile dişlere simantasyonundan sonra bağlanma dayanımlarını da karşılaştırmaktır.

Bu çalışmada 60 adet çürüksüz insan üst maksiller premolar dişi iki farklı basamak dizaynına göre önce ikiye (Grup I: 135 ° açılı chamfer, Grup II: 90 ° açılı shoulder) sonra da üç farklı tam seramik restorasyon yapımı (Grup A: Vitablocs Mark II, Grup B: Vita In Ceram 2000 AL, Grup C:IPS e-Max Press) için rastgele seçilmiş 10'arlı 3 alt gruba ayrıldı (n=10). Dişlerin preparasyonu yüksekliği 6 mm, redüksiyon kalınlığı 1 mm ve 4º taper açısına sahip olacak şekilde torna cihazında Solid Works programı yardımıyla oluşturuldu. Tam seramik restorasyonlar üretici firma talimatına göre üretildi. Her gruptan 5'er toplam 30 seramik restorasyon dişe simantasyonları öncesinde internal ve marjinal uyumları hacim ve uzunluk bakımından 4 farklı yönde (Sagittal Bukkal, Sagittal Lingual, Koronal Mezial, Koronal Distal) Mikro-BT tekniği ile 3 boyutlu olarak değerlendirildi. Multilink Automix rezin siman ile simantasyon işleminden sonra örnekler 5000 devir termal siklusa (5°C- 55°C) tabi tutuldu. Sonrasında seramik restorasyonların hacim ve uzunluk bakımından tekrar Mikro-BT tekniği ile 3 boyutlu olarak ölçümleri yapıldı. Termal siklus uygulanmış tam seramik restorasyonların dişe bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi için Instron universal test cihazında dakikada 1 mm/ dk hızla çekme bağlanma dayanımı testi uygulandı. Elde edilen veriler iki yönlü varyans analizi, tek yönlü varyans analizi ve Tukey HSD testleri ile değerlendirildi (p=0,05).

Simantasyon öncesi chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği en fazla (14,40 ± 5,21), shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği en az (8,18 ± 3,17) internal hacim ortalama değerini göstermiştir. Simantasyon öncesi shoulder basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiği en fazla (2,71 ±1,07), chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs

Mark II seramiği ise en az (1,37 ± 0,49) marjinal hacim ortalama değerini göstermiştir. Simantasyon işlemi; Vitablocs Mark II seramiğinin internal hacim ortalama değerlerinde simantasyon öncesine göre en az artışa, IPS e-Max Press seramiğinde ise en fazla artışa neden olmuştur. Simantasyon sonrası marjinal hacim ölçümünde simantasyon öncesine göre IPS e-Max Press seramiği daha fazla marjinal hacim değeri göstermiştir.

Simantasyon öncesi marjinal açıklık (MA) bulgularına göre; koronal kesitte mezial yönde shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği en fazla (0,16 ± 0,06), sagittal kesitte bukkal yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği en az (0,05 ± 0,02) MA ortalama değerini göstermiştir. Chamfer basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği; shoulder basamak dizaynına göre daha iyi marjinal uyum sergilemiştir.

Simantasyon öncesi mutlak marjinal açıklık (MMA) bulgularına göre; sagittal kesitte lingual yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiği en fazla (0,25 ± 0,11), koronal kesitte distal yönde shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press seramiği en az (0,02 ± 0,23) MMA ortalama değerini göstermiştir. Shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği; sagittal kesitte lingual yönde chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiğinden daha iyi mutlak marjinal uyum göstermiştir. MMA değerleri bukkal bölgede lingual bölgeden daha yüksek bulunmuştur.

Simantasyon sonrası marjinal açıklık (MA) bulgularına göre; chamfer ve shoulder basamak dizaynına sahip IPS e-Max Press ve Vitablocs Mark II seramiklerinde farklı yönlerde simantasyon işlemi marjinal uyumsuzluğu önemli ölçüde arttırmıştır.

Simantasyon sonrası mutlak marjinal açıklık (MMA) bulgularına göre; chamfer ve shoulder basamak dizaynına sahip tüm seramik tiplerinde farklı yönlerde simantasyon işlemi mutlak marjinal uyumsuzluğu önemli ölçüde arttırmıştır. Sagittal kesitte lingual yönde Vitablocs Mark II seramiği (0,21 ± 0,11) ; Vita In Ceram 2000 AL seramiği (0,35 ± 0,10)' nden daha iyi mutlak marjinal uyum göstermiştir.

Bağlanma dayanımı bulgularına göre; chamfer basamak dizaynına sahip Vita In Ceram 2000 AL seramiği en yüksek (281,30 ± 29,14 N) çekme bağlanma dayanımına sahipken shoulder basamak dizaynına sahip Vitablocs Mark II seramiği en düşük (183,15 ± 38,21 N) çekme bağlanma dayanımını göstermiştir.

Anahtar sözcükler: Çekme Bağlanma Dayanımı, İnternal ve Marjinal Uyum, Tam Seramikler

7.SUMMARY

The Evaluation Of Internal and Marginal Fit of Three Different Full Ceramic Restorations By Micro-CT Technique And The Comparison Of Their Tensile Bond Strength

The aim of this study was to evaluate the internal and marginal fit of three full ceramic systems (Vitablocs Mark II, Vita In Ceram 2000 AL and IPS e-Max Press) prepared in two finish line designs (shoulder and chamfer) by micro-CT technique before and after cementation followed by thermal cycle procedure. The aim was also to compare the tensile bond strength of these three full ceramic crowns after cementation with Multilink Automix resin cement.

60 non-carious human maxillary premolar teeth were used in this study. Teeth were embedded in chemically cured acrylic resin blocks up to 2 mm below the cemento-enamel junction. The 60 teeth were firstly divided into two groups according to preparation design (Group 1: 135º chamfer, Group 2:90º shoulder) and secondly divided into three groups randomly 10 specimens per group according to full ceramic systems (Group A: Vitablocs Mark II, Group B: Vita In Ceram 2000 AL, Group C: IPS e-Max Press) (n=10). The teeth were prepared in 6 mm length, 1mm. reduction and 4º taper angle by turning machine using the Solid Works programme. The full ceramic systems were prepared according to manufacturers' instructions. 5 per group totally 30 specimens' internal and marginal fits were evaluated as length and volume values before cementation by Micro-CT technique 3 dimensionally. After cementation process with Multilink Automix resin cement, the specimens were thermal cycled (5000 cycles, 5 °C-55 °C). After specimens had subjected to thermal cycling , the specimens were evaluated again in length and volume aspects by Micro-CT technique 3-dimensionally. The all thermal-cycled specimens were then pulled out in the Instron universal test machine by 1mm/minute speed. One-way analysis, Two-way analysis and Tukey HSD multiple comparison tests were used to analyze internal and marginal gap volume and length values (p=0,05).

Before cementation; Vitablocs Mark II ceramic (14,40 ± 5,21) with champher preparation design showed the most, IPS e-Max Press ceramic (8,18 ± 3,17) showed the least mean internal volume value. Before cementation; Vita In Ceram 2000 AL ceramic (2,71 ±1,07) with shoulder preparation design showed the most, Vitablocs Mark II ceramic (1,37 ± 0,49) with champher preparation design showed the least mean marginal volume value. The cementation procedure caused the least increase in the mean marginal volume of Vitablocs Mark II ceramic and the highest increase in the mean marginal volume of IPS e-Max Press ceramic. The mean marginal volume of IPS e-Max Press ceramic increased after cementation.

Before cementation according to marginal gap (MG) results; IPS e-Max Press ceramic (0,16 ± 0,06) with shoulder preparation design in the mezial surface of coronal section showed the most, Vitablocs Mark II ceramic (0,05 ± 0,02) with champher preparation design in the buccal surface of

sagittal section showed the least mean MG value. Vitablocs Mark II ceramic with champher preparation design's marginal fit was found to be better than the shoulder preparation design of the same ceramic. Before cementation according to MD results; Vita In ceram 2000 AL ceramic (0,25 ± 0,11) with champher preparation design in the lingual surface of sagittal section showed the most, IPS e-Max Press ceramic (0,02 ± 0,23) with shoulder preparation design showed the least mean MD value. Vitablocs Mark II ceramic with shoulder preparation design showed better MD values than Vita In Ceram 2000 AL ceramic with champher preparation design in the lingual surface of sagittal section. The MD values in the buccal region were found to be higher than the MD values in the lingual region.

According to marginal gap (MG) results after cementation; cementation procedure significantly decreased the marginal fit in different regions for IPS e-Max Press and Vitablocs Mark II ceramics with champher and shoulder preparation designs. According to absolute marginal discrepancy (MD) results after cementation; cementation procedure significantly decreased the absolute marginal discrepancy in different regions for all type of ceramics. Vitablocs Mark II ceramic (0,21 ± 0,11) showed better absolute marginal discrepancy values than Vita In Ceram 2000 AL ceramic (0,35 ± 0,10) in the lingual surface of sagittal section.

According to the tensile bond strength test results; Vita In Ceram 2000 AL ceramic (281,30 ± 29,14 N) with champher preparation design showed the highest and Vitablocs Mark II ceramic (183,15 ± 38,21 N) with shoulder preparation design showed the lowest tensile bond strength values.

Key Words: Full Ceramics, Internal and Marginal Fit, Tensile Bond Strength

8. KAYNAKLAR

1. Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 1989;61(5):527-31.
2. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. J Prosthodont. 2006;15:155–63.
3. Akın A. CAD/CAM ve Preslenebilir Tüm Seramik Sistemleri İle Yapılan Kronların Marjinal ve İnternal Uyumlarının İn Vivo ve İn Vitro Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması. İzmir, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2011.
4. Akın E. Diş hekimliğinde Porselen. İ.Ü Diş Hek. Fak. Yayınları. İstanbul. 1999;35-42.
5. Aksoy İ. Farklı yapıştırma simanları ile yapıştırılan zirkonyum alt yapıların retantif özelliklerinin in vitro olarak incelenmesi. İstanbul, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2013.
6. Ali AO, Kelly JR, Zandparsa R. The influence of different convergence angles and resin cements on the retention of zirconia copings. J Prosthodont. 2012;21(8):614-21.
7. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. Br Dent J. 1988;164:39-42.
8. Altıncı P, Can G. Tam seramik restorasyonlarda klinik başarı. ADO Klinik Bilimler Dergisi. 2010;4(1):477-81.
9. Amano M, Agematsu H, Abe S, Usami A, Matsunaga S, Suto K, Ide Y. Three-dimensional analysis of pulp chambers in maxillary second deciduous molars. J Dent. 2006;34:503-8.
10. Amaral FLB, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degredation:A critical review. J Esthet Restor Dent. 2007;19:340-54.
11. Anusavice KJ. Philips Science of Dental Materials, Eleventh edititon, Saunders Pub, 2003;11-9.
12. Anusavice KJ. Quality Evaluation of Dental Restorations. Criteria of Placement and Replacement. Chicago, Quintessence Publishing Co.Inc. 1989.
13. Anusavice KJ. Reducing the failure potential of ceramic-based restorations. Part 1: Metal-ceramic crowns and bridges. Gen Dent. 1996;44(6):492-4
14. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2004;92(6):551-6.
15. Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF. Influence of dental rotary instruments on the roughness and wettability of human dentin surfaces. J Prosthet Dent. 2009;102:81-8.
16. Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF. Influence of tooth preparation taper and cement type on recementation strength of complete metal crowns. J Prosthet Dent. 2009b;102:354-61.
17. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. J Prosthet Dent. 2010;104(4):216-27.
18. Balkaya MC.Porselen pişirme işlemlerinin farklı alaşımların kole uyumuna etkisi üzerine araştırmalar. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 1996.
19. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. J Dent Res. 1990;69(12):1791-9.
20. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. Japan Dent Sci Rev. 2008;44:3-21.
21. Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. Crit Rev Oral Biol Med. 2001;12(4):350-60.
22. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cement. J Oral Rehabil. 2002;29:546-52.
23. Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T. Comparison of three types of fiberreinforced composite molar crown on their fracture resistance and marginal adaptation. J Dent. 2001;29:187-96.
24. Benson PE, Pender N, Higham SM. Enamel demineralisation assessed by computerised imageanalysis of clinical photographs. J Dent. 2000;28:319-26.
25. Berry T, Barghi N, Chung K. Effect of water storage on the silanization in porcelain repair strength. J Oral Rehabil. 1999;26:459-63.
26. Beschindt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different allceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. J Oral Rehabil. 1999;26:582-93.
27. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. Dent Mater. 2009;25(1);94-102.

28. Bindl A, Mormann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. Int J Prosthodont. 2002;15:451-6.
29. Bindl A, Mörmann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. Eur J Oral Sci. 2003;111(2):163-9.
30. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil. 2005;32(6):441-7.
31. Bindl A, Mörmann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. Eur J Oral Sci. 2004;112:197-204.
32. Bindl A, Windisch S, Mormann WH. Full-ceramic CAD/CIM anterior crowns and copings. Int J Comput Dent. 1999;2:97-111.
33. Bjorn AL, Bjorn H, Grcovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level II. Crowns. Odontol Revy. 1970;21:337-46.
34. Blair FM, Wassell RW, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations:Preparations for full veneer crowns. British Dent J. 2002;192:561-71.
35. Blatz MB, Sadan A and Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. J Prosthet Dent. 2003;89:268-74.
36. Blatz MB, Sadan A, Arch GH Jr, Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. J Prosthet Dent. 2003b;89(4):381-87.
37. Blatz MB, Sadan A, Maltezos C, Blatz U, Mercante D, Burgess JO. In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics. Am J Dent. 2004;17:169-72.
38. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. Dent Mater. 2011;27(11):1119-26.
39. Borba M, Miranda WG Jr, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD.Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. Braz Oral Res. 2013;27(5):396-402.
40. Borges GA, Faria JS, Agarwal P, Spohr AM, Correr-Sobrinho L, Miranzi BA. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems before and after cementation. Oper Dent. 2012;37(6):641-9.
41. Bornemann G, Lemelson S, Luthardt R. Innovative method for the analysis of the internal 3D fitting accuracy of Cerec-3 crowns. Int J Comput Dent. 2002;5(2-3):177-82.
42. Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M. The influence of cervical finish line, internal relief and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. Quintessence Int. 2007;38(7):425-32.
43. Bozoğulları N. İki Farklı Tam Seramik Kor Materyalinin Baskı Dayanıklılığı ve Marjinal Uyumu Üzerine Farklı Marjinal Dizayn ve Taper Açılarının Etkisi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 2007.
44. Browning WD, Safirstein J. Effect of gap size and cement type on gingival microleakage in Class V resin composite inlays. Quintessence Int. 1997;28:541–4.
45. Butel EM, Campell JC, DiFiore PM. Crown margin design:A dental school survey. J Prosthet Dent. 1991;65:303-5.
46. Castellani D, Baccetti T, Clauser C, Bernardini UD. Thermal distortion of different materials in crown construction. J Prosthet Dent. 1994;72(4):360-6
47. Castillo Oyagüe R, Sánchez-Jorge MI, Sánchez Turrión A. Influence of CAD/CAM scanning method and tooth-preparation design on the vertical misfit of zirconia crown copings. Am J Dent. 2010;23(6):341-6.
48. Cercon smart ceramics-the CAM-aided clinical manual. http://www.cercon-smart-ceramics.com/2011
49. Chadwick RG, Mason AG, Sharp W. Attempted evaluation of three porcelain repair systems. What are we really testing. J Oral Rehabil. 1998;25:610-5.
50. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1999;82(4):468-75.
51. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. J Dent. 1998;26:53-8.
52. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. Oper Dent. 1998;23:250-7.
53. Chiang YC, Roansch P, Dabanoglu A, Lin CP, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization composite shrinkage evaluation with 3D deformation analysis from micro-CT images. Dent Mater. 2010;26(3):223-31.

54. Chiche GJ, Pinault A. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. Quintessence Pub Co,Inc. 1994;30-5.
55. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and allceramic crowns, Int J Prosthodont. 2002;15:1.
56. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. J Prosthet Dent. 2004;91(6):554-60.
57. Christensen GJ. Ceramic vs. porcelain-fused to metal crowns: Give your patient a choice. J Am Dent Assoc.1994;125:311.
58. Christensen GJ. Porcelain-Fused-to-Metal vs. Nonmetal Crowns. JADA. 1999;130:409-11.
59. Clementino-Luedemann TNR, Kunzelmann KH. Mineral concentration of natural human teeth by a commercial micro-CT. Dent Mater J. 2006;25:113–9.
60. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations:a sytematic review. J Prosthet Dent. 2007;98:389-404. .
61. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. Cumhuriyet Ü. DişHekFak. Derg. 2002;5(2):97-102.
62. Craig RG, Hanks CT, Kohn DH, Koran III A, O'Brien WJ, Powers JM, Wagner WC, Wataha JC. Restorative Dental Materials. Tenth Edition. St. Louis, Missouri, Mosby, 1997:56-208.
63. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques, Quintessence Pub Co, Inc. Tokyo. 1994.
64. Davis GR, Wong FS. X-ray microtomography of bones and teeth. Physiol Meas. 1996;17:121-46.
65. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue:Methods and results. J Dent Res. 2005;84(2):118-32.
66. De Munck J. An in vitro and in vivo study on the durability of biomaterial-tooth bond. Leuven, Belgium, Katholike Universiteit. Doctoral Thesis, 2004.
67. De Santis R, Mollica F, Prisco D, Rengo S, Ambrosio L, Nicolais L. A 3D analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces using X-ray micro-CT. Biomaterials. 2005;26(3):257-70
68. Değer S, Caniklioğlu MB. Metal-Seramik çalışmalarında kullanılan seramik materyalinin genel özellikleri. AÜ Dişhek Fak Derg. 1998;25:115-20.
69. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. J Dent Res. 1995;74:1591-96.
70. Denissen H, Alma-Dozi C, Van der Zel J, Van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. J Prosthet Dent. 2000;84:506-13.
71. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1999;81:135-41.
72. Didier D, Spreafico R. Adhesive metal free restorations, Quintessence Pub Co Inc, London, 1999;192-7.
73. Dykema D, Goodacre R, Phillips D. Johnston's modern practice in fixed prosthodontics. W.B Sounders Company. 1986.
74. El Zohairy AA, De Gee AJ, Hassan FM and Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. Dent Mater. 2004;20:778-87.
75. Erçoban E. İki farklı kor yapım tekniğine sahip In Ceram ve IPS Empress tam porselen sistemlerinin iki farklı dentin kalınlıkları ve farklı fırınlama sayılarında gösterdikleri renk değişikliklerinin incelenmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 1998.
76. Ergin S, Gemalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. J Prosthet Dent. 2002;88:491-7.
77. Ernst C, Wenzl N, Stender E, Willershausen B. Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement. J Prosthet Dent. 1998;79:472-6.
78. Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature. Clin Oral Investig. 2004;8(3):130-8.
79. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. J Prosthet Dent. 2005;93: 551-8.
80. Federlin M, Krifka S, Herpich M, Hiller KA, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. Oper Dent. 2007;32: 251–60.

81. Federlin M, Schmidt S, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. Oper Dent. 2004;29:560–70.
82. Federlin M, Sipos C, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns. Influence of preparation design and luting material on margin integrity-a scanning electron microscopic study. Clin Oral Invest. 2005;9: 8–17.
83. Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, Jesion G, Kleerekoper M. The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. J Bone Miner Res. 1989 ;4(1):3-11.
84. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. J Prosthet Dent. 1991;65(3):357–64.
85. Ferrari M, Mason PN, Poli L, Di Dente M. Marginal adaptation of crowns: A scanning electron microscopic investigation. Int J Periodontics Restorative Dent. 1994;14:272-9.
86. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Junior SM. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. J Prosthodont. 2004;13(1):28-35.
87. Frankenberger R, Tay F. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater. 2005;21:397-412.
88. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999;27(2):89-99.
89. Gassino G, Monfrin B, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: A new in vitro 360-degree external examination procedure. Int J Prosthodont.2004;17: 218-23.
90. 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 preparation. J Prosthet Dent. 2004;45:138-45.
91. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. J Dent. 1994;22:247-51.
92. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. J Prosthet Dent. 1995;73:49-54.
93. Gemalmaz D, Ergin Ş. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2002;87:189-96.
94. Gemalmaz D, Ozcan M, Alkumru HN. A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. J Adhes Dent. 2001;3(3):273-83.
95. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain. J Prosthet Dent. 1995;73:411-18.
96. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. Compend Contin Educ Dent. 1996;17:779-94.
97. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. Marginal fit of Zirconia posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont. 2008;21(5):398-9.
98. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. J Prosthet Dent. 2001;85:363-76.
99. Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı. Gülhane Tıp Dergisi. 2002;44(4):457-63.
100. Grey NJ, Piddock V, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. J Dent. 1993;21(1):47-51.
101. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. J Prosthet Dent. 2000;83(1):40-9.
102. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II.Zirconia-based dental ceramics Dent Mater. 2004;20:449-56.
103. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia, Int J Prosthodont. 2002;15:339-46.
104. Güngör MA, Dündar M, Karaoglu Ç, Sonugelen M, Artunç C. Tam seramik malzemelerde basamak seklinin gerilim dağılımına etkisi: Sonlu elemanlar stres analizi. E Ü Dishek Fak Derg. 2005;26:145-53.
105. Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Von Hagen S. Microleakage of compomer class V restorations:effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. J Prosthet Dent. 2000; 83(2):194-203.
106. Hansen PA, West LA. Allergic reaction following insertion of Pd-Cu-Au fixed partial denture: A clinical report. J Prosthodont. 1997;6: 144-48.
107. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2000;83(4):396-401.

108. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. J Dent Res. 2000;79:1385-91.
109. Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. Dent Mater. 2010;26(3):193-206.
110. Helvatjoglou-Antoniades M, Theodoridou-Pahini S, Papadogiannis Y, Karezis A. Microleakage of bonded amalgam restorations: Effect of thermocycling. Oper Dent. 2000;25: 316-23.
111. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM- Fillings of the future, Int Dent J. 1997;47:247-258.
112. Ho ST, Hutmacher DW. A comparison of micro CT with other techniques used in the characterization of scaffolds. Biomaterials. 2006;27:1362–76.
113. Holand W. Materials science fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic. Ivoclar-Vivadent-Report No:12. 1998.
114. Holmes RJ, Bayne CS, Holland AG, Sulik DW. Considerations in measurements of marginal fit. J Prosthet Dent. 1989;62:405-8.
115. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent. 1992;67:859-65.
116. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. Dent Mater. 2002;18(2):179-88.
117. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics. J Biomed Mater Res.2000;53:297-303.
118. Ibarra G, Johnson GH, Geurtsen W, Vargas MA. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. Dent Mater. 2007;23:218-25.
119. Ivoclar Vivadent. IPS Empress System-the original. Scientific Documentation. http://www.roedentallab.com/downloads/emaxpressdata.pdf. 2005.
120. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. J Prosthet Dent. 1991;65:436–42.
121. Jang KT, Chung DH, Shin D, Garcia-Godoy F. Effect of eccentric load cycling on microleakage of class V flowable and packable composite resin restorations. Oper Dent. 2001;26:603-608.
122. Jones DW. Development of dental ceramics. Dent Clin N Am. 1985;29:621-645.
123. Kara Ö. Farklı seramik inleylerin dentine bağlanma dayanımlarında yüzey işlemlerinin etkisi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, 2013.
124. Kato H, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. Bond strength and durability of porcelain bonding sysytems. J Prosthet Dent. 1996;75:163-68.
125. Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin. J Oral Rehabil. 2001;28(8):703-7.
126. Kelly DH. Opponent-color receptive-field profiles determined from large-area psychophysical measurements. J Opt Soc Am A. 1989;6(11):1784-93.
127. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dent Mater. 2008;24:289-98.
128. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. J Prosthet Dent. 1996;75:18-30.
129. Kelly JR. Dental ceramics:current thinking and trends. Dent Clin North Am. 2004;48:513-30.
130. Kern M, Schaller HG, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. Int J Prosthodont. 1993;6(6):585-91.
131. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic:adhesive methods and their durability, J Prosthet Dent. 1995;73:240-9.
132. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. J Prosthodont. 2011;20(7):535-40.
133. 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.
134. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. Dent Mater J. 2007 ;26(5):659-64.
135. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. J Prosthet Dent. 2004 ;92(4):359-64.

136. Krasanaki ME, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G. X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD/CAM alumina copings:a pilot study. Int J Prosthodont. 2012;25(2):170-2.
137. Landis FA, Stephens JS, Cooper JA, Cicerone MT, Lin-Gibson S. Tissue engineering scaffolds based on photocured dimethacrylate polymers for in vitro optical imaging. Biomacromolecules. 2006;7:1751–7.
138. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns validation of the silicone replica method. J Oral Rehabil. 2008;35:116–22.
139. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials Design Of Ceramic-Based Layer Structures For Crowns. J Dent Res. 2002;81(6):433–8.
140. Lehner CR, Scharer P. All ceramic crowns. Curr Opin Dent. 1992;2:45-52.
141. Lin MT, Sy-Muñoz J, Muñoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. Int J Prosthodont. 1998 ;11(6):580-90.
142. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent. 2008; 29:482,484,486-8.
143. Lohbauera U, Horstb T, Frankenberger R. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. Dent Mater. 2003;19:435–40.
144. Lopes MB, Consani S, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations. J Prosthet Dent. 2005;94:430-4.
145. Lu R, Harcourt JK, Tyas MJ, Alexander B. An investigation of the composite resin/porcelain interface. Aust Dent J. 1992;37:12-9.
146. Lu YC, Tseng H, Shih YH, Lee SY. Effects of surface treatments on bond strength of glass-infiltrated ceramic. J Oral Rehabil. 2001;28(9):805-13.
147. Ludwig. Investigation of fracture resistance of full porcelain crowns. Dent Labor. 1991 ;39(5):647-51.
148. Lui, JL. The effect of firing shrinkage on the marginal fit of porcelain jacket crowns. British Dent J. 1980;149:43-5.
149. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: Effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. J Prosthet Dent. 1999;81:662-7.
150. Malkoc M.Yapıştırıcı simanlarda polimerizasyon sonrası oluşan hava kabarcıkları,çözünürlük,su emilimi ve sıkışma direncinin incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Entitüsü Doktora Tezi,2010.
151. Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. Dent Clin N Am. 2011;55:311-32.
152. Marocho SM, Ozcan M, Amaral R, Bottino MA, Valandro LF. Effect of resin cement type on the microtensile bond strength to lithium disilicate ceramic and dentin using different test assemblies. J Adhes Dent. 2013;15(4):361-8.
153. Martin N, Jedynakiewicz NM. Interface dimensions of Cerec 2 mod inlays. Dent Mater. 2000;16:68-74.
154. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit:The ProceraAllCeram crown. J. Prosthet. Dent. 1998;80: 394-404.
155. Mc Cabe JF, Walls AWG. Applied dental materials. Eighth Edition. Blackwell Science, UK. 2000;77.
156. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics Vol I. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago. 1980.
157. 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.
158. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. Compend Contin Educ Dent. 1998;19:307-26.
159. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J. 1965;119(6): 251-67.
160. McLean JW, Jeansonne EE, Chiche G, Pinault A. All- Ceramic Crowns And Foil Crowns. In Esthetics Of Anterior Fixed Prosthodontics. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago. 1994: 97–113.
161. McLean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001;85:61-6.
162. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J. 1971;131:107-11.

163. McLean JW. The science and art of dental ceramics. Oper Dent. 1991;16:149-56.
164. Meleo D, Manzon L, Pecci R, Zuppante F, Bedini R. A proposal of microtomography evaluation for restoration interface gaps. Ann Ist Super Sanita. 2012;48(1):83-8.
165. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. J Prosthet Dent. 2001;85:575-84.
166. Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for placement of restorations in permanent teeth in general dental practice. Int Dent J. 2000;50:361-6.
167. Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. Dent Mater. 1996;12(4):245-9.
168. Monaco C, Baldissara P, dall'Orologio GD, Scotti R. Short-term clinical evaluation of inlay and onlay restorations made with a ceromer. Int J Prosthodont. 2001;14:81-6.
169. Mou S, Chai T, Wang JS, Shiau YY. Influence of different convergence angles and tooth prepation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. J Prosthet Dent. 2002;87:3.
170. Mörmann WH, Bindl A. All ceramic, chairsidecomputer aided design /computer aided machining restorations. Dent Clin N Am. 2002;46:405-26.
171. Mörmann WH. International Symposium on Computer Restorations. Interview by Daniel Ott. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 1991;101(7):921-4.
172. Müller R, Hahn M, Vogel M, Delling G, Rüegsegger P. Morphometric analysis of noninvasively assessed bone biopsies:comparison of high-resolution computed tomography and histologic sections. Bone. 1996;18:215-20.
173. Nakamura T Dei, N Kojima, T Wakabayashi K. Marginal and Internal Fit of Cerec 3 CAD/CAM All-Ceramic Crowns. Int. J. Prosthodont. 2003;16(3): 244-7.
174. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K,Wakabayashi K, et al. In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. Dent Mater . 2005;24:456–9.
175. Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. Dent Mater. 2004;20:972-8.
176. O'Brien WJ. Dental Materials and their selection. Second ed. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago. 1997; 97-106.
177. O'Brien WJ. Dental Materials and their Selection, Second ed. Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago 2002;132-156.
178. Oh SC, Dong JK, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. Int J Prosthodont. 2000;13:468-72.
179. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effect of cyclic loading on the strength of allceramicmaterials. Int J Prosthodont. 1999;12:28-37.
180. Oi T, Saka H, Ide Y. Three-dimensional observation of pulp cavities in the maxillary first premolar tooth using micro-CT. Int Endod J. 2004;37:46-51.
181. Oilo G. Sealing and retentive ability of dental luting cements. Acta Odontol Scand. 1978;36(6):317-25.
182. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. Dent Mater. 2003;19(8):725-31.
183. Ozgunes G. Farklı CAD/CAM Sistemleriyle Hazırlanan Kron Protezlerinde kenar Uyumunun İncelenmesi. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, 2008.
184. Ödman P, Andersson B. Procera All Ceram crowns followed for 5 to 10.5 years: A prospective clinical study. Int J Prosthodont. 2001;14(6):504-9.
185. Ölmez A, Öztas N, Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. Quintessence Int. 1998;29:725-9.
186. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. J Prosthet Dent. 2006;96:104-14.
187. Palin W, Trevor Burke FJ. Trends In Indirect Dentistry:8. Cad/Cam Technology. Dent Update. 2005;32: 566–72.
188. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent. 1992;67:325-7.
189. Palmer DS, Barco MT, Pelleu GB, McKınney JE. Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material. J Prosthet Dent. 1991;65(2):192-5.
190. Parkinson CR, Sasov A. High-resolution non-destructive 3D interrogation of dentin using X-ray nanotomography. Dent Mater. 2008;24:773–7.
191. Pascoe D. An evaluation of the marginal adaptation of extracoronal restorations during cementation. J Prosthet Dent. 1983;49:657-62.

192. Pattanaik BK, Nagda SJ. An evaluation of retention and marginal seating of Ni-Cr alloy cast restorations using three different luting cements: An in vitro study. Indian J Dent Res. 2012;23(1):20-5.
193. Pekkan G, Hekimoglu C. Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. J Prosthet Dent. 2009;102(4):242-52.
194. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades Geur. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. J Esthet Dent. 2009; 4(3):278-92.
195. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1994;72:585-90.
196. Peters OA, Laib A, Rüegsegger P, Barbakow F. Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. J Dent Res. 2000;79:1405-9.
197. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation:effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. Int Endod J. 2003;36:86-92.
198. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. J Prosthodont. 2005;14(1):39-45.
199. Polansky R, Heschl A, Arnetzl G, Haas M, Wegscheider W. Comparison of the marginal fit of different all-ceramic and metal-ceramic crown systems: an in vitro study. J Stomat Occ Med. 2010;3:106–10.
200. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP.Influence of margin design and taper abutment angle on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. Int J Prosthodont. 2003;16(4):442-9.
201. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramic Update. J Dent. 1997;25(2):91–5.
202. Qualtrough AJE, Piddock V. Dental ceramics: What's new?. Dent Update. 2002;29:25-33.
203. 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. J Prosthet Dent. 2004;92:250-7.
204. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures:A review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;86(5):520-25.
205. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am. 2004; 48(2): 531-44.
206. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2002;88:1.
207. Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 1995;8:303-10.
208. Rinke S, Margraf G, Jahn L, Hüls A. The quality appraisal of copy-milled complete-ceramic crown structures(Celay/In-Ceram). Schweiz Monatsschr Zahnmed. 1994;104(12):1495-9.
209. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restoration. JADA. 1997;128:297-307.
210. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. St.Lois the C. F. 2006;112-8.
211. Roulet JF, Degrange M. Adhesion:The Silent Revolution In Dentistry. Quintessence Pub Co Inc, Tokyo, 2000;56-9.
212. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. Scanning Microsc.1989;3(1):147-58.
213. Roulet JF, Söderholm KJM, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. J Dent Res. 1995;74:381-7.
214. Ruegsegger P. The use of peripheral QCT in the evaluation of bone remodelling. The Endocrinol. 1994;4:167-76.
215. Rungruangaunt P, Kelly JR, Adams DJ. Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns. J Dent. 2010;38(12):995-1000.
216. Sarafianou A, Kafandaris NM. Effect of convergence angle on retention of resin-bonded retainers cemented with resinous cements. J Prosthet Dent. 1997;77: 475-81.
217. Sarret DC. Prediction of clinical outcomes of a restoration based on in vivo marginal quality evaluation. J Esthet Dent. 2007;9(Suppl. 1):117–20.
218. Schaefer O, Schmidt M, Goebel R, Kuepper H. Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2012; 108(3): 165-72.
219. Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 1988;59:534-42.

220. Scotti R, Catapano S, D'Elia A. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. Int J. Prosthodont. 1995;8(4): 320-3.
221. Seghi RR, Denry I, Brajevic F. Effect of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics. Int J Prosthodont. 1992;5(4):309-14.
222. Sengun A, Unlü N, Ozturk B, Ozer F. Microtensile bond strength of two resin composite materials placed with direct and indirect techniques under simulated pulpal pressure. J Adhes Dent. 2005 ;7(3):197-202.
223. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. J Dent. 2009;37(5):374-82.
224. Sharp LJ, Choi IB, Lee TE, Sy A, Suh BI. Volumetric shrinkage of composites using video-imaging. J Dent. 2003;31:97–103.
225. Shillingburg HT, Jacobi R, Brackett SE. Biomechanical Principles of Preparation. In Fundamentals of Tooth Preparations for Cast Metal and Porcelain Restorations. 2nd ed. Quintessence Publishing Co Singapore. 1991;13-44.
226. Shillingburg HT. Fundamentals of fixed prosthodontics. Third Edition. Quintessence Publishing Co, Inc. 1997.
227. Siervo S, Pampalone A, Valenti G, Bandettini B, Siervo R. Porcelain CAD-CAM veneers. Some new uses explored. J Am Dent Assoc. 1992;123:63-7.
228. Sim C, Ibbetson RJ. Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. Int J Prosthodont. 1993;6:36-42.
229. Simon JF, de Rijk WG, Hill J, Hill N. Tensile bond strength of ceramic crowns to dentin using resin cements. Int J Comput Dent. 2011;14(4):309-19.
230. Sky Scan 1174 instruction manual 2007, http://www.skyscan.be/next/ctan_usermanual.pdf.
231. Son YH, Han CH, Kim S. Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. J Dent. 2012;40(10):866-72.
232. Sorensen JA, Torres TJ, Kang SK, Avera SP. Marginal fidelity of ceramic crowns with different margin designs. J Dent Res. 1990;69:279.
233. Souza RO, Özcan 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. J Prosthodont. 2012;21(2):94-100.
234. Stacey GD. A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel. J Prosthet Dent. 1993;70(5):395-402.
235. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. Dent Mater. 2009; 25:494–9.
236. Stoll R, Fischer C, Springer M, Stachniss V. Marginal adaptation of partial crowns cast in pure titanium and in a gold alloy-an in vivo study. J Oral Rehabil. 2002;29:1-6.
237. Strating, H, Pameijer CH, Gildenhuys RR. (1981). Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I. J Prosthet Dent. 1981;46:59-65.
238. Suarez MJ., Villaumbrosia PG, Lozano JFL. Comparison of the marginal fit of procera allcream crowns with two finish lines. Int J Prosthodont. 2003;16:229-32.
239. Subasi G, Ozturk N, Inan O, Bozogullari N. Evaluation of marginal fit of two all-ceramic copings with two finish lines. Eur J Dent. 2012; 6(2):163-8.
240. Suh PS, Johnson R., White SN. Fit of veneers made by CAD/CAM and platinum foil methods. Oper Dent. 1997;22:121-7.
241. 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.
242. Sun J, Lin-Gibson S. X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. Dent Mater. 2008;24:228–34.
243. Syu JZ, Byrne G, Laub WL, Land FM. Influence of finish line geometry on the fit of crowns. Int J Prosthodont. 1993;6:25-30.
244. Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. Atatürk Ünv Diş Hek Fak. Derg. 2009;19(1):61-7.
245. Şenyılmaz DP. Dual akslı çiğneme simülatörü ile yapılan dinamik yorulmanın tam seramik ve metal destekli seramik kronların kırılma dayanıklılığına etkisi. Ankara, Hacettepe Üniversitesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2005.
246. Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue behavior of dental porcelain modified by surface deposition of a YSZ thin film. J Prosthodont. 2008;17:527–31.
247. Tiba A, Charlton DG, Vandewalle KS, Ragain JC. Comparison of two video-imaging instruments for measuring volumetric shrinkage of dental resin composites. J Dent. 2005;33:757–63.

248. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconiabased ceramics. J Dent. 2000;28(7):529-35.
249. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm seramik kronlar. İzmir, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi,2002.
250. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. J Dent. 2007;35:68–73.
251. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. Austr Dent J. 1995;40:17–21.
252. Uludamar A, Akalın B, Özkan Y. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. Cumhuriyet Dent J. 2011;14(2):140-53.
253. Ural C, Burgaz Y, Saraç D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. Quintessen Int. 2010;41(7):585-90.
254. Ural Ç. Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminde marjinal uyumların in-vitro olarak değerlendirilmesi. Samsun, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2006.
255. Ushivata O, Moraes JV. Method for marginal measurement of restorations:accesory device for toolmakers microskope. J Prosthet Dent. 2000;83:362-6.
256. Üçtaslı S, Gemalmaz D. Bölümlü Metal Desteksiz Seramikler. TDBD. 2002;71:68-76.
257. Vahidi F, Egloff ET, Pano FV. Evaluation of marginal adaptation of all ceramic crowns and metal ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1991;66:426-31.
258. Verna C, Dalstra M, Wikesjö UM, Trombelli L,Carles Bosch. Healing patterns in calvarial bone defects following guided bone regeneration in rats. A micro-CT scan analysis. J Clin Periodontol. 2002;29(9):865-70.
259. Verslius A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. Dent Mater. 1996;12:290-4.
260. Vita,Vitablocs Mark II for Cerec. http:// vident.com/files/2009/01/cerecmarkii.usermanual pdf2009
261. Von Fraunhofer JA, Adachi EI, Barnes DM, Romberg E. The effect of tooth preparation on microleakage behavior. Oper Dent. 2000;25:526-33.
262. Vult P, Von Steyern, Carlson P, Nilner K. All-Ceramic Fixed Partial Dentures Designed According To The DC-Zirkon Technique. A 2-Year Clinical Study. J Oral Rehabil. 2005;32:180–7.
263. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems; Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice. Dental Clin North Amer. 1992;36:765-82.
264. Watanabe EK, Yatani H, Yamashita A, Ishikawa K, Suzuki K. Effects of thermocycling on the tensile bond strength between resin cement and dentin surfaces after temporary cement application. Int J Prosthodont. 1999;12(3):230-5.
265. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1991;66:747-53.
266. Wolfart S, Linnemann J, Kern M. Crown retention with use of different sealing systems on prepared dentine. J Oral Rehabil. 2003;30:1053–61.
267. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri II. GÜ Dishek Fak Derg. 2005;22:49-60.
268. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2003;90:459–64.
269. Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bala BT, TıraĞ T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Dent Mater. 2011;27:786–95.
270. Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Effects of two silane coupling agents, a bonding agent, and thermal cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. J Prosthet Dent. 2001;85(2):184-9.
271. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara. 1993;60-9.
272. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 2004;140-1.
273. Zawta C. Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report. Quintessence Int. 2001;32:351-9.
274. Zeno-Tec System Brochure http://www.wielanddental.de/en usermanualpdf2006.
275. Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. J Prosthet Dent. 2003;89:565-71.

10. ÖZGEÇMİŞ

1983'de Amerika'nın Maryland eyaletinde doğdu. İlkokulu İstanbul Mehmet Akif İlköğretim Okulu'nda, ortaokul ve liseyi Adana Anadolu Lisesi'nde tamamladıktan sonra 2001 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde okumaya hak kazandı. 2007 yılında mezun olup; 2008 yılında Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora eğitimine başlamıştır. Halen aynı bölümde doktora eğitimine devam etmektedir. Yabancı dili İngilizcedir. Evli ve 1 çocuk sahibidir.