T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

# CAD/CAM İLE FARKLI MONOLİTİK BLOKLARDAN ÜRETİLEN KURON RESTORASYONLARIN MARJİNAL VE İNTERNAL UYUMLARININ MİKRO-BT İLE DEĞERLENDİRİLMESİ VE KIRILMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

**GİZEM ÜRÜT**

**TEZ DANIŞMANI**
**DR. ÖĞR. ÜYESİ CUMHUR KORKMAZ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**DOKTORA TEZİ**
**AĞUSTOS/2023**

# İTHAF

“Aileme ithaf ediyorum”

# TEŞEKKÜR

Doktora eğitimi ve tez yazım sürecimin bütün aşamalarında desteğini esirgemeyen, engin bilgisi ve tecrübesi ile çalışmama katkı sağlayan, meslek hayatımda ufkumu açan, değerli tecrübeleri ile yol gösteren, kıymetli hocam, danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Cumhur KORKMAZ'a,

Doktora eğitimim süresince bilgilerinden ve yardımlarından faydalandığım, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Hamidiye Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nın değerli öğretim üyeleri sayın Prof. Dr. Arzu ATAY'a ve sayın Dr. Öğr. Üyesi Sibel DİKİCİER'e,

Tez jürimin değerli üyeleri sayın Prof. Dr. İbrahim Bülent ŞERMET'e, sayın Prof. Dr. Nuriye Emel DERVİŞ'e ve sayın Doç. Dr. Bahar Başak KIZILTAN ELİAÇIK'a,

Doktora süresince eğitimime katkıları olan tüm Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı öğretim üyelerine; beraber çalışmayı keyifli kılan sevgili asistan arkadaşlarıma,

Hayatımın her anında maddi manevi desteğini benden hiç esirgemeyen, bugünlere gelmemde büyük emekleri olan, bana sonsuz sevgi ve anlayışla yaklaşan, her konuda destek olan ve varlıklarını her zaman yanımda hissettiğim; merhum babam Hüseyin ÜRÜT'e, annem Emine ÜRÜT'e, ablam Kevser KARADENİZ'e, abim Kerem ÜRÜT'e

Sonsuz teşekkür ederim.

Gizem ÜRÜT

Bu proje Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2022/028 numarası ile desteklenmiştir.

# İÇİNDEKİLER

İTHAF ..... iv
TEŞEKKÜR ..... v
İÇİNDEKİLER ..... vi
TABLOLAR LİSTESİ ..... viii
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... ix
RESİMLER LİSTESİ ..... x
SİMGELER VE KISALTMALAR ..... xii
ÖZET ..... xv
ABSTRACT ..... xvii
1. GİRİŞ VE AMAÇ ..... 1
2. GENEL BİLGİLER ..... 3
2.1. DENTAL SERAMİKLER ..... 3
2.2. TAM SERAMİKLER ..... 4
2.1.1. Tam Seramik ve Seramik Benzeri Restoratif Materyallerin Sınıflandırılması ..... 5
2.2.1.1. Cam matriks seramikler. ..... 7
2.2.1.2. Polikristalin seramikler ..... 9
2.2.1.3. Rezin matriks seramikler ..... 10
2.2.2. Tam Seramik Restorasyonların Avantaj ve Dezavantajları ..... 12
2.2.3. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyon ve Kontrendikasyonları ..... 13
2.3. CAD/CAM SİSTEMLERİ ..... 14
2.3.1. CAD/CAM Komponentleri ..... 15
2.3.1.1. Bilgisayar destekli ölçü (computer-aided impression) ..... 15
2.3.1.2. Bilgisayar destekli tasarım (computer-aided design) ..... 15
2.3.1.3. Bilgisayar destekli üretim (computer-aided manufacturing) ..... 16
2.3.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları ..... 17
2.3.3. CAD/CAM Sistemlerinde Üretimde Kullanılan Materyaller ..... 18
2.4. MARJİNAL VE İNTERNAL UYUM ..... 21
2.4.1. Direkt Güdük Üzerinden Ölçü Tekniği ..... 24
2.4.2. Silikon Replika Tekniği ..... 24
2.4.3. Rezin Replika Tekniği ..... 24
2.4.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği ..... 25
2.4.5. Üç Boyutlu Yüzey Tarama ile Ölçüm Tekniği ..... 25
2.4.6. Mikro-BT Tekniği ..... 25

2.5. PROTETİK MATERYALLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİ İNCELEME YÖNTEMLERİ ..... 27
2.5.1. Makaslama Testi (Shear Test) ..... 28
2.5.2. Çekme Testi (Tensile Test) ..... 28
2.5.3. Bükme Testi (Bending Test) ..... 29
2.5.4. Burkulma Testi (Torsion Test) ..... 29
2.5.5. Basma Testi (Compressive Test) ..... 29
3. GEREÇ VE YÖNTEM ..... 31
3.1. ANA MODELİN HAZIRLANMASI ..... 32
3.2. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI ..... 33
3.3. TEST ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI ..... 37
3.4. RESTORASYONLARIN ÜRETİMİ ..... 40
3.5. TEST ÖRNEKLERİNİN MİKRO-BT İLE TARANMASI ..... 46
3.6. MARJİNAL VE İNTERNAL UYUMUN DEĞERLENDİRİLMESİ ..... 48
3.7. RESTORASYONLARIN SİMANTASYONU ..... 52
3.8. RESTORASYONLARIN KIRILMA DAYANIMLARININ ÖLÇÜLMESİ ..... 54
4. BULGULAR ..... 56
4.1. MARJİNAL VE İNTERNAL UYUMUN DEĞERLENDİRİLMESİ ..... 56
4.1.1. Marjinal Uyum ..... 56
4.1.2. Basamak Uyumu ..... 64
4.1.3. Aksiyel Uyum ..... 67
4.1.4. Oklüzal Uyum ..... 71
4.2. KIRILMA DAYANIMIN DEĞERLENDİRİLMESİ ..... 73
5. TARTIŞMA ..... 77
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER ..... 89
KAYNAKLAR ..... 91

# TABLOLAR LİSTESİ

**Tablo 2. 1:** Dental porselenin yapısı, oranları ve içerikleri ..... 3

**Tablo 2.2:** Tek seans CAD/CAM restorasyonlarında kullanılan bazı bloklar..... 19

**Tablo 3.1:** Çalışmada kullanılan CAD/CAM monolitik bloklar ve özellikleri..... 38

**Tablo 3.2:** Çalışmada kullanılan cihazlar ve özellikleri ..... 38

**Tablo 3.3:** Çalışmada kullanılan sarf malzemeler ve özellikleri..... 39

**Tablo 3.4:** Vita Suprinity blokların kristalizasyon/glaze fırınlama parametreleri ..... 44

**Tablo 3.5:** IPS e.max CAD blokların kristalizasyon/glaze fırınlama parametreleri ..... 44

**Tablo 4.1:** Farklı basamak lokasyonlarında örnek gruplarına ait MMA değerleri ..... 57

**Tablo 4.2:** Farklı basamak lokasyonlarında örnek gruplarına ait MA değerleri..... 61

**Tablo 4.3:** Farklı basamak lokasyonlarında örnek gruplarına ait BU değerleri..... 64

**Tablo 4.4:** Farklı aksiyel duvar lokasyonlarında materyal gruplarına ait AU değerleri..... 68

**Tablo 4.5:** MD ve BL yöndeki oklüzal uyumun değerlendirilmesi ..... 71

**Tablo 4.6:** Kırma testi sonucunun değerlendirilmesi ..... 74

**Tablo 4.7:** Farklı materyaller ve basamak lokasyonlarındaki MMA ve kırma dayanımı korelasyonu……..75

# ŞEKİLLER LİSTESİ

**Şekil 2.1:** Tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin sınıflandırılması ..... 6

**Şekil 2.2:** Farklı ölçüm tipleri terminolojisi ..... 22

**Şekil 2.3:** Holmes ve ark.'nın uyumsuzluk terminolojisi..... 23

**Şekil 2.4:** Mikro-BT'nin şematik görünümü..... 26

**Şekil 2.5:** Protetik materyallerin mekanik özelliklerini incelemede uygulanan testler ..... 28

**Şekil 3.1:** Çalışmaya ait iş akış şeması ..... 31

**Şekil 3.2:** Chamfer bitim kenarına sahip tasarım ..... 32

**Şekil 4.1:** Grupların MMA değerlerinin basmağın mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerindeki dağılımları ve ortalama MMA değerleri ..... 57

**Şekil 4.2:** Grupların mezial, distal, bukkal ve lingual basamaklardaki MMA değerleri .... 58

**Şekil 4.3:** Grupların MA değerlerinin basmağın mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerine göre dağılımları ve ortalama MA değerleri ..... 61

**Şekil 4.4:** Grupların mezial, distal, bukkal ve lingual basamaklardaki MA değerleri..... 62

**Şekil 4.5:** Grupların BU değerlerinin basmağın mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerine göre dağılımları ve ortalama BU değerleri ..... 65

**Şekil 4.6:** Grupların mezial, distal, bukkal ve lingual basamaklardaki BU değerleri..... 65

**Şekil 4.7:** Grupların AU değerlerinin aksiyel duvarların mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerine göre dağılımları ve ortalama AU değerleri..... 68

**Şekil 4.8:** Grupların mezial, distal, bukkal ve lingual aksiyel duvarlardaki AU değerleri . 69

**Şekil 4.9:** Grupların meziodistal ve bukkolingual kesitlerdeki ve ortalama OU değerleri . 72

**Şekil 4.10:** Grupların meziodistal ve bukkolingual kesitlerdeki OU değerleri ..... 72

**Şekil 4.11:** Grupların kırma testi değerleri..... 74

**Şekil 4.12:** Vita Suprinity grubunun ortalama MMA değerleri ile kırılma dayanımı korelasyonu..... 76

# RESİMLER LİSTESİ

**Resim 3.1:** Dört eksenli CNC tezgahı..... 33

**Resim 3.2:** Akriliğe gömülmüş paslanmaz çelik ana model..... 33

**Resim 3.3:** Paslanmaz çelik ana modelin tarama görüntüleri ..... 34

**Resim 3.4:** Tarama verilerinin Exocad porgramında işlenmesi ..... 35

**Resim 3.5:** 3D Printer cihazı ve sıvı modelleme rezini ..... 35

**Resim 3.6:** 3D printer cihazında üretilen rezin modeler..... 36

**Resim 3.7:** Numaralandırılmış rezin modeller..... 36

**Resim 3.8:** Çalışmada kullanılan CAD/CAM monolitik bloklar ..... 37

**Resim 3.9:** Model tarama cihazı..... 40

**Resim 3.10:** Exocad programında kuron restorasyonların tasarımı ..... 41

**Resim 3.11:** Yapılan tasarımın freze işlemi..... 41

**Resim 3.12:** Beş eksenli frezeleme ünitesi..... 42

**Resim 3.13:** Mekanik cila için kullanılan cila lastikleri ve cila patı..... 42

**Resim 3.14:** IPS e.max CAD ve Vita Suprinity bloklardan üretilen kuron restorasyonların porselen fırınında kristalizasyonları..... 43

**Resim 3.15:** Kristalizasyon/glaze işlemleri tamamlanan restorasyonlar ..... 45

**Resim 3.16:** Mikro-BT cihazı..... 46

**Resim 3.17:** Mikro-BT ile taranan örneğin BMP görüntüsü ..... 47

**Resim 3.18:** Dataviewer programında Mikro-BT tarama verilerinin kesitsel görüntüsü ... 48

**Resim 3.19:** İki boyutlu aksiyel projeksiyonların CTan yazılımına aktarılması..... 49

**Resim 3.20:** Meziodistal ve bukkolingual kesitler ..... 49

**Resim 3.21:** Ölçümler için kullanılan meziodistal ve bukkolingual kesitler**Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**

**Resim 3.22:** Ölçüm yapılan noktalar, basamak uyumu, aksiyel uyum, oklüzal uyum..**Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**

**Resim 3.23:** Marjinal uyumun, marjinal aralık ve mutlak marjinal aralık olmak üzere iki yönden değerlendirilmesi.....**Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**

**Resim 3.24:** Simantasyon adımları. ..... 53

**Resim 3.25:** Çalışmada kullanılan Universal Kırma Test Cihazı ve örneklerin konumlandırılması..... 55

# SİMGELER VE KISALTMALAR

**ADA** : Amerikan Diş Hekimleri Birliği

**$Al_2O_3$** : Alüminyum oksit

**ATZ** : Alumina ile güçlendirilmiş zirkonya

**AU** : Aksiyel uyum

**BisGMA** : Bisfenol A-glisidil metakrilat

**B** : Bukkal

**BU** : Bukkal uyum

**BL** : Bukkolingual

**CAD** : Bilgisayar destekli tasarım

**CAI** : Bilgisayar destekli ölçü

**CAM** : Bilgisayar destekli üretim

**CaO** : Kalsiyum oksit

**CCD** : Yük bağlaşımlı cihaz

**$CeO_2$** : Seryum oksit

**CNC** : Bilgisayarlı sayısal kontrol

**D** : Distal

**dk** : Dakika

**FSZ** : Tam stabilize zirkonya

**GPa** : Giga paskal

**ISO** : Uluslararası standartlar örgütü

**$K_2O$** : Potasyum oksit

**$K_2Al_2Si_8O_{16}$** : Potasyum feldspar

**kg** : Kilogram

**kVp** : Pik kilovoltaj

**L** : Lingual

**$La_2O_3$** : Lantan oksit

**LED** : Işık yayan diyot

**LCD** : Sıvı kristal ekran

**M** : Mezial

**mA** : Miliamper

**MA** : Marjinal aralık

**MD** : Meziodistal

**$MgAl_2O_4$** : Magnezyum alüminat

**mikro-BT** : Mikro bilgisayarlı tomografi

**MMA** : Mutlak marjinal aralık

**mm** : Milimetre

**MPa** : Mega paskal

**N** : Newton

**$Na_2O$** : Sodyum oksit

**$O^2$** : Oksijen

**OU** : Oklüzal uyum

**PSZ** : Parsiyel sinterize zirkonya

**s** : Saniye

**SEM** : Taramalı elektron mikroskobu

**Si** : Silisyum

**$SiO_2$** : Silikon dioksit

**$SiO_4$** : Silisyum tetrahedra

**ss** : Standart sapma

**STL** : Stereolitografi

**TEGDMA** **:** Trietilen glikol dimetakrilat

**TIFF** **:** Etiketli resim dosyası formatı

**TZP** **:** Tetragonal zirkonya polikristalinler

**UDMA** **:** Üretan dimetakrilat

**$Y_2O_3$** **:** Yitriyum oksit

**Y-TZP** **:** Yitriyum ile stabilize zirkonya

**$ZrO_2$** **:** Zirkonyum dioksit

**ZTA** **:** Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina

**3D** **:** Üç boyutlu

**µm** **:** Mikrometre

**°C** **:** Santigrat derece

**°F** **:** Fahrenheit derece

**%** **:** Yüzde

# CAD/CAM İLE FARKLI MONOLİTİK BLOKLARDAN ÜRETİLEN KURON RESTORASYONLARIN MARJİNAL VE İNTERNAL UYUMLARININ MİKRO-BT İLE DEĞERLENDİRİLMESİ VE KIRILMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

## ÖZET

**Amaç:** Çalışmanın amacı, dört farklı monolitik bloktan CAD/CAM yöntemi ile üretilen kuron restorasyonların mikro-BT ile marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmek ve kırılma dayanımlarını incelemektir.

**Gereç ve Yöntem:** Mandibular ikinci premolar dişi simüle eden 48 adet örnek; üç boyutlu yazıcı ile modelleme rezininden üretildi. Gruplar, feldspatik seramik (Vita Mark II), lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD), zirkonyum infiltre lityum silikat seramik (Vita Suprinity), hibrit seramik bloklardan (Vita Enamic) oluşturuldu (n=12). Simantasyon öncesi marjinal ve internal aralıkları, mikro-BT (Sky Scan 1172) ile ölçüldü. 2 boyutlu analiz için DataViewer (V.1.5.1.2; SkyScan), 3 boyutlu analiz için CTAn (V.1.14.4.1; SkyScan) yazılım programları kullanıldı. Self adeziv rezin simanla simante edilen örneklerin kırılma dayanımları universal test cihazı ile ölçüldü. İstatistiksel analizlerde IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu, Shapiro Wilks testiyle değerlendirildi. Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway Anova, varyansı homojen gruplarda Tukey HDS, homojen olmayanlarda Tamhane's T2 testleri kullanıldı. Grup içi karşılaştırmalarında, varyans analizi ve Bonferroni, meziodistal ve bukkolingual kesitlerin değerlendirmesinde paired sample t testleri kullanıldı. Mutlak marjinal aralık değerleri ve kırılma dayanımı arasındaki korelasyonda Pearson Korelasyon Analizi uygulandı.

**Bulgular:** Gruplar arası karşılaştırmalarda marjinal aralık, mutlak marjinal aralık, basamak uyumu, aksiyel uyum ve oklüzal uyum değerleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p<0,05$).

Kırılma dayanımları açısından karşılaştırıldığında; değerler arasında anlamlı farklılık bulunmazken, Vita Mark II<Vita Enamic<IPS e.max CAD<Vita Suprinity şeklinde bir sıralama oluşmuştur ($p=0,067$).

**Sonuç:** Materyal farklılığının, kuronların marjinal, internal uyumlarında anlamlı farklılığa neden olurken kırılma dayanımlarındaki farkın anlamlı olmadığı bulunmuştur. Grupların her biri için, MMA değerleri ile kırılma dayanımları arasında korelasyon tespit edilememiştir.

**Anahtar Kelimeler:** CAD/CAM, Kırılma Dayanımı, Marjinal ve İnternal Uyum, Mikro-BT, Monolitik Blok

# THE EVALUATION OF INTERNAL AND MARGINAL FIT OF CROWN RESTORATIONS MANUFACTURED FROM DIFFERENT CAD/CAM MONOLITHIC BLOCKS BY MICRO-CT AND INVESTIGATION OF FRACTURE STRENGTH


## ABSTRACT

**Aim:** The aim of the study is to evaluate the marginal and internal fit of crown restorations manifactured by CAD/CAM method from four different monolithic blocks with micro-CT and to examine the fracture strength.

**Materials and Methods:** 48 examples simulating the mandibular second premolar tooth; it was manifactured from modeling resin with a three-dimensional printer. Groups were formed from feldspathic ceramic (Vita Mark II), lithium disilicate ceramic (IPS e.max CAD), zirconium infiltrated lithium silicate ceramic (Vita Suprinity), hybrid ceramic blocks (Vita Enamic) (n=12). Marginal and internal fits were measured with micro-CT (Sky Scan 1172) before cementation. DataViewer (V.1.5.1.2; SkyScan) was used for 2D analysis; CTAn software programs (V.1.14.4.1; SkyScan) were used for 3D analysis. The fracture strength of the specimens cemented with self-adhesive resin cement was measured with a universal tester. IBM SPSS Statistics 22 program was used for statistical analysis. The conformity of the parameters to the normal distribution was evaluated with the Shapiro Wilks test. Oneway Anova was used for comparisons between groups, Tukey HDS was used in groups with homogeneous variance, and Tamhane's T2 tests were used in non-homogeneous groups. Paired sample t tests were used for analysis of variance and evaluation of Bonferroni, mesiodistal and buccolingual sections in group comparisons. Pearson Correlation Analysis was applied for the correlation between MMA values and fracture strength.

**Results:** In comparisons between groups, marginal gap, absolute marginal gap, occlusal fit, finish line fit and axial fit values were statistically significantly ($p<0.05$).

When compared in terms of fracture strength; while there was no significant difference between the values, a ranking was formed as Vita Mark II<Vita Enamic<IPS e.max CAD<Vita Suprinity ($p=0.067$).

**Conclusion:** It was found that the difference in material caused a significant difference in the marginal and internal fit of the crowns, while the difference in fracture strength was not significant. There was no correlation between absolute marginal discrepancy values and fracture strengths for each of the groups.

When compared in terms of fracture strength; Vita Mark II<Vita Enamic<IPS e.max CAD<Vita Suprinity.

**Key Words:** CAD/CAM, Fracture Strength, Marginal And Internal Fit, Micro-CT, Monolithic Block

# 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik diş hekimliğinde esas amaç; kaybedilen fonksiyon, fonasyon ve estetiğin rehabilite edilmesidir (1). Geleneksel porselen restorasyonlar; estetik olmalarının yanı sıra, sıvı absorbe etmemeleri, ısı iletmemeleri ve ağız içi dokularda irritasyona sebep olmamaları gibi önemli avantajlara sahiptir (2). Öte yandan; kırılgan olmaları, karşıt doğal dişte aşınmaya sebep olmaları, diş dokusunda fazla miktarda preparasyon gerektirmeleri, alt yapı materyali olarak kullanılan bazı alaşımların alerjik reaksiyona sebep olmaları ve özellikle anterior bölgede estetik açıdan yetersiz olmaları gibi dezavantajları da vardır (2).

Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM – computer-aided design/computer-aided manufacturing) sistemlerindeki güncel gelişmeler, tam seramik restorasyonların kullanımını yaygınlaştırmıştır (3). Dijital yöntemlerin kullanımı ile iş akışı basamaklarının sadeleştirilmesi ve tedavi süresinin kısaltılması sonucu, hata oranının ve kontaminasyon riskinin azaltılması amaçlanmaktadır (4).

Tam seramik restorasyonlarda yeterli mekanik dayanıklılık için, geleneksel porselen restorasyonlara kıyasla daha fazla diş preparasyonu gerekmektedir. Son zamanlarda kullanımı yaygınlaşan güncel seramik ve seramik benzeri materyaller, seramik ile polimer kombinasyonu ile oluşmaktadır. Bu materyaller, daha az diş preparasyonu ile restorasyonun tamamlanması ve böylece diş dokusunun korunması gibi üstünlüklere sahiptirler (5).

Güncel tam seramik restorasyonlarda; estetik beklentiyi karşılamanın yanı sıra fiziksel ve mekanik özelliklerin artırılması, böylece materyallerin klinik kullanım alanlarının genişletilmesi hedeflenmektedir (5–7).

Restorasyonun iç yüzeyi ile prepare edilmiş dişin aksiyal duvarı arasındaki uyum; "internal uyum" olarak tanımlanırken, restorasyon bitim sınırı ile preparasyon sınırları arasındaki uyum ise "marjinal uyum" olarak ifade edilmektedir (6,8).

Sabit restorasyon ile dayanak diş arasındaki marjinal ve internal aralığın kabul edilebilir miktarda olması; mikrosızıntıya bağlı olarak gelişen kenar renklenmelerini, çürük oluşumunu, pulpal ve periodontal hastalıkların meydana gelmesini sınırlayarak dayanak dişin sağkalımında büyük rol oynar (9,10).

Bu çalışmnın amacı; dört farklı monolitik bloktan CAD/CAM sistemi ile üretilen kuron restorasyonların, mikro-bilgisayarlı tomografi (mikro-BT) yöntemi ile marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmek, kırılma dayanımlarını incelemek ve klinisyenlere materyal seçiminde yardımcı olmaktır.

Çalışmanın hipotezleri;

1. Farklı materyallerden üretilen monolitik kuronların; marjinal, internal uyumlarında ve kırılma dayanımlarında farklılığın olduğu,
2. Farklı monolitik kuronların, marjinal uyumları ile kırılma dayanımı arasında korelasyon olduğudur.

# 2. GENEL BİLGİLER

## 2.1. DENTAL SERAMİKLER

Seramik, “topraktan yapılmış” ya da “yanmış madde” anlamına gelen Yunan dilindeki “keramos, keramikos” kelimelerinden köken almaktadır (11). Kimyasal yapı açısından değerlendirildiğinde; bir ya da daha fazla metal ile metal olmayan bir elementten (sıklıkla oksijen atomu) oluşan bir bileşimdir.

Dental seramik ise, dört oksijen ($O^{2-}$) ile merkezinde yer alan bir silisyumun ($Si^{4+}$) oluşturduğu silisyum tetrahedradan ($SiO_4^{4-}$) meydana gelmektedir (12). Bu yapı; diğer elementler ile kovalent ve iyonik bağlar oluşturulabilir. Oluşan güçlü bağlar; yüksek elastisite modülü, sertlik, stabilite, kimyasal ve termal dış etkenlere karşı dayanıklılık gibi üstün fiziksel özellikler sağlarken; elektrik iletkenliği, kırılganlık gibi olumsuz özelliklerin de ortaya çıkmasına sebep olmaktadır (6,11).

Dental seramikler; bir veya daha fazla oksijen atoma sahip metal ya da yarımetal elementleri (aluminyum, bor, kalsiyum, seryum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) ihtiva ederler (13). Feldspar, kuartz ve kaolin, dental porselenin temel yapısını oluşturur (Tablo2.1) (14–16).

**Tablo 2. 1:** Dental porselenin yapısı, oranları ve içerikleri (14–16)

| BİLEŞEN | ORAN | KİMYASAL YAPI |
|---|---|---|
| Feldspar | %75-85 | $K_2OAl_2O_26SiO_2$ ve $Na_2O_2Al_2O_26SiO_2$ |
| Kuartz | %12-22 | $Si_2O$ |
| Kaolin | %3-5 | $Al_2O_32SiO_22H_2O$ |

Feldspar; dental seramiklerin yapısında %75-85 oranında bulunmakta ve ana yapıyı oluşturmaktadır. Fırınlama esnasında eriyerek, birleştirici özelliği ile kaolin ve kuartzı sarıp yapının bütünlüğünü sağlamaktadır (17).

Kuartz; dental seramiklerin yapısında %12-22 oranında bulunmakta ve doldurucu görevi yapmaktadır (17,18). Seramiğin yapısına katılan diğer bileşenlere göre daha yüksek erime derecesine sahip olan kuartz; termal genleşme katsayısını kontrol altında tutarak, fırınlama sonucunda oluşan büzülmeleri önlemekte ve yapıyı stabilize ederek, diş formunun ve detayların kaybolmasını engellemektedir (19).

Kaolin; dental seramiklerin yapısına %3-5 oranında ilave edilmekte ve seramiğin şekillendirilebilme ve opaklık özelliklerine yardımcı olmaktadır (17,20).

Üç temel bileşen dışında, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri ile translüsensi özelliklerini geliştirmek amacıyla çeşitli maddeler de dental seramiklerin yapısına katılabilmektedir.

Akışkanlar ve cam modifiye ediciler: Sinterleme aşamasının düşük ısıda yapılabilmesi amacıyla kimyasal maddeler ya da akışkanlar (borik asit ya da alkali karbonatlar) ilave edilmektedir (21).

Ara oksitler: Dental seramiklerin yapısına ara oksitler (alüminyum oksit) eklenerek akışkanlığa karşı direnç oluşması hedeflenmektedir (21).

Renk pigmentleri: Seramik fırınlanması esnasında bozunmaya uğramaksızın optik özelliklerde çeşitlilik oluşturmayı sağlayan metal oksitlerdir.

Opaklaştırıcı ajanlar: Küçük boyutlarda öğütülmüş metal oksitlerden oluşmaktadır. Seryum, zirkonyum, titanyum ya da kalay oksit ilave edilerek seramiğin opaklık özellikleri değiştirilebilir (21).

Seramiğin yapısına potas, soda gibi bileşikler de ilave edilebilir. Bir dental porselenin kalitesi onu oluşturan bileşenlerin seçimi, içerikteki maddelerin oranı ve fırınlama prosedürlerinin doğruluğundan etkilenir (16).

### 2.2. TAM SERAMİKLER

Geleneksel porselen restorasyonların dezavantajları ve artan estetik gereksinim sonucu, metal alt yapı kullanımının elimine edilmesine yönelik arayışlar artmıştır. Bu amaçla ilk zamanlarda basamak seramiği kullanılmış, daha sonra ise metal kalınlığını azaltmak amacıyla platin folyo tekniği geliştirilmiş, zamanla metal altyapı içermeyen restorasyonlar tercih edilmiştir (22,23).

### 2.1.1. Tam Seramik ve Seramik Benzeri Restoratif Materyallerin Sınıflandırılması

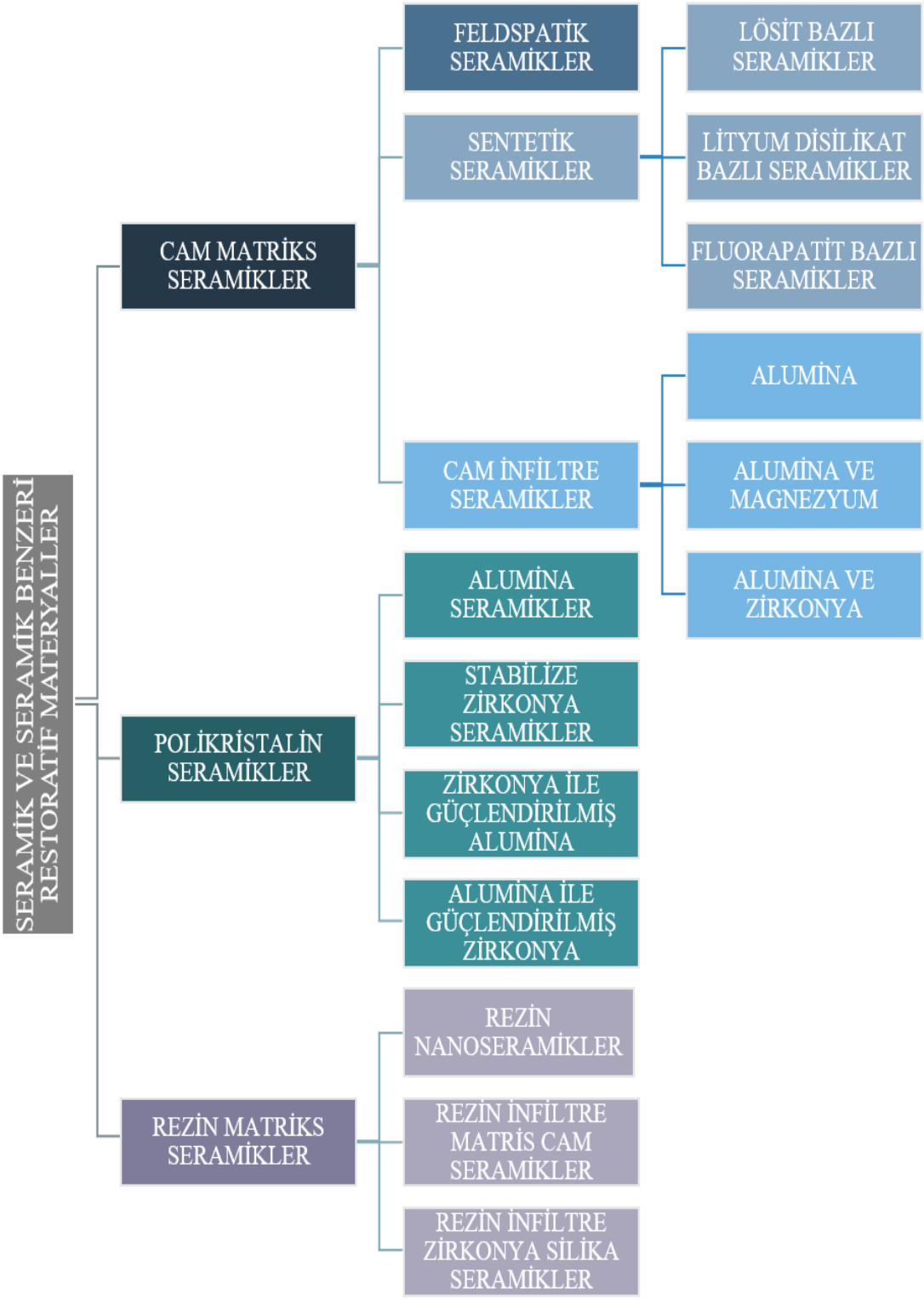
Günümüzde tam seramik sistemlerin sınıflandırılması, iletişim ve eğitimde kolaylık sağlama amaçlarına ek olarak yeni materyallerdeki güncel gelişmelerin takibi için de büyük önem taşır.

Tam seramik sistemler; kompozisyonları, mikroyapıları, translusentlikleri, üretim prosedürleri, fırınlama ısıları, kırılma dayanımları, altyapı materyali olarak kullanımları ve klinik endikasyonları gibi birçok faktör göz önünde bulundurularak, farklı şekillerde sınıflandırılmıştır (24–26).

Yeni materyallerin de dahil olmasıyla daha güncel sınıflandırma sistemleri oluşturma ihtiyacı doğmuştur. İdeal sınıflandırma, klinisyenlere; materyalin hangi bölgede kullanılacağı (anterior-posterior), restorasyon türü (parsiyel kuron, tam kuron, köprü, vb.) ve simantasyon prosedürü (geleneksel simantasyon-adeziv simantasyon) hakkında yol gösterici özellikte olmalıdır (26,27).

Tam seramik sistemlerin güncel sınıflandırması, 2015 yılında Gracis ve ark. tarafından yapılmıştır. Bu sınıflamada, tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller; üretim şekillerine (platin folyo, slip-casting, CAD/CAM, vb.), kullanım amaçlarına (altyapı, monolitik, veneer), asitlenebilirliklerine ve klinik endikasyonlarına (kuron, köprü, implant üstü restorasyon, vb.) göre üç gruba ayrılmaktadır (Şekil 2.1) (26).

Gracis ve ark. nın tarafından yapılmış olan bu sınıflamada; cam-matriks seramikler, polikristalin seramikler ve rezin-matriks seramikler bulunmaktadır. Her grup, kimyasal içeriklerine göre alt gruplara ayrılmaktadır. Böylece, tam seramik ve seramik benzeri bir restorasyon materyali cam-matriks fazının ya da seramik partikülleri ile doldurulmuş bir organik matriks fazının varlığına göre sınıflandırılabilmektedir (26).




**Şekil 2.1:** Tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin sınıflandırılması (26)

**2.2.1.1. Cam matriks seramikler:** Cam-matriks seramikler, cam fazı içeren ve metalik olmayan inorganik seramik materyallerdir. Feldspatik, sentetik ve cam infiltre seramikler olmak üzere üç alt grupta sınıflandırılırlar (26).

- **Feldspatik Seramikler:** Doğal yollarla oluşan feldspar, kuartz ve kaolinden oluşan geleneksel seramik grubudur. Potasyum feldspar ($K_2Al_2Si_8O_{16}$) ile lösit kristalleri, bir kristal faz oluşturmaktadır. Metal ya da seramik altyapıların veneerlenme aşamasında feldspatik seramikler kullanılmaktadır (26).

- **Sentetik Seramikler:** Doğal hammadde kaynaklarından bağımsız olarak sentetik bileşenlerden üretilen, değişik oranlarda silisyum dioksit ($SiO_2$), potasyum oksit ($K_2O$), sodyum oksit ($Na_2O$) ve alüminyum oksit ($Al_2O_3$) içeren seramik türüdür. Sentetik seramikler; lösit bazlı seramikler, lityum disilikat bazlı seramikler ve fluoroapatit bazlı seramikler olmak üzere üç alt gruba ayrılmaktadır (26).

- ✓ ***Lösit bazlı seramikler;*** cam matriks yapının lösit kristali ile güçlendirilmesi ile oluşturulan seramiklerdir. Lösit bazlı seramikler, yüksek stabiliteye ve estetik özelliklere sahiptir. Doğal dişle uyumluluğu değerlendirildiğinde; translüsensi, renk ve aşınma özellikleri bakımından başarılı restorasyonlardır. Mekanik özellikleri; lösit kristal boyutlarından, kristal hacim fraksiyonlarından, lösit ve cam fazlardaki termal genleşme ve elastik modülden etkilenmektedir (28). Lösit bazlı cam seramikler ile veneer, inley, onley ve kuron dahil olmak üzere monolitik restorasyonlar üretilebilmektedir (29).

- ✓ ***Lityum disilikat cam seramikler;*** 300 ile 400 MPa arasında yüksek eğilme mukavemetine, yüksek kırılma tokluğuna ve yüksek optik özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir (30). Bu cam seramiklerin yüksek mekanik mukavemeti, iç içe geçmiş mikro yapı ve kristallerin şeklinden kaynaklanmaktadır. Çatlak yayılmasını engelleyen yüksek kristal içerik ve grenli tanecikler ile karakterize yapıdadır (31). İnley, onley, laminate veneer, kuron olmak üzere çok çeşitli restorasyonlar üretilebilmektedir. CAD/CAM sistemleri, press sistemleri ya da tabakalama yoluyla işlenebilirler (29).

Lityum disilikat seramiklerden CAD/CAM yöntemi ile restorasyon üretmek için bloklar hazırlanmıştır (32). Kısmen kristalize edilmiş bu mavi bloklar yaklaşık %40 lityum metasilikat kristalleri içermektedir. Kısmen kristalize edilmesinin sebebi kazıma işlemi sırasında kolaylık sağlamaktır. Kazıma işleminden sonra kristalizasyon için firma önerileri doğrultusunda fırınlama işlemine tabi tutulması gerekmektedir. Kısmen kristalize blokların mavi renkte olmasından sorumlu renklendirici iyonlar, fırınlama

işleminden sonra diş rengini oluşturmaktadır. Kristalizasyon işleminin lityum metasilikat kristallerini, yüksek mukavemetten sorumlu olan lityum disilikat kristallerine dönüştürdüğü bilinmektedir (33).

✓ ***Fluoroapatit bazlı seramikler;*** Hidroksiapatit ve florapatit cam seramiklerinin mükemmel biyouyumluluğu, kemikte ve dişte bulunan apatit kristalinin kimyasal ve kristalografik benzerlikleri ile ilişkilendirilmektedir. Florapatitin, apatit kristalindeki OH iyonları ile florun yer değiştirmesi sonucu oluşan, hidroksiapatite göre daha stabil olan biyoaktif bir bileşik olduğu bilinmektedir. Florapatit esaslı cam seramikler ile diş minesinin sertliği arasındaki benzerlik vardır. Apatit içerikli cam seramiklerin kimyasal ve mekanik özellikleri, biyouyumluluğu ve faz ayrımı üzerine yapılan çeşitli çalışmalar literatürde mevcuttur (34).

➢ **Cam-infiltre Seramikler*:*** Alumina, alumina ve magnezyum, alumina ve zirkonya olmak üzere üç alt grupta sınıflandırılmaktadır (26).

✓ ***Alumina****;* 1989 yılında slipcasting tekniği ile üretilen In-Ceram Alumina ilk cam-infiltre seramik materyalidir. Slip casting tekniği kullanılarak üretilen poröz yapıdaki alümina kor içine, lantan oksit camının infiltrasyonu ile daha dayanıklı bir materyal elde edilmektedir. Yapısında yüksek oranda alüminyum oksit ($Al_2O_3$) bulundurmaktadır. Ayrıca üreticiye göre farklılık gösterebilmekle beraber lantan oksit ($La_2O_3$), silisyum dioksit ($SiO_2$), kalsiyum oksit (CaO) ve diğer oksitleri de içermektedir. Yüksek opasiteye sahip olması nedeniyle daha estetik restorasyonlar için porselen ile venerlenmesi gerekmektedir (26).

In-Ceram Alumina seramik sistemi, diğer seramiklere nazaran 3-4 kat daha fazla bükülme dayanımına sahip olması ile anterior bölgede metal altyapı gerekliliğini ortadan kaldırmakta ve üç üye köprü restorasyonların ve posterior bölgede tek kuron restorasyonların uygulanmasına olanak sağlamaktadır (6,35).

✓ ***Alumina ve Magnezyum;*** In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina'nın yüksek opasiteye sahip olması gibi olumsuz özelliklerin önüne geçmek amacıyla 1994 yılında benzer bir üretim yöntemiyle ticari olarak tanıtılmıştır. Bu tam seramik materyali, lantan oksit camının, sentetik olarak üretilen gözenekli magnezyum alüminat ($MgAl_2O_4$) çekirdeğe infiltrasyonu ile elde edilmektedir (26).

Yapıya magnezyum spinell katılması sonucu, alümina esaslı materyalin translüsentlik gibi optik özellikleri gelişmektedir. Ancak In-Ceram Spinell diğer cam-infiltre seramik materyallerine göre daha düşük bükülme direnci ve mekanik dayanıklılık göstermektedir. Bu nedenle endikasyonu anterior kuronlarla sınırlıdır (6).

✓ ***Alumina ve Zirkonya;*** Seramiği güçlendirmek amacıyla yapıya %35 oranında kısmi stabilize zirkonya oksitin katıldığı In-Ceram Alumina sisteminin modifiye edilmiş hali ile In-Ceram Zirkonya elde edilmiştir. Kor materyalinin opasitesinin yüksek olması nedeniyle, posterior bölgede kuron ve üç üyeli sabit bölümlü protetik restorasyonlarda endikedir (26,36).

**2.2.1.2. Polikristalin seramikler:** Cam fazı içermeyen, metalik olmayan alumina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alumina ve alumina ile güçlendirilmiş zirkonya olmak üzere dört gruba ayrılan, inorganik seramik materyallerdir. İnce grenli kristalin yapıda olmaları nedeniyle kırılmaya karşı üstün dayanıklılık sergileyen polikristalin seramikler, translusentlikleri nedeniyle estetik açıdan sınırlıdır. Ayrıca, içeriğinde cam fazı bulundurmaması, bu seramiklerin hidroflorik asitle pürüzlendirilmesini zorlaştırmakta, daha yüksek derece sıcaklıklarda ya da daha uzun süre asitlenmelerini gerektirmektedir (26,37).

➢ **Alumina Seramikler:** İlk alumina seramikler, 1990'lı yılların ortalarına doğru CAD/CAM ile üretilebilen kor materyali olarak diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. İçerdiği $Al_2O_3$ (%99,5'e kadar) yüksek saflıktadır. En yüksek elastisite modülüne (E=300 GPa) sahip tam seramik grubu olması, bu materyal kullanılarak yapılan restorasyonlarda kütlesel kırıklara daha çok rastlanılmasına yol açmıştır. Alumina materyalinin kırılma eğilimi gibi kısıtlılıkları ve stabilize zirkonyanın transformasyon sertleşmesi gibi gelişmiş mekanik özellikleri; zamanla alumina seramiklerin kullanımının azalmasına ve stabilize zirkonyaya yönelimi artırmıştır (26).

➢ **Stabilize Zirkonya Seramikler:** Saf zirkonya başka oksitlerle alaşımlanarak tamamen ya da kısmen stabilize edilebilmekte ve oda sıcaklığında tetragonal ya da kübik fazda tutulabilmektedir. Kalsiyum oksit, magnezyum oksit, yitriyum oksit ve seryum oksit; en sık kullanılan stabilize edici ajanlardır. Elde edilen alaşımlar sonucu zirkonya seramikler; tam stabilize zirkonya (FSZ), kısmi stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olmak üzere üç ana grupta sınıflandırılır. FSZ'deki zirkonya kübik formda olup, %8 molden fazda yitriyum oksit

($Y_2O_3$) içermektedir. PSZ, kübik bir matrikste nano boyutlu tetragonal ya da monoklinik partiküllerin çökelmesiyle meydana gelir. TZP ise, çoğunlukla yitriya ya da seryum oksit ile stabilize edilmiş tetragonal fazda monolitik materyallerdir. Protetik diş hekimliği uygulamalarında kullanılan tüm zirkonyalar TZP'nin Y-TZP formunda bulunmaktadır. Y-TZP, kazıma ve sinterleme işlemleri sonrasında en yüksek sertliği ve kırılma dayanımını göstermektedir (26). Tarihsel olarak bakıldığında zirkonya ilk olarak üstyapısı porselenle veneerlenmek üzere bir altyapı materyali olarak üretilmiş ve bu şekilde uygulanmaya başlanmıştır. Zirkonya materyalindeki gelişmeler, monolitik restorasyonların üretimine olanak sağlamıştır. Gerektiğinde boyama solüsyonları infiltre edilerek renklendirilebilen, monokromatik uniform bir materyaldir. Dentin ve minedeki renk geçişlerini taklit edebilen polikromatik CAD/CAM blokların ve disklerin kullanımı her geçen gün artmaktadır. Ayrıca bu zirkonya materyaller, translusentlikleri artırılarak ve estetik özellikleri geliştirilerek üretilmeye devam etmektedir (26).

- **Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina ve Alumina ile Güçlendirilmiş Zirkonya:** Zirkonyanın genellikle tetragonal fazda kısmen stabilize olması ve aluminanın ortalama değerlerde tokluk özelliğine sahip olması; zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA) ve alumina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) materyallerinin gelişiminde büyük bir role sahiptir. Yapıdaki zirkonya veya alumina yüzdesi üreticiye bağlı olarak farklılık gösterebilmektedir. Sınıflandırma amacıyla araştırıcılar; ZTA'da ağırlık olarak %50'den fazla aluminyum ve ATZ'de ağırlık olarak %50'den fazla zirkonyum ihtiva etmesi şartını koşmuştur (26). Bu bileşikler Y-TZP ile kıyaslandığında; düşük ısılarda bozunmaya karşı direnci, daha yüksek sertlik ve kırılma tokluğu gibi birtakım üstün özelliklere sahiptir. Ayrıca yorulma dayanımı Y-TZP'ye oranla iki kat daha fazladır (38).

**2.2.1.3. Rezin matriks seramikler:** Rezin matriks seramikler; porselen, seramik, cam ve cam seramik içerebilen inorganik refrakter bileşiklerin baskın olduğu polimer matriksleridir. Rezin nanoseramikler, rezin matriks infiltre cam seramikler, rezin matriks infiltre zirkonya-silika seramikler olmak üzere kendi içlerinde üç grupta sınıflandırılırlar (26).

Geleneksel seramik terimi; "yüksek sıcaklıklarda (600°C/1,112°F ve üzeri) işlenmiş, preslenmiş, cilalanmış ya da kazınmış porselen, cam ve cam seramikler dahil olmak üzere metal veya rezin olmayan inorganik refrakter bileşikler" şeklinde tanımlanmıştır. Ancak güncel seramik teriminin, 2013 yılında ADA Dental Prosedürler

ve Adlandırma Yasası ile "porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler de dahil olmak üzere ağırlıklı olarak inorganik refrakter bileşikler içeren preslenmiş, fırınlanmış, cilalanmış ya da kazınmış materyaller" şeklinde değiştirilmesiyle birlikte sınıflamaya rezin matriks seramikler de dahil edilmiştir. Daha az baskın olan organik fazı içerip içermediği dikkate alınmaksızın, ağırlıkça %50'den fazla refrakter inorganik bileşenlerden oluşan materyaller bu sınıfta bulunmaktadır (26).

Geleneksel seramiklere nazaran, elastisite modülünün dentine yakın olması, cam matriks veya polikristalin seramiklere göre nazaran daha kolay uyumlanabilmeleri ve kompozit rezin ile tamir edilebilmeleri, üretici ve hekimin rezin-matriks seramiklere yönelimini artırmıştır (26).

- **Rezin Nanoseramikler:** Rezin nanoseramikler ağırlıkça %80 oranında nanoseramik partiküllerin meydana getirdiği rezin matriks yapıdan oluşur. Zirkonya nanopartikülleri (4-11 nμ çapında), silika nanopartikülleri (20 nμ çapında) ve zirkonya-silika nano kümelerinin kombinasyonu doldurucu parçacıkların arasındaki boşluğu azaltır. Bu kombinasyon sayesinde materyal daha yüksek nanoseramik içeriğe sahip olur (26).

- **Rezin Matriks İnfiltre Cam Seramikler:** Rezin matriks infiltre cam seramikler, feldspatik seramik ağ (ağırlıkça %86 ve hacimce %75) ile polimer ağ (ağırlıkça %14 ve hacimce %25) olmak üzere iki tip ağın kombinasyonundan meydana gelmektedir. Üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) polimer ağını oluşturmaktadır. Böylece hem seramik hem de kompozitin avantajlarını içinde barındıran hibrit bir materyal elde edilmektedir. Abrazyon ve elastikiyet gibi mekanik özellikleri, dentin dokusuyla benzerlik göstermektedir. Seramik restorasyonlara kıyasla karşıt dişte daha az abrazyona neden olduğu bildirilmiştir (26).

- **Rezin Matriks İnfiltre Zirkonya-Silika Seramikler:** Rezin matriks infiltre zirkonya-silika seramikler, ağırlıkça farklı oranlarda seramik yüzdelerinin yanı sıra farklı organik matrikslerle de içeriği değiştirilebilen, silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA ve pigmentleri yapısında barındıran çeşitli varyasyonları olabilen seramik sınıfıdır. İnorganik içeriği ağırlıkça %60'tan fazladır. %85 ultra ince zirkonya-silika seramik partiküllerinin (0,6 μm'lik sferik fromda), bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA) ve TEGDMA polimer matriksine gömülü olduğu ve patentli bir üçlü başlatıcı sistemini içeren kompozit materyali de diğer bir örnek olarak gösterilebilir (26).

### 2.2.2. Tam Seramik Restorasyonların Avantaj ve Dezavantajları

Tam seramik restorasyonların avantajları:

- ✓ Geleneksel porselen restorasyonlarda karşılaşılan altyapı alaşımının sebep olduğu dişetinde meydana gelen gri renklenme, metal korozyonu, toksik ve alerjik yan etkiler, yetersiz translusensi özellikleri, tam seramik restorasyonlarda karşılaşılmamaktadır.
- ✓ Baskı kuvvetleri karşısında yüksek dayanıma sahiptirler.
- ✓ Genleşme katsayısı ve iletkenlik gibi ısısal özellikleri diş dokusuna yakındır.
- ✓ Metal-seramik arasındaki bağlantı sorunu, alt yapı ile veneer seramiği arasında yoktur.
- ✓ X-ışınlarını geçirgen özellikte oldukları için, mevcut restorasyon altındaki dayanak dişin kök kanalı rahatlıkla görüntülenebilir.
- ✓ Renkte derinlik sağlama ve ışığı yansıtma gibi yüksek optik özelliklere sahip olmaları, geleneksel porselen restorasyonlarda görülen ve veneer seramiğinin iç yüzeyinde bulunan opak porseleninden kaynaklı, doğal olmayan renk yansımaları ve metal bantlı bir görünüm sergilememeleri ile doğal diş yapısına daha yakın görünümdedirler.
- ✓ Komşu ve karşı metal restorasyonlarla temas sonucu galvanik akım oluşturmazlar (17,39–46).

Tam seramik restorasyonların dezavantajları:

- ✓ Çekme ve gerilme kuvvetlerine karşısında yeterince güçlü değildirler.
- ✓ Üretim prosedürleri özel ekipman gerektirmektedir, uzun zaman alır ve yüksek maliyetlidir.
- ✓ Sağkalım oranı geleneksel porselen restorasyonların sağkalım oranları kadar yüksek değildir.
- ✓ Özellikle basamaklı preparasyon gerektiren seramik sistemlerinin üst çene posterior bölgede uygulaması zordur.

- ✓ Uzun gövdeli köprü sistemlerinde kullanımının uygun olmadığı bildirilmiştir (2,39,47).

### 2.2.3. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyon ve Kontrendikasyonları

Tam seramik restorasyonların endikasyonları:

- ✓ Travma ve/veya geniş çürük lezyonlarına bağlı madde kaybının fazla olduğu dişlerde,
- ✓ Konjenital veya gelişimsel diş renklenmelerinde,
- ✓ Abrazyon, atrizyon veya erozyon nedeniyle aşınmış dişlerde,
- ✓ Diastema varlığında,
- ✓ Konjenital veya gelişimsel diş eksikliğinin olduğu vakalarda,
- ✓ Direkt restorasyona uygun olmayan, aşırı madde kaybı olan endodontik tedavili dişlerde,
- ✓ Metallerin alerjik ve toksik etkilerinden kaçınılması gereken vakalarda, tam seramik restorasyonlar endikedir (48–50).

Tam seramik restorasyonların kontrendikasyonları:

- ✓ Diş preparasyonu sonrası interokluzal aralığın 1'mm den az olduğu durumlarda,
- ✓ Kısa kuron boyuna sahip dişlerde,
- ✓ Mezio-distal mesafenin yetersiz olması nedeniyle basamaklı preparasyonun uygun olmadığı alt keser dişlerde,
- ✓ Periodontal olarak yeterince güçlü olmayan dişlerde,
- ✓ İleri derecede maloklüzyonu olan vakalarda,
- ✓ Basamaksız preparasyon yapılmış olan dişlerin yeniden restore edildiği durumlarda,
- ✓ Derin kapanış ve ileri itimin fazla olduğu durumlarda,
- ✓ Bruksizm, pipo kullanımı gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip bireylerde,

- ✓ Ağız hijyeninin yetersiz olduğu hastalarda, tam seramik kuronlar tercih edilmemelidir (1,39,47,50–53).

### 2.3. CAD/CAM SİSTEMLERİ

Gün geçtikçe daha da önem kazanan dijital diş hekimliği kavramı, bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişmeler sonucu ön plana çıkmaktadır. 1980'lerin başından itibaren geliştirilmeye başlanan CAD/CAM tekniklerinin günümüzde yaygın olarak kullanılması ile tam seramik restorasyonların üretimi hızla artmaktadır (54).

1970'li yıllardan itibaren, dişin ağız içi optik ölçüsünün alınması ile restorasyon üretmeye yönelik çalışmalara başlayan Dr. Duret, CAD/CAM sistemlerini diş hekimliğine tanıtan ilk kişidir (55). CAD/CAM sistemlerinin kliniklerde hasta başında kullanılabilmesini amaçlayan Dr. Mormann, 1980 yılında CEREC sistemini (Sirona, Bensheim, Almanya) geliştirmiştir. CEREC sistemi ile, preparasyonu yapılmış dayanak dişin ağız içi kamera ile optik ölçüsü alındıktan sonra, restorasyon tasarımı ve seramik bloktan kazınması işlemi kompakt bir makine tarafından gerçekleştirmiştir. Böylece, preparasyonun yapıldığı günde restorasyonların da üretilebilmesi imkanı oluşmuştur. Tüm bu gelişmeler CAD/CAM sisteminin diş hekimliği sektöründe hızlıca yayılmasını sağlamıştır (56). Laboratuvar prosedürleri olmaksızın ilk kuron, 1983 yılında üretilmiştir (57).

1980'lerin başında altın fiyatlarındaki ciddi artış sonucu, bu alaşımlara alternatif nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Metal alerjisinin çok yaygın olduğu Kuzey Avrupa gibi bölgelerde antialerjik özelliği nedeniyle titanyuma geçiş amaçlanmıştır. Titanyumun döküm yoluyla elde edilmesinin oldukça zor ve yüksek maliyetli olması sebebiyle Dr. Andersson, titanyum kopingleri üretmiştir. Dr. Andersson'un geliştirdiği Procera (Nobel Biocare, Gothenburg, İsveç) sistemi ile kompozit veneer restorasyonların üretiminde CAD/CAM teknolojisi kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistem, dünyanın çeşitli yerlerinden uydu aracılığıyla gelen veriler ile tam seramik altyapıların üretimine olanak sağlayan bir üretim merkezi şeklinde çalışmaya başlamıştır (55).

Güncel CAD/CAM sistemleri ile inlay, onlay, veneer, kuron, endokuron, köprü restorasyonları, implant dayanakları, cerrahi rehber, total protezler, maksillo-fasiyal protezler, hareketli parsiyel protezlerin altyapı üretimi ve ortodontik apareyler için de

kullanılabilmektedir (58,59). Sirona firması tarafından piyasaya sürülen CEREC cihazının (Sirona, Bensheim, Almanya) tanıtılmasını takiben Duret (Sopha Bioconcept System, Amerika), Celay (Mikurona Technologie AG, İsviçre), Procera (Nobel Biocare AB, İsveç), Cercon (Dentsply DeguDent, Almanya), Cicero (Cicero Dental, Hollanda), Lava (3M ESPE, Seefeld, Almanya), 3Shape (3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) Kavo (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Almanya) sistemleri piyasaya sürülen gibi birçok CAD/CAM sistemi mevcuttur (54,60).

### 2.3.1. CAD/CAM Komponentleri

CAD/CAM sistemleri; bilgisayar destekli ölçü (computer-aided impression); preparasyonu takiben dayanak, komşu ve karşı dişlerin görüntülerinin elde edilmesi, bilgisayar destekli tasarım (computer-aided design); preparasyona uygun restorasyon tasarımının bilgisayar ortamında yapılması, bilgisayar destekli üretim (computer-aided manufacturing); restorasyonun üretilmesi (58,61) olmak üzere 3 ana komponentten meydana gelir.

**2.3.1.1. Bilgisayar destekli ölçü (computer-aided impression):** Restore edilecek, preparasyonu tamamlanmış dayanak dişe ait optik verilerin elde edilmesi, farklı CAD/CAM sistemlerinde çeşitli yöntemler kullanılarak yapılmaktadır. Esas olarak, optik ve mekanik olmak üzere iki tarama sistemi mevcuttur. Dijital ölçü, bazı sistemlerde prepare edilen dişin optik okuyucu ile taranması sonucu elde edilirken; diğer sistemlerde ise alçı model üzerinden mekanik veya optik tarayıcılar kullanılarak (sayısallaştırıcılar) elde edilir (40,58,62).

Modelin üç boyutlu görüntüsü ekran üzerinde üretilir ve istenilen açıdan incelemek için dijital modele dönüştürülür (63,64). Dijitalleştirme tekniklerinden herhangi biri ile 3 boyutlu görüntü alındıktan sonra, görüntü işlenir ve sayısallaştırılmış veriler ile bilgisayara aktarılır (63).

**2.3.1.2. Bilgisayar destekli tasarım (computer-aided design):** Prepare edilen dişin veya alçı modelin taranması sonucu elde edilen verilere uygun restorasyonların tasarımının yapılabildiği çok sayıda CAD yazılımı bulunmaktadır. Bu sistemlerin birçoğunda restorasyonlara ait hazır tasarım şablonları mevcut olup, hekim tarafından düzenleme imkanı vardır.

Mekanik ya da optik veri elde etmede olduğu gibi, restorasyon tasarımının yapıldığı yazılım programları da kendi CAD/CAM sistemlerine özeldir ve sistemler arasında değiş tokuş yapılamaz. Restorasyon tasarımının tamamlanmasının ardından CAD yazılımı tarafından veriler, özel komutlar ile restorasyonu üretecek olan CAM ünitesine aktarılırlar (58,65,66).

Restorasyonun tasarımı, CAD yazılımı kullanılarak yapılır ve bu yazılım ile tasarlanan restorasyon üretim aşaması için CAM ünitesine gönderilir (63,67).

**2.3.1.3. Bilgisayar destekli üretim (computer-aided manufacturing):** CAM, tasarımı oluşturulan restorasyonun eksiltici, ilave edici veya bu iki sistemin birlikte kullanıldığı, bilgisayar kontrolündeki restorasyon üretim aşamasıdır. Diş hekimliğinde kullanılan ilk sistemlerde, prefabrike olarak hazırlanan bloklar, frezler, elmaslar veya elmas diskler tarafından şekillendirilmekteydi. Sonraki sistemlerde "ilave edici" yöntemler, yeni CAM yaklaşımı olarak sıklıkla kullanılmaya başlandı (57,58,66,68).

Eksiltme yöntemi, CAM ünitesine yerleştirilen bloktan aşındırma yapılarak istenilen formda restorasyonun oluşturulduğu tekniktir. Restorasyonun tasarımının oluşturulmasını takiben elde edilen veriler otomatik olarak hesaplanmaktadır. Eksiltme yöntemi kullanılarak pek çok restorasyon türü üretilebilir. Kullanılan materyalin aşındırılması ve neredeyse %90'ının atılması en büyük dezavantajıdır.

Ekleme yönteminde ise; prefabrike blok aşındırılarak restorasyon oluşturmak yerine; seramik veya metal tozlarının olduğu bir küvetten sinterleme yöntemi ile birleştirilmesi ve bunu restorasyon tamamlanıncaya kadar devam ettirilmesi söz konusudur. Böylece artık materyal kalmaz (68). Minimum miktarda malzeme ile istenen protezlerin ve modellerin üretimini gerçekleştirme ve tek seferde birden fazla ürün yaratma yeteneğine sahiptir. Tekrarlayan üretimin rahatlığı, klinik verimliliği önemli ölçüde artırmaktadır (69,70).

Avantajları ve dezavantajları bulunan her iki CAM sistemlerine alternatif olarak, bu iki sistemin kombinasyonunun kullanıldığı CAD/CAM sistemleri de bulunmaktadır (71,72). Bu sistemlere örnek olarak Procera (Nobel Biocare, Goteburg, Sweeden) verilebilir.

### 2.3.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları

CAD/CAM sistemlerinin avantajları:

- ✓ Kenar uyumu, yüzey kalitesi, mekanik direnci ve estetik özellikleri daha iyi olan restorasyonların üretimine imkân sağlar (73–75).
- ✓ Konvansiyonel ölçü yöntemindeki hataların elimine edilmesini mümkün kılar (73,75,76).
- ✓ Maliyet etkinliği sunar (73,75,77).
- ✓ Üretimin hızlı ve pratik olması nedeniyle iş gücünden tasarruf edilir (73–75,77,78).
- ✓ Ağız içi kamerayla dijital ölçü alınması hem hastalar hem de hekimler için daha konforlu seans sağlar (73,74,76).
- ✓ Geçici restorasyon gereksiniminin azalması ya da olmaması, preparasyon yapılan dişlerdeki hassasiyeti minimuma indirir (73,75,79).
- ✓ Çapraz kontaminasyon riskini azaltır (73,75,78).
- ✓ Tek seansta tedavi yapılabilmesi, zaman kaybının önüne geçer (73,75,77,79).
- ✓ Homojen blokların kullanımı sebebiyle üretilen restorasyonların yüksek dirence sahip olmasını sağlar (73,75,76).
- ✓ Verilerin kayıtlı olduğu veri tabanının bulunması restorasyonun kırılması veya kaybolması gibi durumlarda hızlı ve kolay şekilde yeniden üretilebilmesine olanak sağlar (73–75,78).

CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları:

- ✓ Monokromatik bloklardaki renk çeşitliliğinin azlığı sebebiyle estetik problemlerin olması (59),
- ✓ Cut-back uygulaması ile desteklenmesi gerekliliğinin doğması (59),
- ✓ Cihazı kullanma eğitimi için zaman ve maliyet gerekmesi (59),
- ✓ Ekipman maliyetlerinin yüksek olması (59,78),

- ✓ Subgingival basamak sınırında iyi bir diş eti retraksiyonu olmadığında görüntü oluşturmada problem yaşanmasıdır (40).

### 2.3.3. CAD/CAM Sistemlerinde Üretimde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinde tek seansta restorasyon üretimi için kullanılan bazı bloklar Tablo 2.2'de gösterilmiştir (5,80,81).

- **Vitablocs Mark II:** Temel olarak %60-64 oranında $SiO_2$ ve %20-23 oranında $Al_2O_3$ içeren feldspatik porselendir. Adeziv simantasyonunda mikromekanik bağlantının arttırılması amacıyla hidroflorik asit ile asitlenmesi önerilir (6). Baskı dayanımı değerleri, polisaj yapıldığında 130 MPa, glaze yapıldığında 160 MPa olarak bildirilmiştir (44).

- **IPS Empress CAD:** Estetik gereksinimlerin yüksek olduğu lamina ve anterior bölge restorasyonlarda; inley, onley ve posterior bölgede tek kuron restorasyonlarında kullanımları uygundur. Homojenlik ve doğal translüsensi gibi gelişmiş optik özellikleri sebebiyle IPS Empress, bukalemun etkisi sergiler. Ayrıca 160 Mpa kırılma dayanımı değeri ile karakterizedir (82).

- **Paradigm C:** %30 oranında iki fazlı lösit seramik ihtiva eden cam seramik bloktur. Yüksek translusensi ve floransı özellikleri ile bukalemun etkisi gösteren bu bloklarda kristalizasyon gereksinimi elimine edilmiştir. İnley, onley, lamina ve kuron restorasyonların yapımında kullanılabilirler (83).

- **IPS e.max CAD:** Bir diğer adıyla "mavi blok" olarak anılan IPS e.max CAD bloklarda, iki basamaklı kristalizasyon işlemi gerekmektedir. Lityum meta-silikat kristallerinin çökeldiği ilk basamakta oluşan cam seramiğin özellikleri., aşındırma için uygundur ve içerdiği ilave renklendiriciler nedeniyle mavi renklidir. Aşındırmayı takiben yapılan ikinci basamakta meta-silikat faz tamamen çözünerek, lityum disilikat kristalize edilir. İki basamaklı kristalizasyon prosedürünün tamamlanmasıyla cam matriks içinde hacimce %70 kristal faz içeren ince grenli, basma dayanımı 360-400 MPa arasında olan cam seramik restorasyonlar elde edilir (84).

**Tablo 2.2:** Tek seans CAD/CAM restorasyonlarında kullanılan bazı bloklar

| Materyal | Üretici | İçerik | Veneer | Kuron | Inlay | Onlay | Köprü | Yıl |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Mark II** | Vita Zahnfabrik | Feldspatik Porselen | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | *x* | 1991 |
| **IPS Empress CAD** | Ivoclar Vivadent | Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | *x* | 2006 |
| **Paradigm C** | 3M ESPE | Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | *x* | 2006 |
| **IPS e.max CAD** | Ivoclar Vivadent | Lityum Disilikat | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | *x* | 2006 |
| **CEREC Blok** | Dentsplay Sirona | Feldspatik Porselen | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | *x* | 2007 |
| **Cerasmart** | GC | Hibrit Seramik | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | *x* | 2008 |
| **Lava Ultimate** | 3M ESPE | Rezin Nanoseramik | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | *x* | 2012 |
| **Vita Enamic** | Vita Zahnfabrik | Hibrit Seramik | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | *x* | 2013 |
| **Vita Suprinity** | Vita Zahnfabrik | Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | *x* | 2013 |
| **Celtra Duo** | Dentsplay Sirona | Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | *x* | 2013 |

- **CEREC Blokları:** Biyolojik uyum, renk, mekanik dayanıklılık ve aşınma direnci açısından doğal diş minesi ile benzer özellikler sergileyen, düzgün yapılandırılmış feldspatik seramikten oluşur. Özellikle anterior bölgede, kromatik dentin ve translüsensi özellikleri önceki CAD/CAM bloklarının kullanımında sınırlayıcı bir etmendi. Öte yandan CEREC Blocs C In ve bu bloklara özel geliştirilmiş yazılım programları ile bu durum değiştirilmiştir. Bloklar, gelişmiş translüsensi özelliklerine sahip bir mine katmanı ile tabakalanmış yüksek derecede kromatik dentin iç katmanından oluşmaktadır (85).

- **Cerasmart:** Yapısında Bis-MEPP, UDMA, DMA monomerleri ve 20 μm silika, 300 μm baryum cam gibi doldurucuları içerirler. Basma kuvvetlerine karşı dayanımı 242 MPa olan bu blokların; inley, onley, anterior ve posterior kuron, implant üstü kuron endikasyonları vardır (86).

- **Lava Ultimate:** %20 rezin ve %80 nano seramik içerikten oluşan, basma dayanımı 200 MPa olan rezin nano seramik CAD/CAM bloğudur. İnley, onley lamina, implant üstü kuron, anterior ve posterior tek kuron restorasyonlarda, glaze prosedürlerine gerek duyulmaksızın kullanılabilmektedir. Geleneksel seramik restorasyonlara kıyasla elastik modülü dentine yakındır (87).

- **Vita Enamic:** %14 organik polimer, %86 inorganik seramik bileşenden meydana gelen, baskı dayanımı 150 MPa olan, iki basanaklı üretim prosedürüne sahip hibrit seramik CAD/CAM bloğudur. Birinci aşamada pre-sinterize pörözlü yapıda seramik üretilmesini takiben; sonraki aşamada polimerler infiltre edilir (88). Baskı kuvvetlerine karşı yüksek dayanımı, elastic modülüsün ve aşınma özelliklerinin dentine benzer olması sebebiyle minimal diş preparasyonu ile mekanik olarak dayanıklı restorasyonlar yapılmasına olanak sağlar. İnley, onley ve tek kuron endikasyonları vardır (2).

- **Vita Suprinity:** %10 zirkonyum ile güçlendirilmiş, kristalizasyon öncesi translüsens özellik gösteren cam seramik CAD/CAM bloğudur. Kristalizasyonun tamamlanması sonrasında ipeksi-mat bir görünüme ulaşır (89). Anterior ve posterior kuronlarda, implantüstü kuronlarda, inley, onleylerde ve lamina restorasyonlarda endikasyonu mevcuttur.

- **Celtra Duo:** Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiktir. Üretim sonrası kristalizasyon ihtiyacı olmayan bu bloklardam üretilen restorasyonlar yüksek esneme kuvvetine sahiptirler (90).

### 2.4. MARJİNAL VE İNTERNAL UYUM

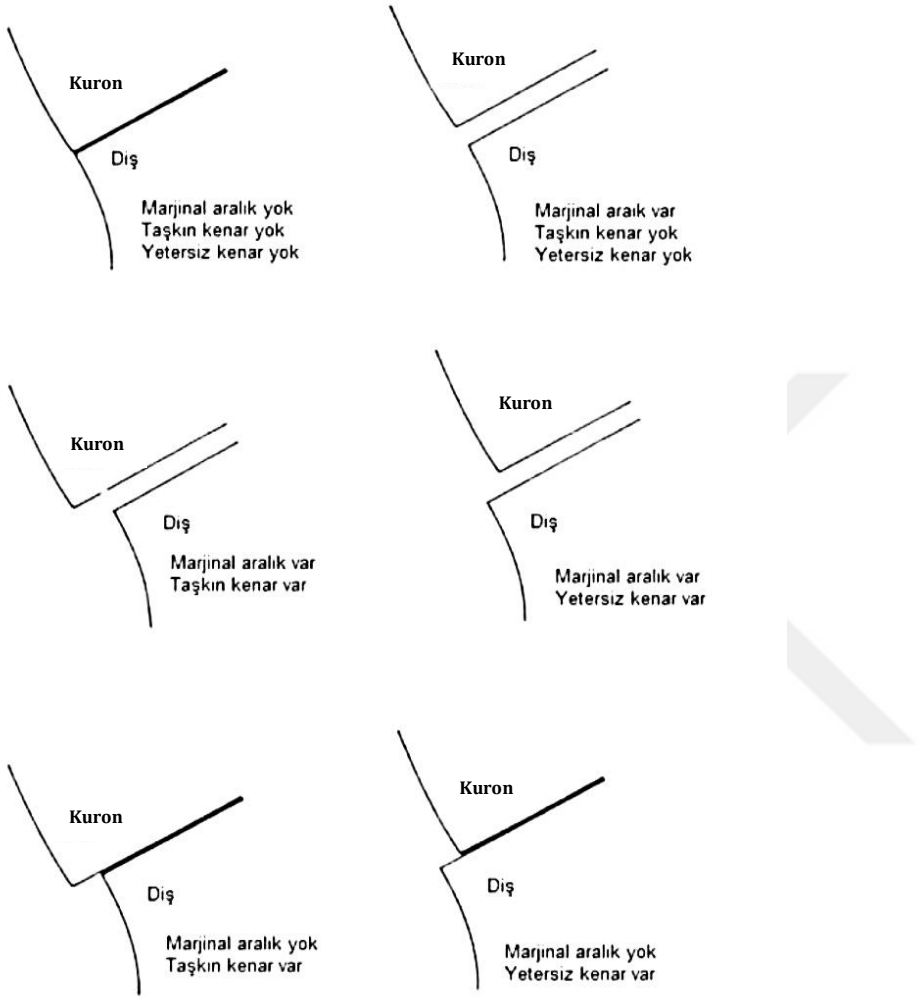
Protetik diş hekimliğinde sabit restorasyonların uzun dönem klinik başarısını etkileyen önemli parametrelerden biri marjinal (kenar) ve internal (iç) uyumdur. Marjinal aralık miktarı ile siman film kalınlığı doğru orantılıdır (91). Marjinal ve internal uyum; preparasyonun basamak dizaynı, preparasyon açısı, ölçü teknikleri ve materyalleri, uygulanan die spacerın kalınlığı, kullanılan siman türü, restorasyon türü, restorasyonun yüzey özellikleri ve simantasyonu esnasındaki uygulanan kuvvet gibi pek çok faktöre bağlıdır (92).

Marjinal uyumsuzluk sonucu siman, ağız sıvılarına maruz kalması nedeniyle çözünmeye başlar. Siman tabakasının çözünmesi; mikrosızıntı, dayanak dişte dentin hassasiyeti, sekonder çürük, plak birikimi ve bunlara bağlı olarak endodontik ve periodontal hastalık gelişimi ile sonuçlanır (91).

İnternal uyum, diğer bir deyişle restorasyonun temas yüzeyi, retansiyon ve rezistans açısından kritik bir öneme sahiptir. Yetersiz internal uyum sonucu retansiyon ve rezistans kaybının yanı sıra restorasyonun kırılma direncini de azaltır. İyi uyumlanan bir restorasyonun klinik ömrü olumlu yönde etkilenmektedir (93). Özellikle tam seramik restorasyonların, geleneksel porselen restorasyonlara nazaran daha kırılgan yapıda olmaları, marjinal ve internal uyumun daha büyük öneme sahip olduğunu göstermektedir. Literatürde, bir restorasyonun uzun dönem başarısı için 100-150 µm değer aralığında marjinal aralığın klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (91,94).

Preparare edilmiş diş yüzeyini ile kuron iç yüzeyi arasında yapılan dik ölçüm "internal aralık" olarak tanımlanmaktadır. Benzer ölçüm restorasyon kenarında yapıldığında "marjinal aralık (MA) değeri" olarak isimlendirilir. Vertikal marjinal uyumsuzluk, restorasyon kenarından, preparasyon sınırının izdüşümüne çizilen paralelin ölçülmesi sonucu belirlenir ve "vertikal marjinal aralık" olarak aisimlendirilir. Horizontal marjinal uyumsuzluk preparasyon sınırından, restorasyon kenarının izdüşümüne çizilen

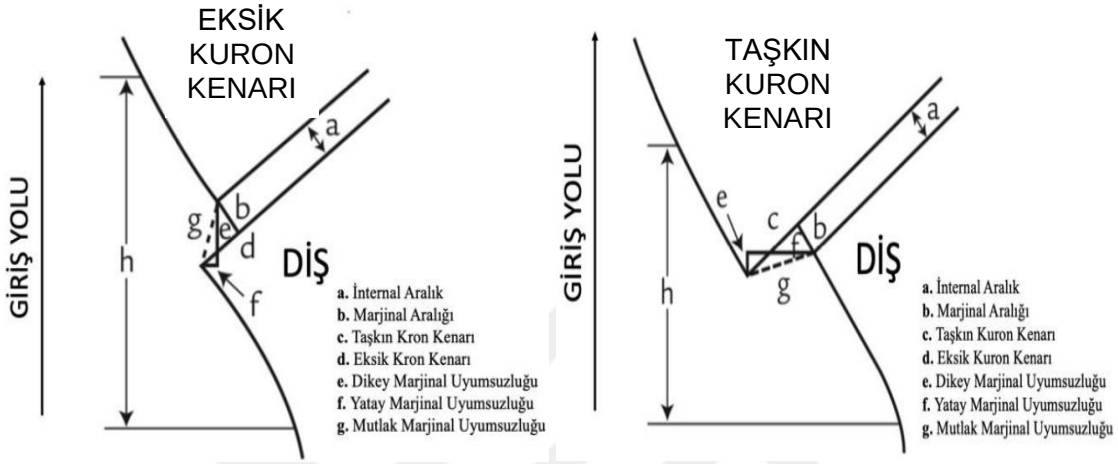
dikin ölçülmesi sonucunda belirlenir ve "horizontal marjinal aralık" olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2.2) (10).




**Şekil 2.2:** Farklı ölçüm tipleri terminolojisi (10)

Ayrıca kuron kenarı horizontal yönde taşkın ya da yetersiz olabilir. Marjinal aralıktan kuron kenarına çizilen dik mesafe "taşkın kenar" olarak, marjinal aralıktan dişin yüzey kenarı açısına çizilen dik mesafe "yetersiz kenar" olarak tanımlanmaktadır. Marjinal aralık, taşkınlık veya yetersizlik miktarının açısal kombinasyonu "mutlak marjinal aralık (MMA) değeri" dir. Diğer bir deyişle marjinal aralık ile taşkın/yetersiz kenarın hipotenüsü olarak tanımlanabilir. Vertikal marjinal aralık ile horizontal marjinal aralığın açısal kombinasyonu da aynı şekilde "mutlak marjinal aralık" olarak ifade edilmektedir. Mutlak marjinal aralık kuron kenarı ile preparasyonun bitim kenarı açısı

arasından ölçülür. Kuron kenarında taşkınlık ya da yetersizlik olmadığında marjinal aralık ile mutlak marjinal aralık aynı olmaktadır. Hiç marjinal aralık gözlenmediği durumda, mutlak marjinal aralık kuronun taşkınlık ya da yetersizlik miktarına eşit olur (Şekil 2.3) (8).




**Şekil 2.3:** Holmes ve ark.'nın uyumsuzluk terminolojisi (8)

Marjinal ve internal uyum; restorasyonun iç yüzeyleri, dış yüzeyleri ve servikal bitim kenarı ile prepare edilen dişin kenarı arasındaki marjinal boşluktan ölçülmektedir. Klinik olarak gözle, sondla ya da radyografiler aracılığıyla tam olarak saptanamayan marjinal açıklıklar için pek çok metot geliştirilmiştir. Marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesi amacıyla kullanılan yöntemler şu şekildedir:

- ✓ Direkt güdük üzerinden ölçü tekniği (95,96)
- ✓ Silikon replika tekniği (97,98)
- ✓ Rezin replika tekniği (97,99)
- ✓ Kesit alarak ölçüm tekniği (100,101)
- ✓ Üç boyutlu yüzey tarama ile ölçüm tekniği (102)
- ✓ Mikro-BT tekniği (91)

### 2.4.1. Direkt Güdük Üzerinden Ölçü Tekniği

Prepare edilen diş ile üzerine yerleştirilmiş restorasyon arasındaki marjinal aralık elektron mikroskobu ya da stereomikroskop aracılığıyla fotoğraflanır. Bu fotoğraflar üzerinden manuel olarak ya da bilgisayar programları kullanılarak ölçümler yapılabilmektedir. Direkt güdük üzerinden ölçüm tekniğinde, duplikasyon ve ara madde ihtiyacı yoktur. Non-invaziv bir teknik olması nedeniyle restorasyonda herhangi bir tahribata sebep olmaz. Kolay uygulanabilmesi sayesinde kullanımı yaygındır. Restorasyonun simante edilmesinden önce ve sonra ölçüm yapılabilmektedir. Bu avantajların yanı sıra tek bir dezavantajı mevcuttur. Bu teknik ile sadece marjinal aralığın ölçülmesi mümkündür, internal aralık ölçülemez (95,96).

### 2.4.2. Silikon Replika Tekniği

Restorasyonun içi, düşük viskoziteli bir silikon ile doldurulur ve restorasyon basınç uygulanarak dişin ya da modelin üzerine yerleştirilir. Sertleşmeyi takiben, silikon restorasyonun içinde kalacak şekilde diş modelinden uzaklaştırılır. Materyale destek sağlaması için restorasyonun içi, orta viskoziteli bir silikon ile doldurulur. Her iki silikon materyalinin de sertleşmesiyle, hepsi katı kıvamdaki silikon materyalinin içine gömülür. Bu teknikte akışkan kıvamdaki silikon materyali ile siman aralığı ve internal uyum tespit edilir. Silikon materyal üzerinden kesitler alınarak mikroskop ile incelenir. Non-invaziv bir tekniktir. Marjinal ve internal uyumun ölçümünde kullanılabilmektedir. Silikonun hidrostatik basınç ya da büzülme ihtimali nedeniyle restorasyonun diş ya da modele tam oturmaması dezavantajları arasındadır (97,98).

### 2.4.3. Rezin Replika Tekniği

Restorasyonun marjin bölgesinin silikon esaslı ölçü materyali ile ölçüsü alınır ve elde edilen silikon kalıba epoksi rezin uygulanarak duplike edilir. Rezin replika üzerinden direkt ölçüm yapılabildiği gibi, ışık mikroskobu ya da SEM (Scanning Electron Microscope) ile de gerçekleştirilebilir. Bu tekniğin en önemli avantajı, replika elde edilmesi sayesinde mikroskop altında proksimal bölgelerden dahi detaylı ölçümler yapılabilmesine olanak sağlamasıdır. Ek olarak bu yöntemde, tekrarlayan ölçümler yapılabilmektedir. Bu tekniğin dezavantajı ise, ölçüm esnasında rezinde büzülme ihtimaline bağlı meydana gelebilecek boyutsal değişikliklerin hatalı sonuçlara neden olabilmesidir (97,99).

### 2.4.4. Kesit Alarak Ölçüm Tekniği

Bu teknikte, restorasyon prepare dişe simante edilmeden önce ya da simante edildikten sonra kimyasal boyalara veya radyoaktif ajanlara batırılır. Böylece bu yardımcı ajanların diş ile restorasyon arasına sızması beklenir. Rezine gömülen bu yapıdan istenilen miktarda kesitler alınarak marjinal ve internal uyum için ölçüm gerçekleştirilir. Kimyasal ajanların kullanımı ölçümü kolaylaştırmaktadır. Ancak gerekli görülmüyorsa kullanılmayabilir. Bu yöntemin en büyük dezavantajı, invaziv bir teknik olması nedeniyle tekrarlayan ölçümler yapılmasına izin vermemesidir (100,101).

### 2.4.5. Üç Boyutlu Yüzey Tarama ile Ölçüm Tekniği

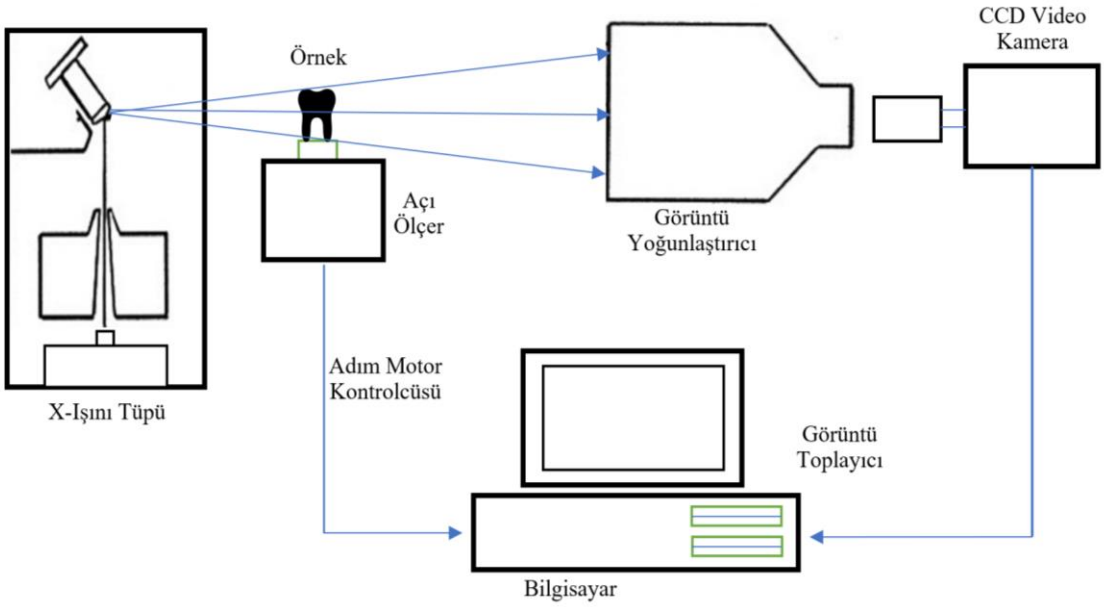
Dijital diş hekimliğindeki gelişmeler sonucu, üç boyutlu yüzey tarama ile ölçüm tekniği kullanımı oldukça artan bir yöntem haline gelmiştir. Bu teknikte üç boyutlu tarayıcılar vasıtasıyla; diş yüzeyi, restorasyonun iç ve dış yüzeyi, ayrı ayrı taranarak bilgisayar ortamına veriler aktarılmaktadır. Marjinal aralık, internal aralık ve siman aralığı değerleri, görüntü çakıştırması yazılımı kullanılarak elde edilmektedir. Marjinal ve internal uyumun değerlendirilebilmesine olanak sağlayan non-invaziv bir tekniktir. Dijital verilerin doğruluğu, teknik hassasiyet ve tarayıcının hassasiyetinden etkilenmektedir. Bu teknik, kuron restorasyonlarının yanı sıra çok üye içeren diş ve implant destekli restorasyonların değerlendirilebilmesine izin vermektedir (102–104).

### 2.4.6. Mikro-BT Tekniği

1980'lerin ilk yıllarında Jim Elliott tarafından geliştirilen mikro-bilgisayarlı tomografi (mikro-BT) sistemi ile 50 μm çözünürlükle küçük bir tropik yılan incelenmiştir (105). 1999'da ise Rhodes mikro-BT'yi ilk kez diş hekimliğinde deneysel endodonti çalışmalarında örneklerden kesit almada kullanmış ve heyecan verici bir alet olarak tanımlamıştır (106).

Mikro-BT, çalışma prensibi ve genel yapı olarak geleneksel bilgisayarlı tomografi ile benzerlik göstermektedir. Mikro-BT cihazının ana parçaları; X-ışını tüpü, üzerine sabitlenen örneği belli hız ile döndüren adım motoru, X-ışınını kamera sensörünün üzerine yoğunlaştıran görüntü yoğunlaştırıcı, üzerine düşen X-ışınlarını görüntü verisine çeviren bir CCD kamera, görüntü toplayıcı ve tamamını kontrol eden bir bilgisayardan oluşmaktadır (Şekil 2.4) (106).

Öte yandan, mikro-BT ve bilgisayarlı tomografi cihazlarını arasında iki temel fark vardır. Bu farklardan ilki, bilgisayarlı tomografilerde X ışını kaynağı ve dedektörün hasta etrafında dönmesi ve mekanik vibrasyona sebep olmasıdır. Mikro-BT'de x ışını kaynağı ve dedektör, sabit kalırken, incelenecek örnek kendi ekseni etrafında döndürülmektedir. Bu sayede vibrasyon azalmış ve çözünürlük artmış olur. İkinci fark ise, bilgisayarlı tomografilerde 1mm olan X ışını kaynağı boyutunun, mikro-BT'de 5-50 µm olmasıdır. Kaynak boyutunun daha küçük olması projeksiyon derinliğini arttırır. Optik görüntülerde küçük ayrıntılar da net görüntülenebilmektedir (107).




**Şekil 2.4:** Mikro-BT'nin şematik görünümü

Mikro-BT'de değerlendirilen örneğe ait veriler, bilgisayar programları aracılığı ile dijital ortamda üç boyutlu hale getirilebilmektedir. Bu işlem yeniden yapılandırma anlamındaki rekonstrüksiyon aşaması olarak adlandırılır. Diğer bir deyişle üç boyutlu rekonstrüksiyon, görüntüsü elde edilmek istenen örnekten alınan sanal kesitlerin çeşitli programlar aracılığıyla birleştirilmesi ve örneğin sanal olarak yeniden oluşturulması işlemidir. Üç boyutlu rekonstrüksiyon sistemlerinde örnekten ne kadar çok sayıda kesit alındıysa, yani elde edilen kesit aralıkları olabildiğince ince belirlendiyse, sonuçta elde edilen model ile asıl örnek arasındaki benzerlik o kadar yüksek olmaktadır.

Son yıllarda diş hekimliğinde de sıklıkla kullanılmaya başlanan mikro-BT; kök kanal morfolojisinin analizi (108,109), kök kanal şekillendirmesinin değerlendirilmesi (110–112), kök kanal dolgusunun değerlendirilmesi (113,114), tekrarlayan tedavi işlemlerinden sonra kök kanalında kalan dolgu materyalinin incelenmesi (115,116), kafa yüz iskeletinin gelişiminin incelenmesi (117), implant ve kök çevresi kemiğinin değerlendirilmesi (118,119), mine kalınlığının ölçülmesi (120), dişlerin mineral konsantrasyonun belirlenmesi (121) gibi birçok alanda yapılan in vitro çalışmalarda rol almaktadır (122).

Mikro-BT, indirekt restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmede de kullanılan non-invaziv bir tekniktir. Çeşitli yön ve kesitlerde yüksek çözünürlüklü iki ve üç boyutlu görüntüler aracılığıyla detaylı ölçüm yapılmasına olanak sağlar (91,102).

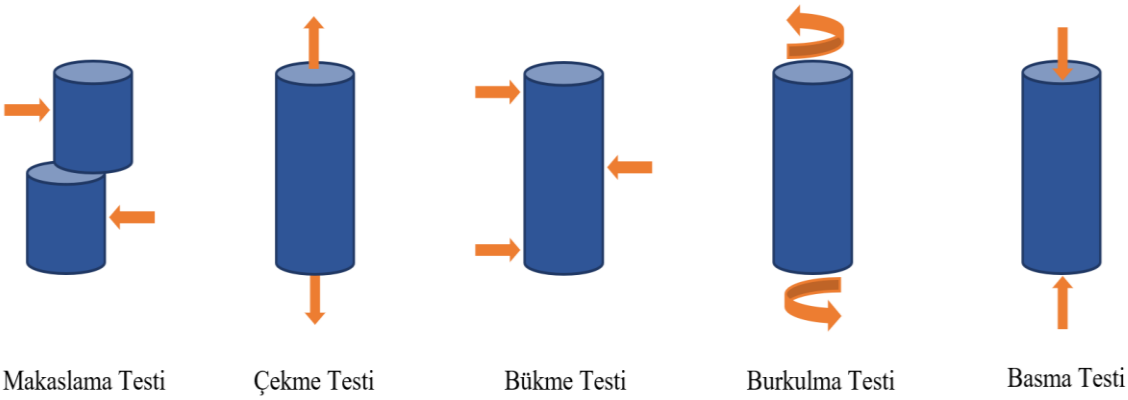
Marjinal aralık ölçüm tekniklerinde replika yöntemleri gibi kesitsel ölçümlerin yapıldığı durumlarda ölçümlerin doğruluğu; uygulanan tekniğin biçimi, kullanılan materyallerin polimerizasyonu ve kesitlerin alınma şekli gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Kesitlerin yüzeye dik olarak alınması gerekirken eğik alınması, ölçümlerin hatalı sonuçlanmasına sebep olmaktadır. Işık mikroskobu ile yapılan değerlendirmelerde ise sayısal verilerin 15 μm'ye kadar hata payı bulundurma ihtimali bu metoda olan güveni azaltmaktadır. Ayrıca elde edilen iki boyutlu görüntüler, incelemede yetersiz kalmaktadır.

Marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde Mikro-BT, diğer yöntemlere göre nispeten pahalı bir yöntem olmasına karşın; ölçümlerin gerektiğinde tekrarlanabilmesi, ölçümlerin simantasyon işlemi öncesi ve sonrasında yapılabilmesi, kesit sayısında sınırlandırma bulunmaması ve kayıt altına alınan ölçümlerdeki hata payının 3 μm'nin altında oluşu gibi önemli avantajlara sahiptir (123–126).

## 2.5. PROTETİK MATERYALLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİ İNCELEME YÖNTEMLERİ

Diş hekimliğinde kullanılmakta olan materyallerin yapısal özellikleri ve restorasyonun tasarım sonuçları, mekanik testler ile incelenir. Test metotlarının isimlendirilmesi, test örneklerinde olan esas streslere göre yapılmıştır. Shear

(makaslama), tensile (çekme), bending (bükme), torsion (torsiyon, burma), compressive (basma) test tasarımları kullanılmıştır (Şekil 2.5) (127).




**Şekil 2.5:** Protetik materyallerin mekanik özelliklerini incelemede uygulanan testler

### 2.5.1. Makaslama Testi (Shear Test)

Makaslama stresi yaygın bir gerilim tipidir. Makaslama kuvvetleri özellikle siman tabakasını önemli derecede etkilemektedir. İncelenen örneğe ait bir parçanın diğer parça üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu, deformasyona karşı koyan kuvvete makaslama gerilimi adı verilmektedir. Uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile makaslama direnci değeri elde edilmektedir (128,129).

Cihaz, kesici uç ile uygulanan kuvvetin iki farklı materyal örneklerin ara yüzeyine yönlendirilmesi yöntemi ile çalışmaktadır. Bağlantı yüzeyinde ayrılma meydana geldiği andaki kuvvet değeri kaydedilir. Materyallerin mekanik performansının tahmin edilebilmesi nedeniyle tercih edilmektedir (129–131).

### 2.5.2. Çekme Testi (Tensile Test)

Cisme uygulanan kuvvetin yönünde uzamaya sebep olacak deformasyona direnç gösteren iç gerilime çekme gerilimi denir. Çekme gerilimi testi, cismin dayanımı ve mekanik davranışlarını belirlemek için kullanılan testlerden biridir (132,133).

Çekme testi uygulanması ile alt yapı ve üst yapı ara yüzeyinde homojen olmayan streslerin tespit edilmesi ve bu streslerin oluşumunun engellenmesi amaçlanmaktadır (134,135). Alt yapı ile üst yapının birbirinden ayrılması için ara yüz düzlemine dik yönde

çekme kuvveti uygulanır. Burada, üst yapı alt yapı üzerinde olabildiği gibi, üst yapı iki taraflı olarak alt yapı içinde de olabilir. Örneklerin hazırlanmasındaki güçlük ve üst yapının dış yüzeyinde olası çatlakların gözlenmesi gibi dezavantajları olan bu test yönteminde düzensiz gerilme kuvvetlerinin dağılımlarına bağlı olarak üst yapıda koheziv kırılmalar görülebilir (136–138).

### 2.5.3. Bükme Testi (Bending Test)

Her iki uçta desteklenen kirişin ortasına yük uygulandığında ortaya çıkan mukavemete bükülme dayanımı denir. Materyalin nihai esnekliğine orantısal sınırından önce ulaşıldığında elde edilir. Dental materyaller, kalıcı deformasyona neden olabilecek çiğneme stresi altında olduklarından yüksek bükülme dayanımına sahip olmalıdır (139).

Tek eksenli ve çift eksenli olmak üzere farklı şekillerde uygulanan bükme testleri bulunmaktadır. Üç ve dört nokta bükme testleri sırasında; basma, çekme ve makaslama kuvvetleri aynı anda meydana gelmektedir. Bükme testinde kopma stresi ve rotasyon söz konusudur. Bu test yöntemi ile güvenilir sonuçlar elde edilir (140,141).

### 2.5.4. Burkulma Testi (Torsion Test)

Veneerleme seramiği ile alt yapı materyali arasındaki bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde kullanılır. Test örnekleri alt yapı materyalinin her iki yüzeyine veneer seramiği uygulanması ile oluşturulmaktadır. Test tasarımının karmaşıklığı dezavantajıdır (142).

### 2.5.5. Basma Testi (Compressive Test)

Basma testi ile tespit edilen kırılma dayanımı, materyalin kırıldığı andaki gerilim miktarı olarak tanımlanabilir. Materyallerin ağız içindeki davranışlarının belirlenmesinde diğer mekanik test yöntemlerine nazaran daha yararlı olabilmektedir (130).

Kuvvet uygulanan test örneğinin kırıldığı andaki gerilimi cihaz tarafından kaydedilir. Test sırasında kuvvet uygulanırken oluşan ilk çatlak, uygulanmaya devam eden yük altında ilerler ve örnek kırılır. Kırılmanın olduğu andaki nokta kırılma tokluğu olarak adlandırılmaktadır. Mekanik performansla ilgili malzeme araştırma, geliştirme ve karakterizasyonunda önemli bir araç, kırılma tokluğunun test edilmesidir.

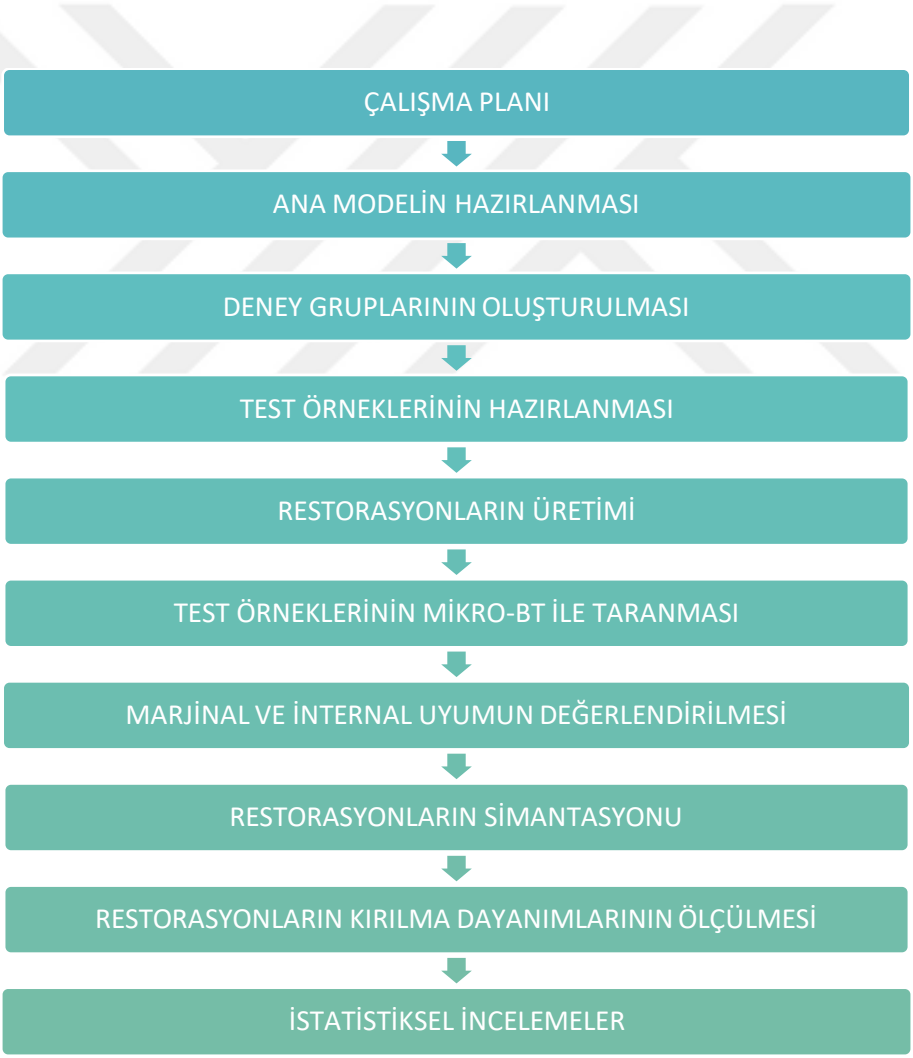
Diş restorasyonlarının uzun vadeli başarısı için en önemli kriterlerden biri kırılma dayanımıdır (143). Tam seramik sistemlerin kırılma mukavemeti ile ilgili farklı

çalışmalardan, bildirilen değerlerin oldukça değişken olduğu açıktır (144–149). Kırık verileri doğrudan klinik sağkalımla ilişkilendirilemese de, restorasyonun stabilitesi ve uygunluğu hakkında bilgi sağlayabilir (150).

Kırılma dayanımı; destekleyici altyapının elastisite modülüne, simantasyonda kullanılan ajanın özelliklerine, preparasyon tasarımına, yüzey pürüzlülüğüne, rezidüel stres varlığına ve restorasyon kalınlığına bağlıdır (151,152).

# 3. GEREÇ VE YÖNTEM

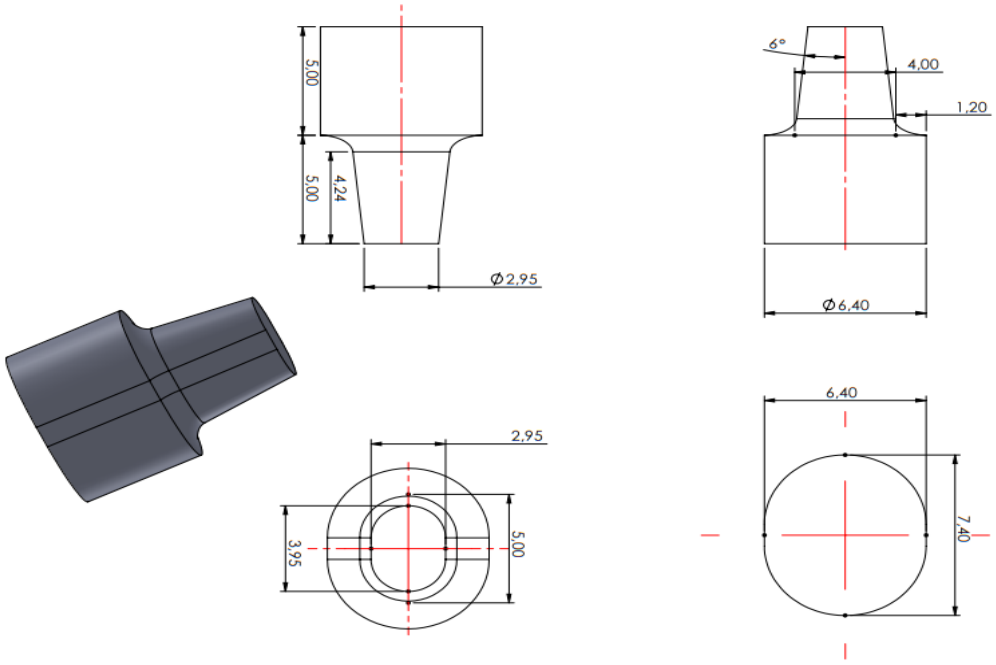
Çalışmamızda güncel CAD/CAM materyallerinin (feldspatik seramik, lityum disilikat, zirkonyum infiltre lityum silikat, hibrit seramik) marjinal ve internal uyumu ile mekanik özellikleri değerlendirildi. Farklı CAD/CAM monolitik bloklardan hazırlanan kuron örneklerin, simantasyon öncesi marjinal ve internal aralıkları mikro-BT ile ölçüldü. Self adeziv rezin siman ile simantasyonu yapılan örnekler, universal test cihazında kırılma dayanımı testine tabii tutuldu ve sonuçlar kaydedildi. Testler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Çalışmamıza ait iş akış şeması Şekil 3.1'de gösterilmiştir.




**Şekil 3.1:** Çalışmaya ait iş akış şeması

### 3.1. ANA MODELİN HAZIRLANMASI

Kesilmiş dişleri simüle edecek ana modellerin hazırlanması için, Solidworks katı modelleme programı (Dassault Systemes Solidworks Corporation, Massachusetts, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılarak STL formatında tasarım oluşturuldu. Yapılan tasarımda chamfer kenar bitim şekli kullanıldı. Kuron yüksekliği 5 mm, meziodistal mesafe 4 mm, bukkolingual mesafe 5 mm, basamak genişliği 1,2 mm ve aksiyel duvar açısı 6° olarak belirlendi (Şekil 3.2).




**Şekil 3.2:** Chamfer bitim kenarına sahip tasarım

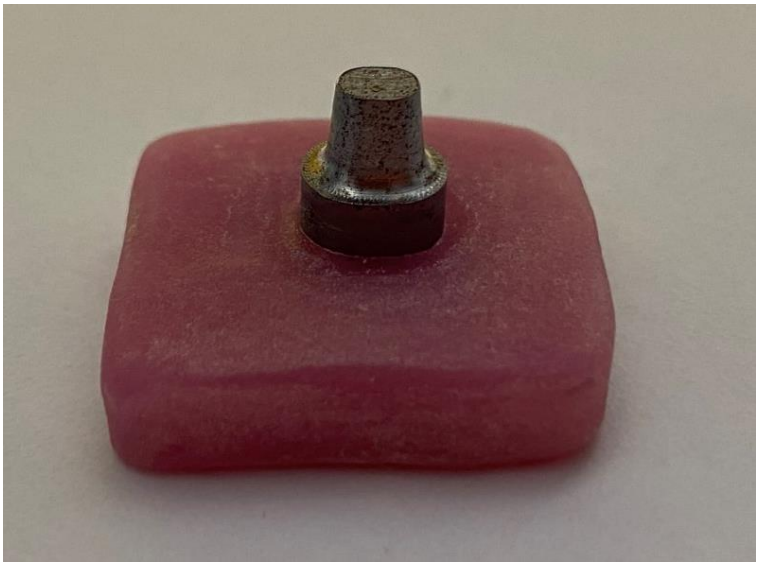
Hazırlanan tasarımlar; Dahlih MCV – 1020BA (Taichung Hsien, Tayvan) isimli 4 eksenli CNC tezgahında parasolid formatında ve paslanmaz çelik materyalinden işlendi. Örneklerin hassasiyeti CMM üç boyutlu tarama ve ölçüm cihazında kontrol edildi (Resim 3.1).



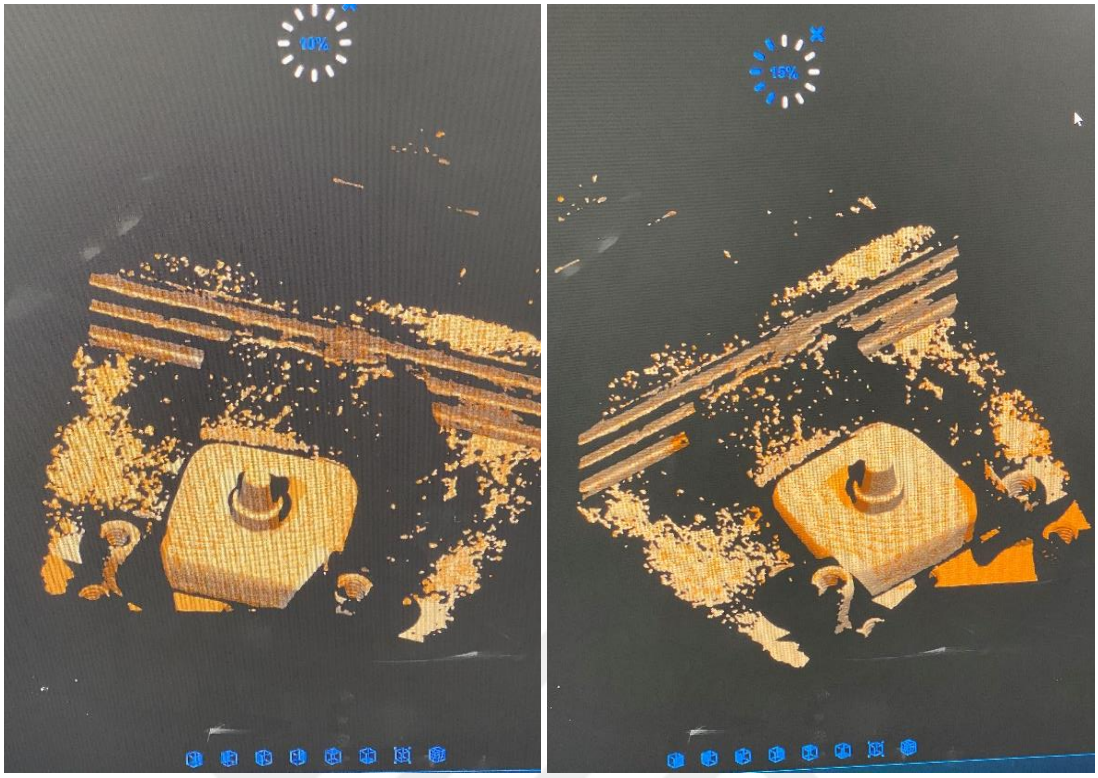

**Resim 3.1:** Dört eksenli CNC tezgahı

### 3.2. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Kesilmiş dişleri simüle eden paslanmaz çelik model, fotopolimerizan akriliğe gömüldü. Dr. Mat White Scan Sprey (Mat Kimya Endüstri Ürünleri Gıda ve Kozmetik San. Tic. Ltd. Şti, İstanbul, Türkiye) uygulanan modeller, DOF EDGE SCANNER (Seul, Kore) laboratuvar tipi model tarama cihazında tarandı (Resim 3.2, Resim 3.3).

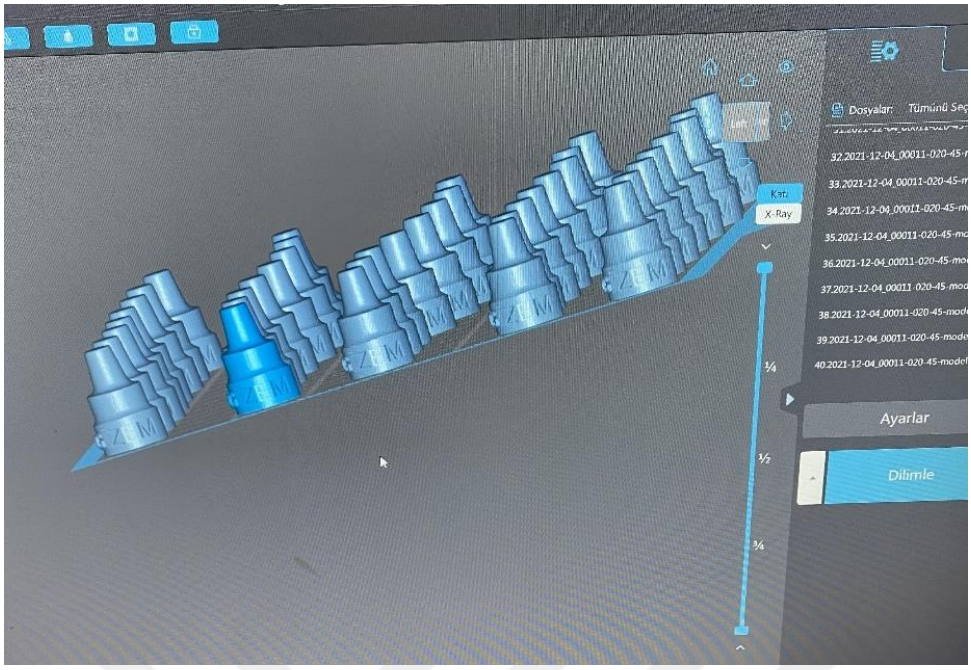


**Resim 3.2**: Akriliğe gömülmüş paslanmaz çelik ana model




**Resim 3.3:** Paslanmaz çelik ana modelin tarama görüntüleri

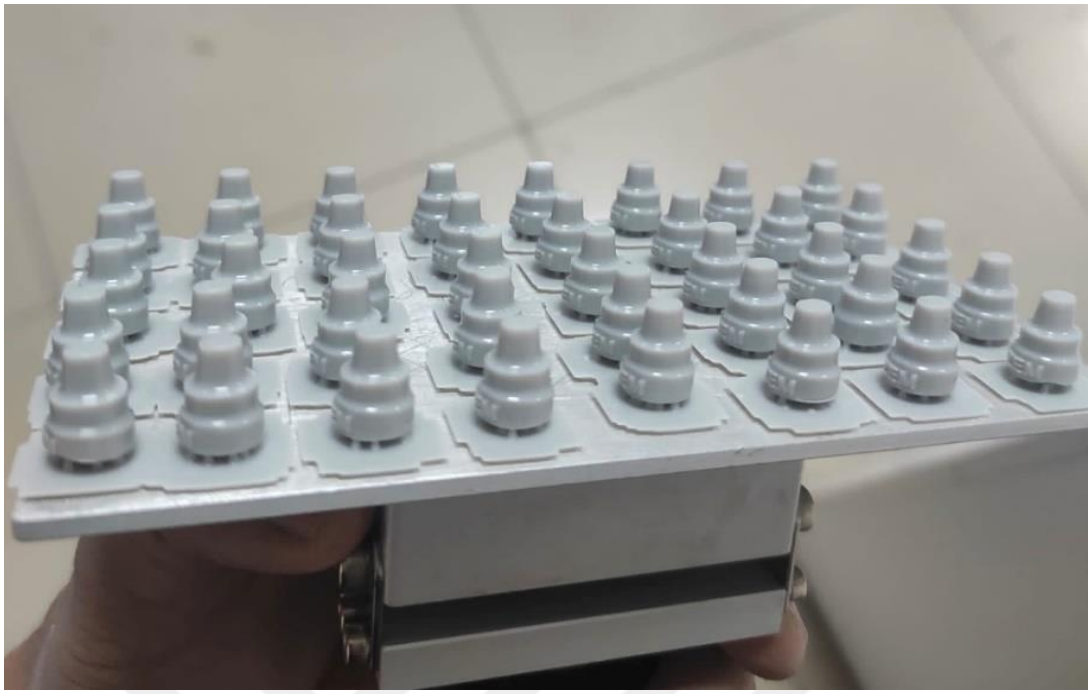
Elde edilen tarama verilerinin, Exocad dental CAD/CAM yazılım programında (Darmstadt, Almanya) işlenmesinin ardından, Phrozen–LCD Resin 3D Printer (Hsinchu, Tayvan) cihazında Phrozen Water–Washable 3D Printer Resin kullanılarak üretilen örneklerden yüzeylerinde çapak ve/veya porozite olanlar çalışmaya dahil edilmemek üzere ayrıldı. 48 adet örneğin her biri ayrı ayrı numaralandırıldı (Resim 3.4, Resim 3.5, Resim 3.6, Resim 3.7).




**Resim 3.4:** Tarama verilerinin Exocad porgramında işlenmesi




**Resim 3.5:** 3D Printer cihazı ve sıvı modelleme rezini



**Resim 3.6:** 3D printer cihazında üretilen rezin modeler




**Resim 3.7:** Numaralandırılmış rezin modeller

### 3.3. TEST ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

Marjinal ve internal uyum değerlendirilmesi için 4 alt grup oluşturulan bu çalışmada, Power analizine göre, α=0,05, 1-β=0,80 olarak belirlendiğinde marjinal ve internal uyumdaki ortalama 5 µm'lik değişim için her grupta en az 11 örnek hazırlanması gerektiği hesaplandı.

Bu çalışmada; feldspatik seramik (Vita Mark II), lityum disilikat (IPS e.max CAD), zirkonyum infiltre lityum silikat (Vita Suprinity) ve hibrit seramik (Vita Enamic) bloklardan oluşan, her bir alt grup için 12 örnek (toplamda 48 örnek) hazırlandı (Resim 3.8). Çalışmada kullanılan bloklar, cihazlar ve sarf malzemeler ile özellikleri Tablo 3.1, Tablo 3.2 ve Tablo 3.3'de gösterilmiştir.




**Resim 3.8:** Çalışmada kullanılan CAD/CAM monolitik bloklar

**Tablo 3.1:** Çalışmada kullanılan CAD/CAM monolitik bloklar ve özellikleri

| CAD/CAM BLOĞU | ÜRETİCİ FİRMA | MATERYALİN İÇERİĞİ | LOT NUMARASI | ÖRNEK SAYISI |
|---|---|---|---|---|
| **Vita Mark II** | VITA Zahnfabrik; Bad Säckingen, Germany | % 60-64 oranında SiO2 ve %20-23 oranında $Al_2O_3$ | LOT:95620 | n=12 |
| **Vita Enamic** | VITA Zahnfabrik; Bad Säckingen, Germany | %14 kompozit içeren hibrit seramik ($SiO_2$, $Al_2O_3$, $Na_2O$, $K_2O$, $B_2O_3$, CaO, $TiO_2$) | LOT:44680 | n=12 |
| **Vita Suprinity** | VITA Zahnfabrik; Bad Säckingen, Germany | %10 zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat ($ZrO_2$, $SiO_2$, $Li_2O$ ve renklendiriciler) | LOT:79910 | n=12 |
| **IPS e.max CAD** | Ivoclar Vivadent, Amherst, NY | %70 Lityum disilikat içerikli cam seramik ($SiO_2$, $LiO_2$, $KO_2$, $P_2O_5$, $ZrO_2$, ZnO ve renklendiriciler) | LOT:Z01RMM | n=12 |

**Tablo 3.2:** Çalışmada kullanılan cihazlar ve özellikleri

| CİHAZ | MARKA | ÜRETİCİ FİRMA |
|---|---|---|
| **CNC tezgahı** | MCV – 1020BA | Dah lih Machinery Industry Co., Ltd., Tayvan |
| **Model tarayıcı** | DOF 3D Scanner Edge | DOF Inc., Kore |
| **3D yazıcı** | Phrozen Sonic Mini Resin 3D Printer | Phrozen Tech Co., Ltd., Tayvan |
| **Model tarayıcı** | CS.Ultra Pro | CADstar Technology GmbH, Avusturya |
| **CAM Kazıma Ünitesi** | vhf Z4 | vhf camfacture AG, Almanya |
| **Porselen fırını** | Programat P310 | Ivoclar Vivadent Ag, Liechtenstein |

**Tablo 3.2** (devam)

| | | |
|---|---|---|
| **Buhar basınç cihazı** | Goldental GLD/MN 2036 | Silter, Türkiye |
| **Mikro-BT** | SkyScan 1275 X-ray | Bruker Antwerp, Belgium |
| **Led Işık Kaynağı** | Woodpecker™ LED-G | Woodpecker Medical Instrument Co Ltd, Guangxi, Çin Halk Cumhuriyeti |
| **Universal test cihazı** | Lloyd LRX | Lloyd Instruments Ltd, Birleşik Krallık |

**Tablo 3.3:** Çalışmada kullanılan sarf malzemeler ve özellikleri

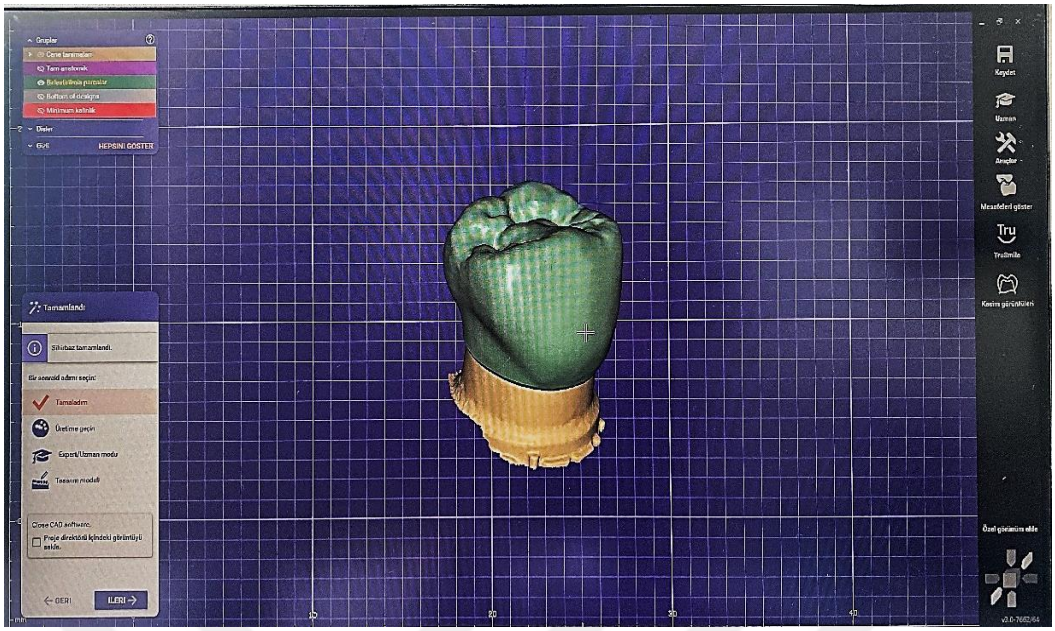
| MATERYAL | MARKA | ÜRETİCİ FİRMA |
|---|---|---|
| **Model tarama öncesi parlama önleyici sprey** | Dr. Mat 3D PSCS-04 Cad/Cam Detay Sprey | Mat Kimya Endüstri Ürünleri Gıda ve Kozmetik San. Tic. Ltd. Şti, Türkiye |
| **3D modelleme rezini** | Phrozen ABS-like 3D Printing Resin | Phrozen Tech Co., Ltd., Tayvan |
| **Porselen asidi** | Porcelain Etch 9 % Hidroflorik asit | Ultradent, Amerika Birleşik Devletleri |
| **Silan** | Silane | Ultradent, Amerika Birleşik Devletleri |
| **Adeziv bond** | G-Premio Bond | GC, Belçika |
| **Self adeziv rezin siman** | RelyX U200 Clicker | 3M ESPE, Germany |
| **Parafin Bant** | Parafilm PM992 | Bemis, ABD |

### 3.4. RESTORASYONLARIN ÜRETİMİ

Prepare edilmiş mandibular ikinci premolar dişi simüle eden ve numaralandırılmış çalışma modellerinin taraması, CS.Ultra Pro (CADstar Technology GmbH, Bischofshofen, Avusturya) cihazı ile tek tek yapıldı (Resim 3.9). Elde edilen tarama verilerinin; Exocad dental CAD/CAM yazılım programında (exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) işlenmesinin ardından restorasyonların tasarımı, mandibular ikinci premolar formunda ve chamfer basamak dizaynında olacak şekilde STL formatında elde edildi (Resim 3.10).



**Resim 3.9:** Model tarama cihazı

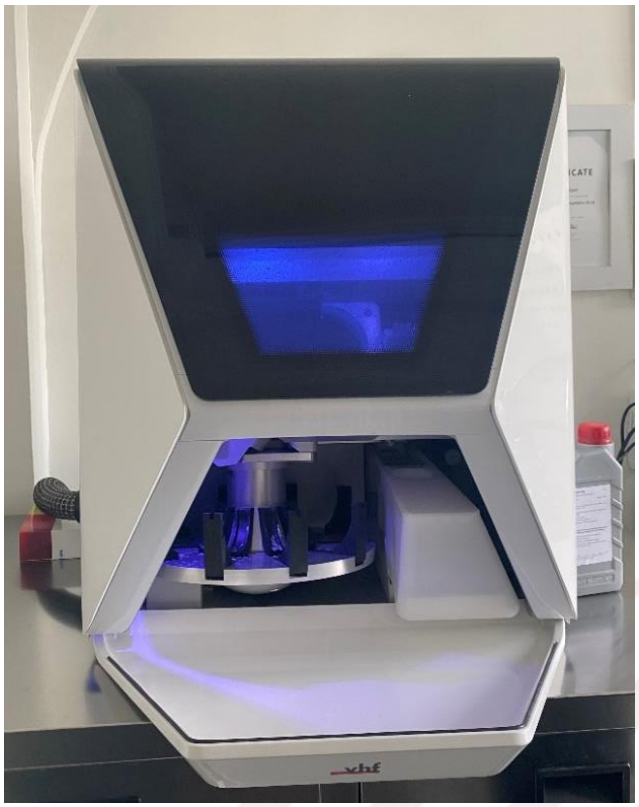



**Resim 3.10:** Exocad programında kuron restorasyonların tasarımı

Prepare edilmiş mandibular ikinci premolar dişi simüle eden chamfer basamak tasarımlı rezin modeler üzerine, dijital olarak tasarımı yapılan restorasyonların kazıma yapılacak blok içindeki sanal yerleşimi ve tijin lokalizasyonu kontrol edildi. STL formatındaki tasarımların kazınması için, 5 eksenli vhf z4 frezeleme ünitesine (vhf camfacture AG, Ammerbuch, Almanya) komut verilerek, her bir bloktan bir kuron elde edilecek şekilde kazıma işlemi gerçekleştirilerek restorasyonlar hazırlandı (Resim 3.11, Resim 3.12).



**Resim 3.11:** Yapılan tasarımın freze işlemi



**Resim 3.12:** Beş eksenli frezeleme ünitesi

Çalışmamızda kullanılan Vita Mark II ve Vita Enamic bloklar, frezeleme sonrası fırınlama gerektirmeyen materyallerdir. Üretici talimatlarına uygun olarak sırasıyla kalın ve ince grenli cila lastikleri ve cila patı ile mekanik cilaları iki aşamada yapıldı (Resim 3.13).




**Resim 3.13:**Mekanik cila için kullanılan cila lastikleri ve cila patı

Çalışmamızda kullanılan Vita Suprinity ve IPS e.max CAD blokların kristalizasyon/glazeleri üretici firmaların talimatları rehberliğinde Programat P310 fırınında (Ivoclar Vivadent Ag, Liechtenstein) uygun programlar seçilerek yapıldı (Resim 3.14, Tablo 3.4, Tablo 3.5).




**Resim 3.14:** IPS e.max CAD ve Vita Suprinity bloklardan üretilen kuron restorasyonların porselen fırınında kristalizasyonları

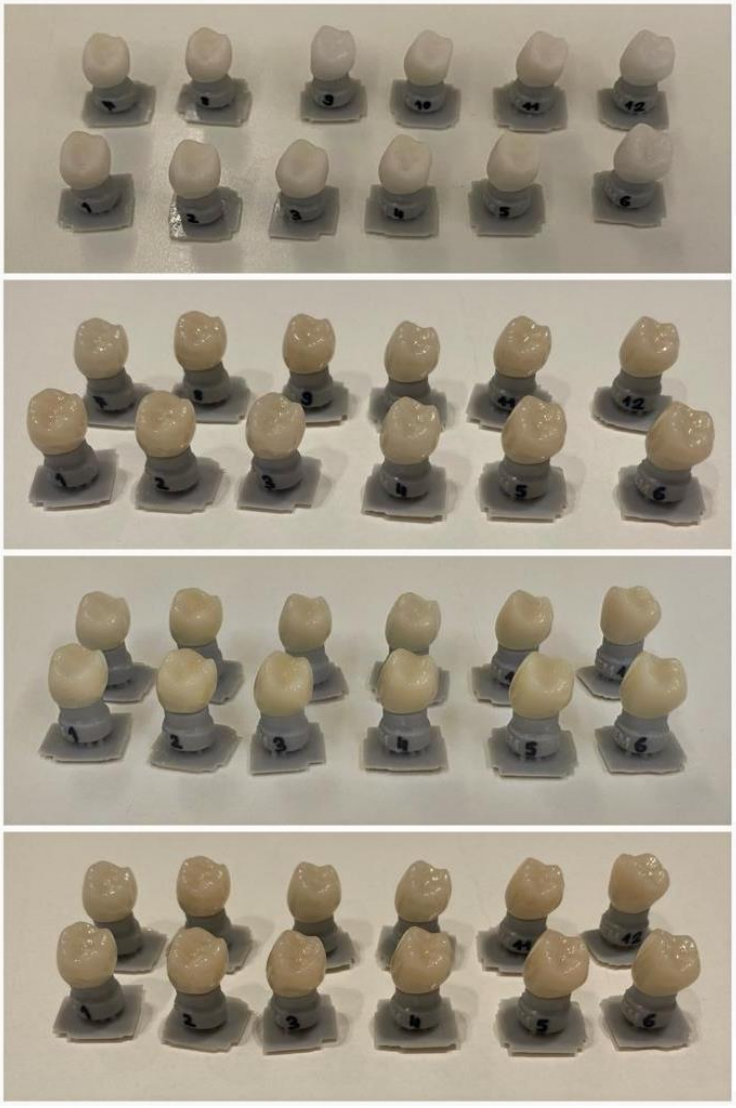
**Tablo 3.4:** Vita Suprinity blokların kristalizasyon/glaze fırınlama parametreleri

| **Fırın/Programat (Ivoclar Vivadent)** | **P310** |
|---|---|
| Bekleme Sıcaklığı (°C) | 400 |
| Kapanma Süresi (dk) | 04:00 |
| Isınma Hızı (°C/dk) | 55 |
| Pişme Sıcaklığı (°C) | 840 |
| Bekleme Süresi (dk) | 08:00 |
| Vakum 1 (°C) | 410 |
| Vakum 2 (°C) | 840 |
| Uzun Dönem Soğuma (°C) | 680 |
| Soğuma Hızı (°C/dk) | 0 |

**Tablo 3.5:** IPS e.max CAD blokların kristalizasyon/glaze fırınlama parametreleri

| **Fırın/Programat (Ivoclar Vivadent)** | **P300 P500 P700** |
|---|---|
| Bekleme Sıcaklığı (°C) | 403 |
| Kapanma Süresi (dk) | 06:00 |
| Isınma Hızı (°C/dk) | 90 |
| Pişme Sıcaklığı (°C) | 820 |
| Bekleme Süresi (dk) | 00:10 |
| Isınma Hızı (°C/dk) | 30 |
| Pişme Sıcaklığı (°C) | 840 |
| Bekleme Süresi (dk) | 07:00 |
| Vakum 1 (°C) | 550 / 1022 |
| Vakum 2 (°C) | 820 / 1508 |
| Uzun Dönem Soğuma (°C) | 700 |
| Soğuma Hızı (°C/dk) | 0 |

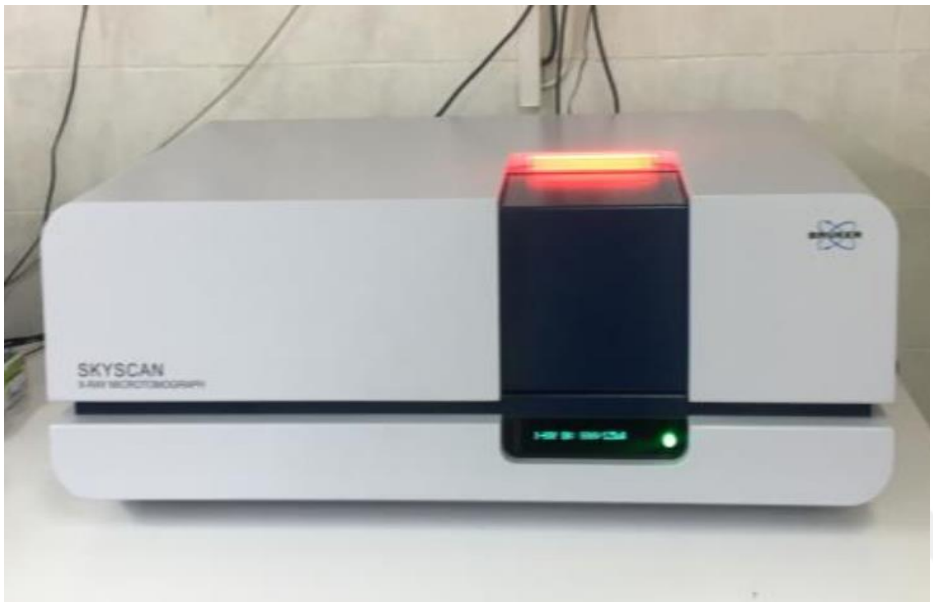
Vita Mark II, IPS e.max CAD, Vita Enamic ve Vita Suprinity CAD/CAM bloklarından üretilen monolitik kuron restorasyonlar, kristalizasyon/glaze işlemlerinin tamamlanması ile marjinal ve internal uyumlarının değerlendirilmesi için hazır hale getirildi (Resim 3.15).




**Resim 3.15:** Kristalizasyon/glaze işlemleri tamamlanan restorasyonlar (A-Vita Mark II, B-IPS e.max CAD, C-Vita Enamic, D-Vita Suprinity)

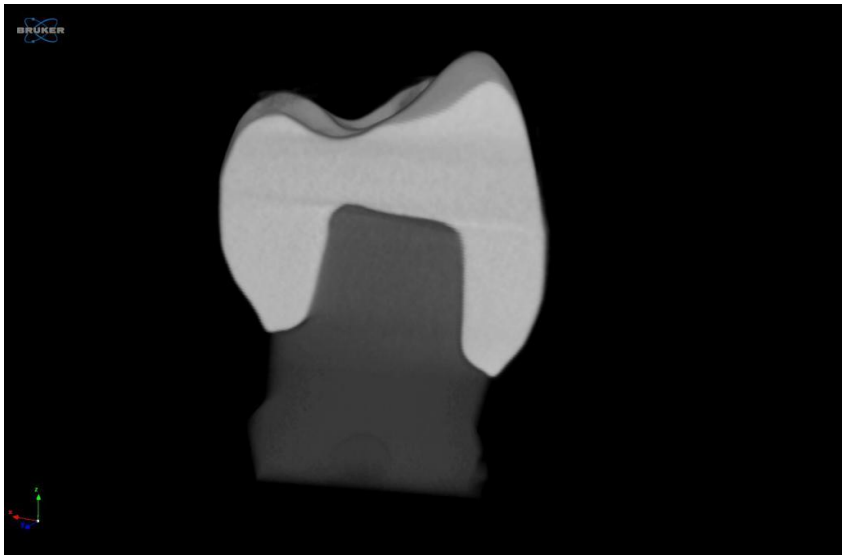
### 3.5. TEST ÖRNEKLERİNİN MİKRO-BT İLE TARANMASI

Örneklerin mikro-BT kullanılarak taranmaları sırasında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Mikro-BT laboratuvarında bulunan yüksek çözünürlükte tarama kapasitesine sahip Skyscan 1275 (Skyscan, Kontich, Belgium) cihazı kullanıldı (Resim 3.16).



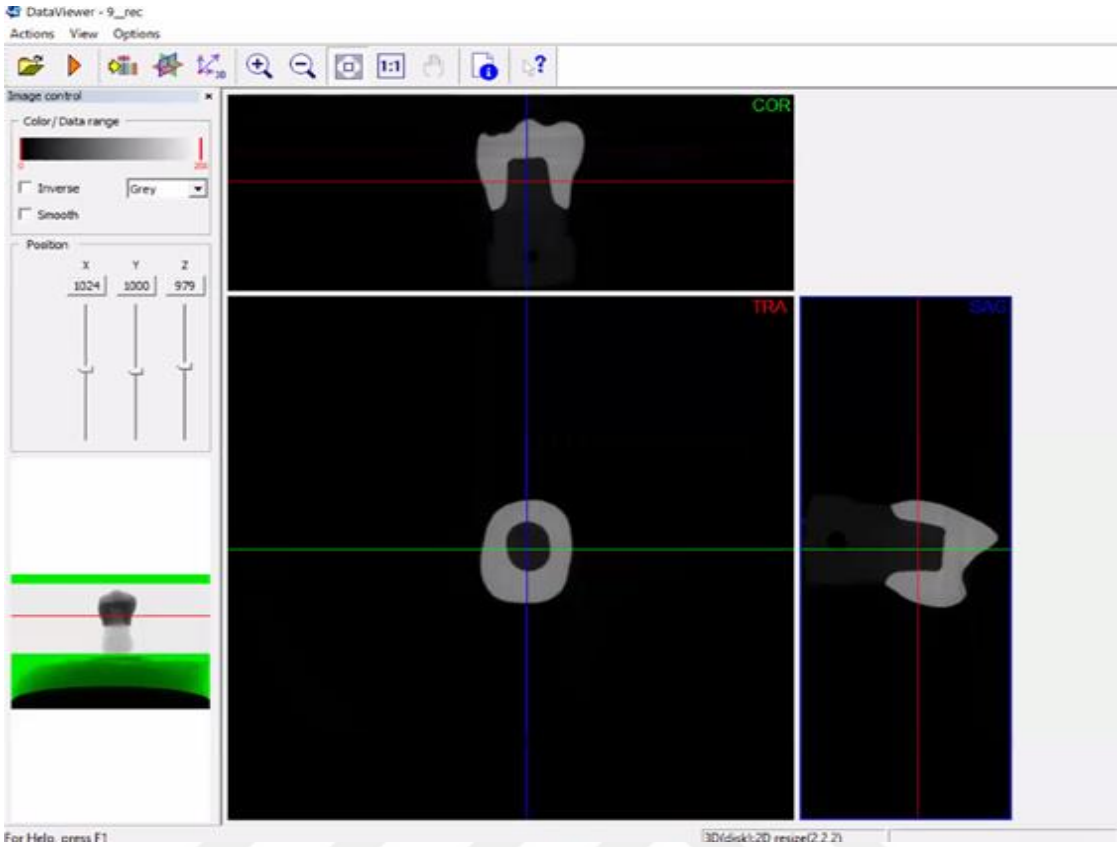

**Resim 3.16:** Mikro-BT cihazı

Her biri özel olarak tasarlanan kuron restorasyonlar, güdüklerine yerleştirildikten sonra radyolusent parafin bant ile sabitlendi. Tarama parametreleri; 125 kvp, 80 mA ve 24 μm/piksel boyutta rotasyon basamağı 0,2 olacak şekilde belirlendi. Çekimler esnasında oluşması muhtemel radyolojik artefaktları önlemek amacıyla 1 mm kalınlığında alüminyum filtre kullanıldı. NRecon (versiyon 1.6.4.8 Skycan, Kontich, Belgium) yazılım programı kullanılarak, örneklerin her biri yaklaşık bir saat süreyle tarandı. Elde edilen görüntüler 8-bit'lik gri skala dinamik aralığında 2000×2000 piksel'lik bit-map (BMP) formata dönüştürüldü ve her bir örneğin ayrı ayrı üç boyutlu rekonstrüksiyonu yapıldı (Resim 3.17).




**Resim 3. 17:** Mikro-BT ile taranan örneğin BMP görüntüsü

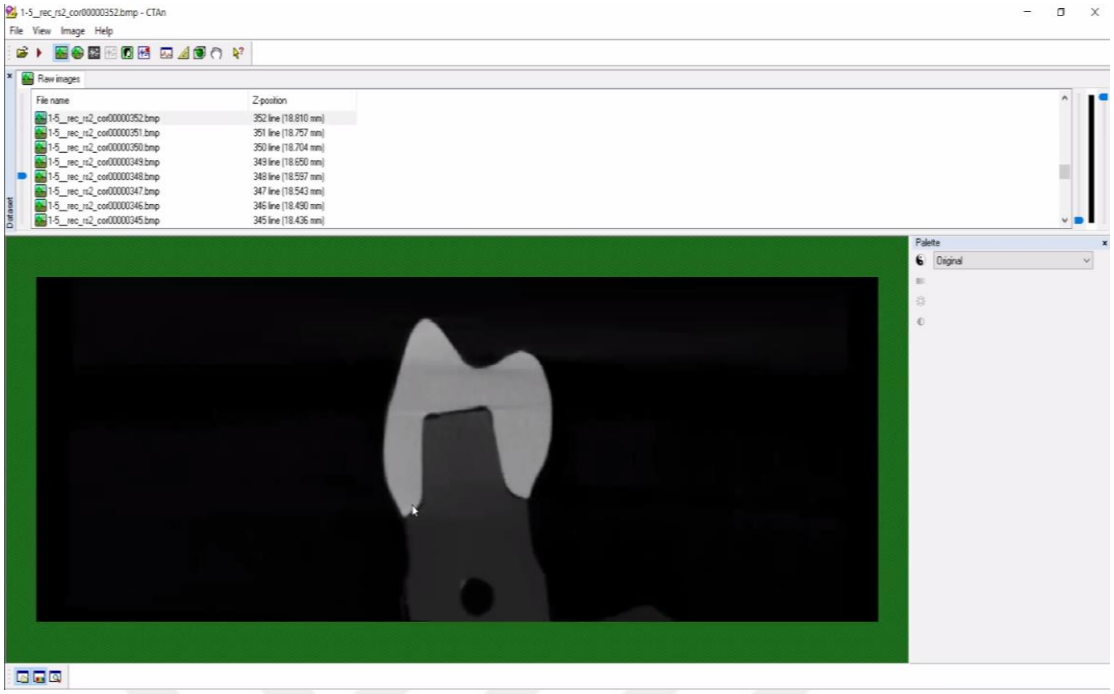
Elde edilen görüntüler veri analizi yapılması için hazır hale getirildi. Görüntüler, Mikro-BT ile analiz edilmeden önce, Dataviewer 1.4.4 yazılım programına aktarıldı. Sagital, koronal ve transversal görüntüler oluşturuldu. Çekim esnasında ortaya çıkabilecek radyolojik artefaktlar bu program sayesinde giderildi (Resim 3.18).




**Resim 3. 18:** Dataviewer programında Mikro-BT tarama verilerinin kesitsel görüntüsü

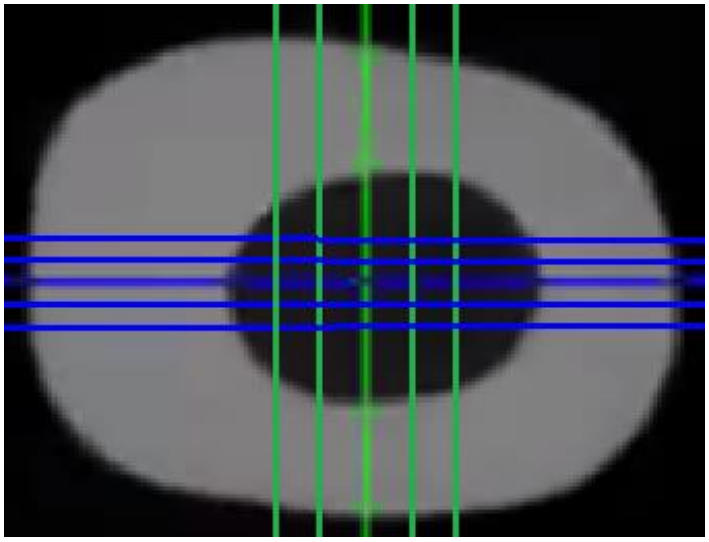
### 3.6. MARJİNAL VE İNTERNAL UYUMUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Örneklerin iki boyutlu rekonstrüksiyonu DataViewer (V.1.5.1.2; SkyScan) yazılım programı kullanılarak tamamlanmasını takiben aksiyel görüntüler, matematiksel analizleri yapabilmesi amacıyla CTan (versiyon 1,14,4,1 Skycan, Kontich, Belçika) yazılım programına aktarıldı (Resim 3.19).



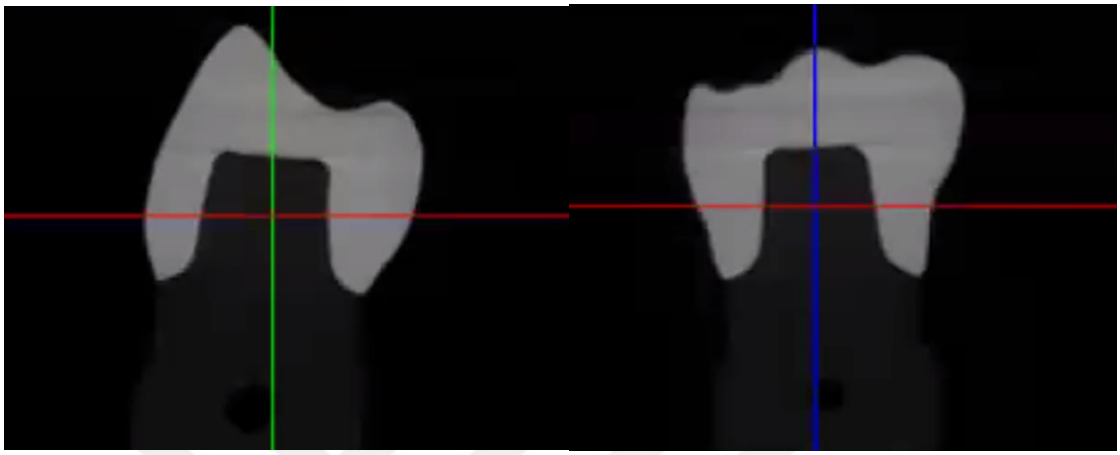

**Resim 3.19:** İki boyutlu aksiyel projeksiyonların CTan yazılımına aktarılması

2 boyutlu analizlerin yapılması için DataViewer (V.1.5.1.2; SkyScan) yazılım programı kullanıldı. Transversal kesitte, kuronların orta üçlüsünden, 5 adet meziodistal (MD) kesit ve 5 adet bukkolingual (BL) kesit olmak üzere toplam 10 adet kesit alındı (Resim 3.20).



**Resim 3.20:** Meziodistal ve bukkolingual kesitler

MD yöndeki kesitler arası mesafe 40 µm olarak belirlenirken, kuronun BL mesafesi, MD mesafesinden daha uzun olması nedeniyle, BL yöndeki kesitler arası mesafe 50 µm olacak şekilde belirlendi (Resim 3.21).



**Resim 3.21:** Ölçümler için kullanılan meziodistal ve bukkolingual kesitler

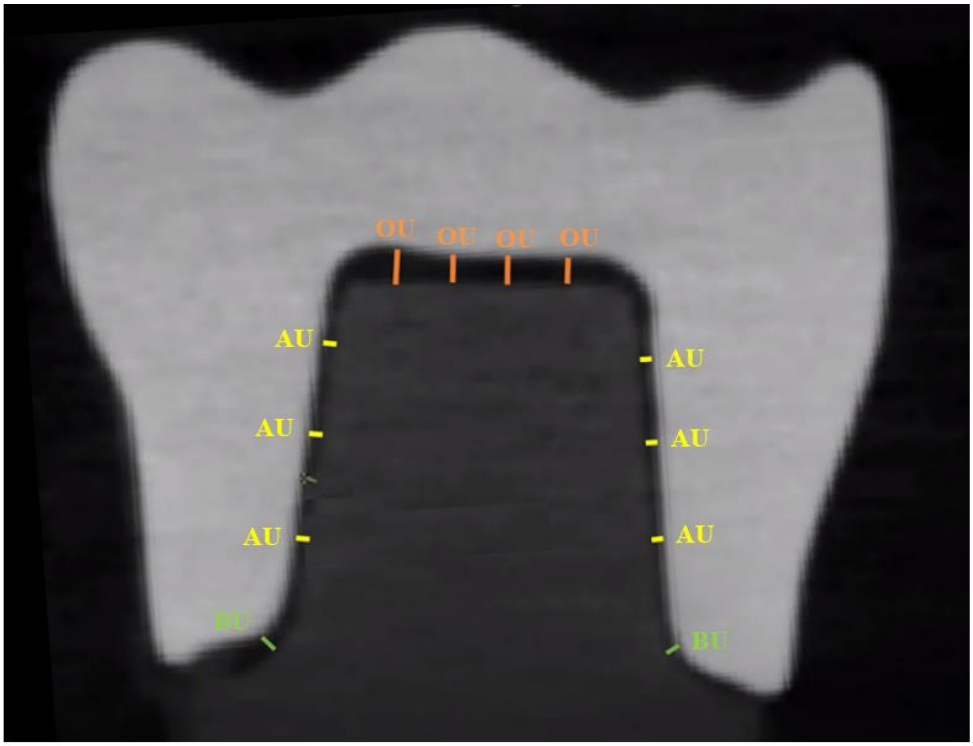
Grupların her biri için mezial (M), distal (D), bukkal (B) ve lingual (L) kenar uyumu, basamak uyumu (BU), aksiyel uyum (AU) ve oklüzal uyum (OU) karşılaştırıldı. Farklı gruplar arasında benzer değerlendirilme kriterleri de karşılaştırıldı. Kenar uyumu, basamak uyumu, aksiyel uyum ve oklüzal uyumun belirlenmesi amacıyla toplam 16 noktada ölçümler yapıldı. Her bir örnekte alınan 10 adet kesit üzerinde toplam 160 adet ölçüm yapıldı (Resim 3.22).

Basamak uyumunun (BU) değerlendirilmesi sırasında, chamfer basamağın iç bükey kısmından kuronun iç yüzeyine çizilen dikey mesafe ölçüldü. CTAn (V.1.14.4.1; SkyScan) yazılım programı ile her bir örnekte MD ve BL yöndeki kesitlerden toplam 20 adet ölçüm yapıldı.

Aksiyel uyumun (AU) değerlendirilmesi sırasında, aksiyel duvarda, incelenen örneğin basamak eğimi ve oklüzoaksiyel birleşim açısı arasındaki mesafede eşit uzaklıkta belirlenen 3 noktadan, diş örneğinden kuronun iç yüzeyine çizilen dikey mesafe ölçüldü. CTAn (V.1.14.4.1; SkyScan) yazılım programı ile her bir örnekte MD ve BL yöndeki kesitlerden toplam 60 adet ölçüm yapıldı.

Oklüzal uyumun (OU) değerlendirilmesi sırasında, MD ve BL kesitlerin oklüzal yüzeyinde eşit aralıklarla belirlenen 4 noktadan ölçümler yapıldı. Her bir örnekte CTAn

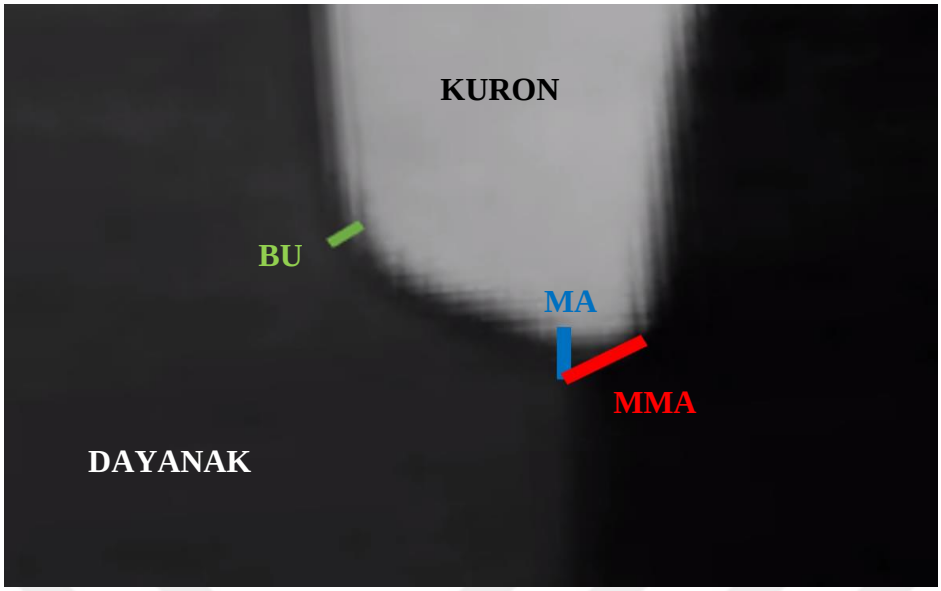
(V.1.14.4.1; SkyScan) yazılım programı ile oklüzalden kuronun iç yüzeyine çizilen dikey mesafeler ölçüldü. Her örnek için toplam 40 adet oklüzal aralık değeri belirlendi.




**Resim 3.22:** Ölçüm yapılan noktalar, basamak uyumu (BU), aksiyel uyum (AU), oklüzal uyum (OU)

Kenar uyumu, marjinal aralık (MA) ile mutlak marjinal aralık (MMA) olmak üzere iki farklı ölçümle değerlendirildi. MA, basamağın en dış sınırı ile restorasyonun kenar sınırı arasındaki dikey yöndeki mesafeyi, MMA ise basamağın en dış sınırı ile restorasyonun yatay yöndeki en dış sınırı arasındaki mesafeyi ifade eder. CTAn (V.1.14.4.1; SkyScan) yazılım programı ile MA ve MMA değerlendirilmesi amacıyla her kesitten ayrı ayrı ölçüm yapıldı. Her ölçüm 3 kez tekrarlanıp elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alındı. Böylece MD ve BL yöndeki kesitlerden toplam 40 adet ölçümün aritmetik ortalamasının alınması ile her bir gruptaki MA ve MMA değerleri elde edildi (Resim 3.23).

Örneklere ait marjinal uyumun değerlendirilmesinde MA ve MMA verileri kullanılırken; internal uyumun değerlendirilmesinde ise BU, AU ve OU verileri kullanıldı.



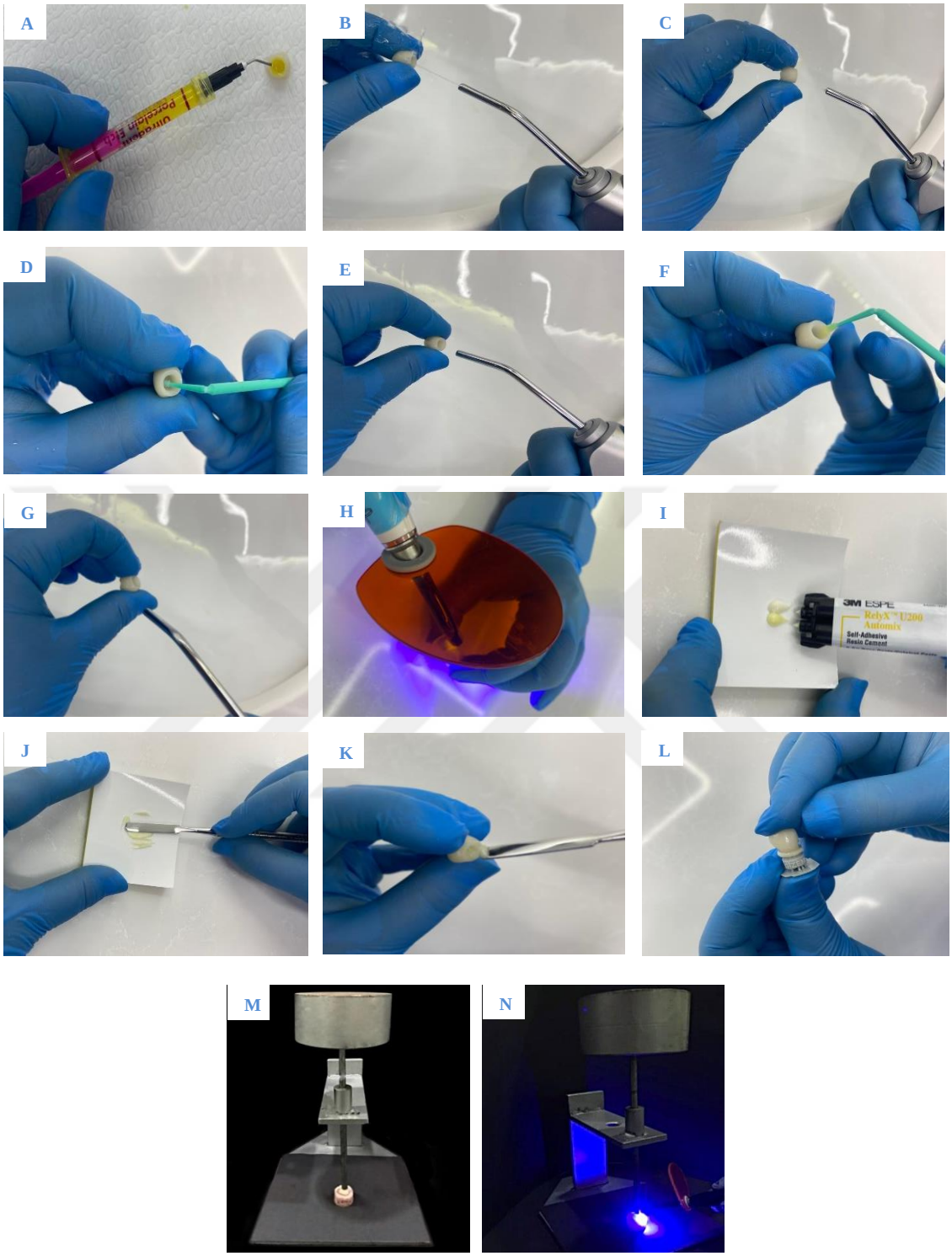

**Resim 3.23:** Marjinal uyumun, marjinal aralık (MA) ve mutlak marjinal aralık (MMA) olmak üzere iki yönden değerlendirilmesi

### 3.7. RESTORASYONLARIN SİMANTASYONU

Simantasyon öncesi tüm örneklerin yüzeyleri; buhar basınç cihazında (Goldental GLD/MN 2036, Silter, Türkiye) temizlendi. Vita Mark II ve Vita Enamic bloklardan elde edilen örneklerin her birinin iç yüzeyi 60 sn, IPS e.max CAD bloklar ile Vita Suprinity bloklardan üretilen örneklerin her birinin iç yüzeyi 20 sn süre ile hidroflorik asit (9 % Porcelain Etch, Ultradent, Amerika Birleşik Devletleri) uygulandıktan sonra, 60 sn boyunca basınçlı su ile yıkandı ve 5 sn süreyle basınçlı hava ile kurutuldu (Resim 3.24–A,B,C).

Örneklerin iç yüzeylerinde mikrofırça kullanılarak ince bir tabaka halinde uygulanan silanın (Silane, Ultradent, Amerika Birleşik Devletleri) içindeki alkolün uçması amacıyla 60 sn beklendi. Sonrasında 5 sn basınçlı hava ile kurutuldu (Resim 3.24–D,E).

Her bir rezin modelde mikrofırça ile 5 sn süreyle bond (G-Premio Bond, GC, Leuven, Belçika) uygulandı. 5 sn boyunca hava ile inceltildi ve 10 sn süresince led ışık (Woodpecker Led-G, Woodpecker Medical Instrument Co Ltd, Guangxi, Çin Halk Cumhuriyeti) ile polimerize edildi (Resim 3.24–F,G,H).




**Resim 3.24:** Simantasyon adımları sırasıyla, A-asit uygulama, B-yıkama, C-kurutma, D-silan uygulama, E-kurutma, F-bond uygulama, G-hava ile inceltme, H-led ışık ile bond polimerizasyonu, I-baz ve katalistten oluşan siman, J-simanın karıştırılması, K-kuron iç yüzeyine simanın yerleştirilmesi, L-kuronun rezin dayanak üzerine yerleştirilmesi, M-standardize edilmiş basınç, N-led ışık ile siman polimerizasyonu.

Simantasyon işlemi için üretici firma talimatları doğrultusunda self adeziv, dual-cure universal rezin siman RelyX U200 Clicker (3M ESPE, Seefeld, Germany) kullanıldı. Üretici kullanma talimatlarında çalışma süresi 2 dk olarak belirtilen simanın, kolay kullanım sağlayan cliker formu sayesinde 1:1 oranında sıkılan baz ve katalist kısmı karıştırıldı ve kuron iç yüzeyine yerleştirildi. Bu sayede her bir kuron içerisine eşit miktarda siman yerleşimi sağlandı (Resim 3.24–I,J,K,L).

Taşkın rezin siman mikrofırça ve sond yardımı ile uzaklaştırıldı. Daha sonra protezlerin üzerine 5 kg'lık ağırlık uygulanarak, simantasyon esnasında tüm örnekler için basınç standardize edildi. 2 sn boyunca ışık ile polimerizasyonu sağlanıp, taşkın simanlar temizlendi (Resim 3.24–M,N). LED ışın cihazı (Woodpecker; Guilin, Guangxi, China) ile örneklerin; bukkal, lingual, mezial, distal ve oklüzal yüzeylerinden 20 sn süre ile polimerizasyon sağlandı. Simantasyon işlemi tek bir klinisyen tarafından yapıldı. Simantasyondan 24 saat sonra örnekler, distile su içinde 1 hafta süre ile 37 °C' de bekletildi.

### 3.8. KIRILMA DAYANIMLARININ ÖLÇÜLMESİ

Restorasyonların kırılma dayanımlarının tespit edilebilmesi amacıyla Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Geliştirme Laboratuarı'ndaki Universal Test Cihazı (Universal Testing Machine, Lloyd Instruments, LRx, Fareham Hant, UK) kullanılarak örneklere baskı dayanım testi uygulandı (Resim 3.25).

Testlerde, 4 mm çapında paslanmaz çelikten küresel bir uç kullanıldı. Kullanılan metal küresel uç, test cihazının üst bölümüne sabitlendi ve örneklerin tamamının kırılması sırasında kullanıldı. Örnekler ise kırma cihazının alt tablasında, kırma ucu tam santral fossaya denk gelecek ve yer düzlemine dik olacak şekilde sabitlendi. Her bir örnekte eşit yük dağılımı sağlamak amacıyla, restorasyonların oklüzal yüzeylerine alüminyum folyo kağıtlar konularak test gerçekleştirildi.

Deney sırasında uygulanan kuvvet sıfır Newton (N) ile başlayıp, örnekler kırılıncaya kadar 1mm/dak hızla artacak şekilde uygulandı. Örneklerin kırıldığı andaki yükleme kuvvetleri, cihaz tarafından (N) cinsinden kaydedildi.





**Resim 3.25:** Çalışmada kullanılan Universal Kırma Test Cihazı ve örneklerin konumlandırılması

# 4. BULGULAR

Çalışmamızda elde edilen verilerin değerlendirilmesinde, istatistiksel analizler için IBMSPSS Statistics 22 (Version 22.0. Armonk, NY: IBM Corp) programı kullanıldı. Analizler sırasında parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks test ile değerlendirildi. Normal dağılım gösteren parametreler için gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway Anova testi kullanılırken; farklılığa neden olan grubun tespit edilmesi amacıyla varyansları homojen olan gruplarda Tukey HDS testi, homojen olmayan gruplarda ise Tamhane's T2 testi kullanıldı. Normal dağılım gösteren parametreler için grup içi karşılaştırmalarda tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi, ikili karşılaştırmalarda Bonferroni testi ve Paired Sample t testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametreler için gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi kullanılırken, farklılığa neden olan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin grup içi karşılaştırmalarda Friedman Testi, ikili karşılaştırmalarda Wilcoxon işaret testi kullanıldı. MMA ve kırılma dayanımı arasındaki korelasyonun incelenmesinde ise Pearson Korelasyon Analizi uygulandı. Tüm analizlerde anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

## 4.1. MARJİNAL VE İNTERNAL UYUMUN DEĞERLENDİRİLMESİ

### 4.1.1. Marjinal Uyum

Marjinal uyum değerlendirmelerinde, her örneğin bukkal, lingual, mezial ve distal basamak bölgesinde ölçülen uyum miktarları ile farklı gruplar arasındaki uyum miktarı, mutlak marjinal aralık (MMA) ve marjinal aralık (MA) verileri kullanılarak incelendi.

- ✓ **Mutlak Marjinal Aralık**

MMA değerleri, örneklerin farklı basamak lokasyonlarında değişiklik göstermektedir. En yüksek MMA değerleri, Vita Mark II, IPS e.max CAD ve Vita Suprinity için, dişlerin distal basamak bölgesinde görülürken, Vita Enamic için mezial basamak bölgesinde görüldü. En düşük MMA değerleri, Vita Mark II ve Vita Suprinity için, dişlerin lingual basamak bölgesinde elde edilirken, IPS e.max CAD ve Vita Enamic için bukkal basamak bölgesinde elde edildi (Tablo 4.1, Şekil 4.1, Şekil 4.2).

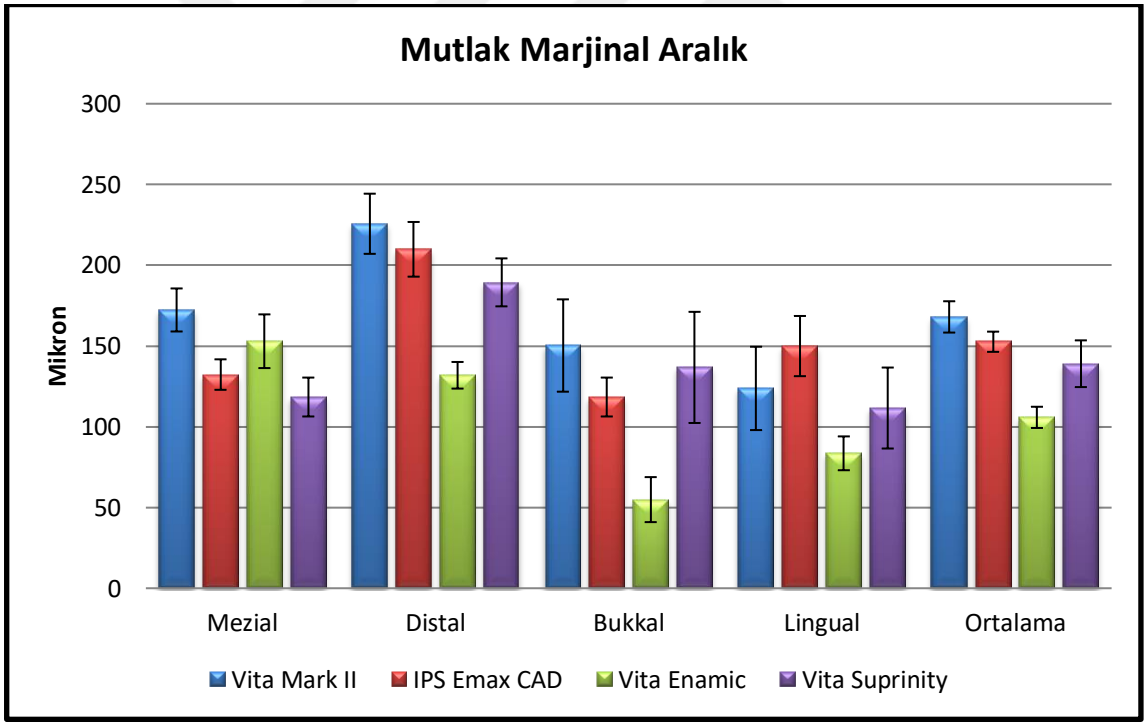
**Tablo 4.1:** Farklı basamak lokasyonlarında örnek gruplarına ait MMA değerleri

| MMA | Vita Mark II<br>Ort±SS | IPS e.max CAD<br>Ort±SS | Vita Enamic<br>Ort±SS | Vita Suprinity<br>Ort±SS | [1]p |
|---|---|---|---|---|---|
| Mezial | 172,31±13,32$^{Aa}$ | 132,31±9,44$^{Bac}$ | 152,95±16,63$^{Ca}$ | 118,41±12,04$^{Ba}$ | **0,001*** |
| Distal | 225,68±18,63$^{Ab}$ | 209,86±16,93$^{Ab}$ | 131,87±8,24$^{Bb}$ | 189,39±14,85$^{Cb}$ | **0,001*** |
| Bukkal | 150,29±28,59$^{Aac}$ | 118,41±12,04$^{Aa}$ | 54,89±13,93$^{Bc}$ | 136,74±34,4$^{Aa}$ | **0,001*** |
| Lingual | 123,75±25,81$^{Ac}$ | 149,95±18,63$^{Ac}$ | 83,55±10,47$^{Bd}$ | 111,59±25,06$^{Ca}$ | **0,001*** |
| Ortalama | 168,01±9,70$^{A}$ | 152,63±6,26$^{B}$ | 105,81±6,57$^{C}$ | 139,03±14,46$^{D}$ | **0,001*** |
| **[2]p** | **0,001*** | **0,001*** | **0,001*** | **0,001*** | |

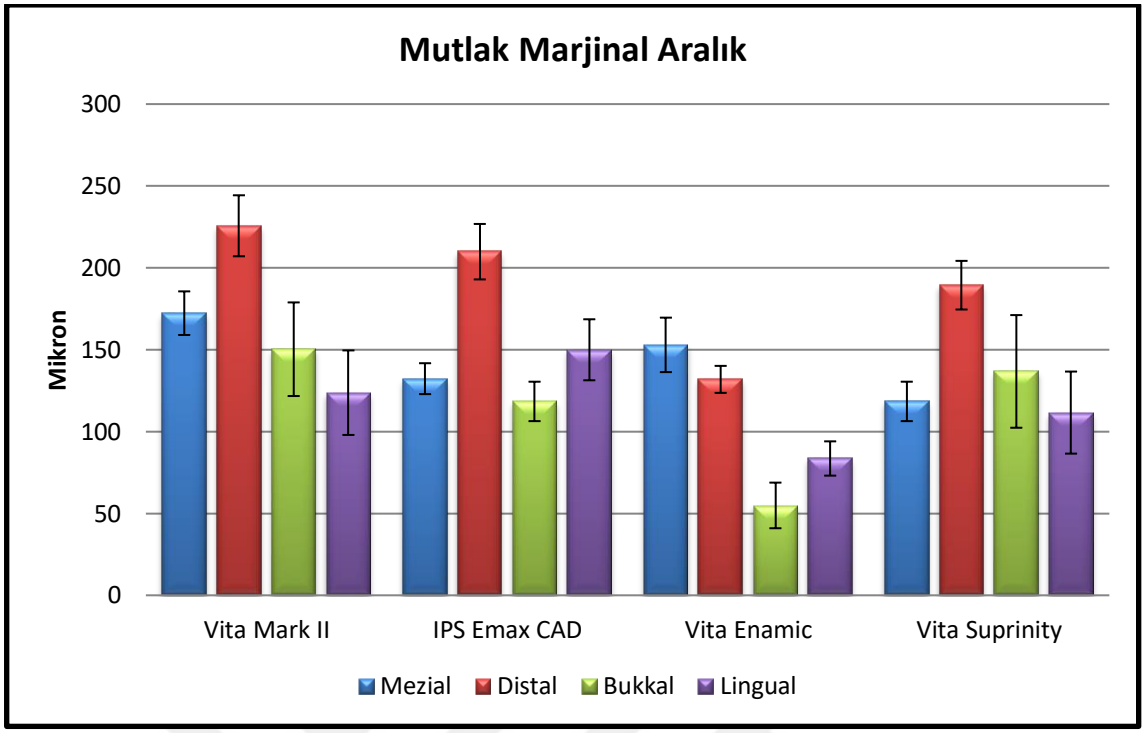
*[1]Oneway ANOVA Test [2]Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi *p<0,05*

*Satırlardaki farklı büyük harfler materyaller arasındaki farklılığı göstermektedir.*

*Sütunlardaki farklı küçük harfler kesitler arasındaki farklılığı göstermektedir.*




**Şekil 4.1:** Grupların MMA değerlerinin basmağın mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerindeki dağılımları ve ortalama MMA değerleri




**Şekil 4.2:** Grupların mezial, distal, bukkal ve lingual basamaklardaki MMA değerleri

Gruplar arasında mezial kesitteki MMA ortalamaları incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun mezial kesitteki MMA ortalaması, IPS e.max CAD ($p=0,001$), Vita Enamic ($p=0,018$) ve Vita Suprinity ($p=0,001$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). Vita Enamic grubunun mezial kesitteki MMA ortalaması, IPS e.max CAD ($p=0,011$) ve Vita Suprinity ($p=0,001$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). IPS e.max CAD ve Vita Suprinity arasında anlamlı bir farklılık yoktu ($p>0,05$).

Gruplar arasında distal kesitteki MMA ortalamaları açısından incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun distal kesitteki MMA ortalaması, Vita Enamic ($p=0,001$) ve Vita Suprinity ($p=0,001$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). IPS e.max CAD grubunun distal kesitteki MMA ortalaması, Vita Enamic ($p=0,001$) ve Vita Suprinity ($p=0,035$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). Vita Suprinity grubunun distal kesitteki MMA ortalaması, Vita Enamic ($p=0,001$) grubundan anlamlı düzeyde

yüksekti ($p<0,05$). Vita Mark II ve IPS e.max CAD arasında anlamlı bir farklılık yoktu ($p>0,05$).

Gruplar arasında bukkal kesitteki MMA ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tamhane's T2 test sonucunda; Vita Enamic grubunun bukkal kesitteki MMA ortalaması, Vita Mark II ($p=0,001$), IPS e.max CAD ($p=0,001$) ve Vita Suprinity ($p=0,001$) gruplarından anlamlı düzeyde düşüktü ($p<0,05$). Vita Mark II, IPS e.max CAD ve Vita Suprinity arasında anlamlı bir farklılık yoktu ($p>0,05$).

Gruplar arasında lingual kesitteki MMA ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Enamic grubunun lingual kesitteki MMA ortalaması, Vita Mark II ($p=0,002$), IPS e.max CAD ($p=0,001$) ve Vita Suprinity ($p=0,037$) gruplarından anlamlı düzeyde düşüktü ($p<0,05$). Vita Suprinity grubunun lingual kesitteki MMA ortalaması, IPS e.max CAD ($p=0,003$) grubundan anlamlı düzeyde düşüktü ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu ($p>0,05$).

Gruplar arasında MMA ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun MMA ortalaması, IPS e.max CAD ($p=0,011$), Vita Enamic ($p=0,001$) ve Vita Suprinity ($p=0,001$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). IPS e.max CAD grubunun MMA ortalaması, Vita Enamic ($p=0,001$) ve Vita Suprinity ($p=0,03$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). Vita Suprinity grubunun MMA ortalaması, Vita Enamic ($p=0,001$) grubundan anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$).

Vita Mark II grubundaki; M, D, B ve L MMA değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; distal kesitteki MMA ortalaması, mezial ($p=0,002$), bukkal ($p=0,002$) ve lingual ($p=0,001$) kesitlerden anlamlı şekilde yüksekti ($p<0,05$). Mezial kesitteki MMA ortalaması, Lingual ($p=0,023$) kesitten anlamlı şekilde yüksekti ($p<0,05$). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu ($p>0,05$).

IPS e.max CAD grubundaki; M, D, B ve L MMA değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; distal kesitteki MMA ortalaması, mezial ($p=0,001$), bukkal ($p=0,001$) ve lingual ($p=0,001$) kesitlerden anlamlı şekilde yüksekti ($p<0,05$). Lingual kesitteki MMA ortalaması, bukkal ($p=0,046$) kesitten anlamlı şekilde yüksekti ($p<0,05$). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu ($p>0,05$).

Vita Enamic grubundaki; M, D, B ve L MMA değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; mezial kesitteki MMA ortalaması, distal ($p=0,026$), bukkal ($p=0,001$) ve lingual ($p=0,001$) kesitlerden anlamlı şekilde yüksekti ($p<0,05$). Distal kesitteki MMA ortalaması, bukkal ($p=0,001$) ve lingual ($p=0,001$) kesitten anlamlı şekilde yüksekti ($p<0,05$). Lingual kesitteki MMA ortalaması, bukkal ($p=0,001$) kesitten anlamlı şekilde yüksekti ($p<0,05$).

Vita Suprinity grubundaki; M, D, B ve L MMA değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; distal kesitteki MMA ortalaması, mezial ($p=0,001$), bukkal ($p=0,015$) ve lingual ($p=0,001$) kesitlerden anlamlı şekilde yüksekti ($p<0,05$). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu ($p>0,05$).

- ✓ **Marjinal Aralık**

Elde edilen MA değerleri basamağın farklı bölgelerine ve test edilen örneklerin türüne göre farklılık göstermektedir (Tablo 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4).

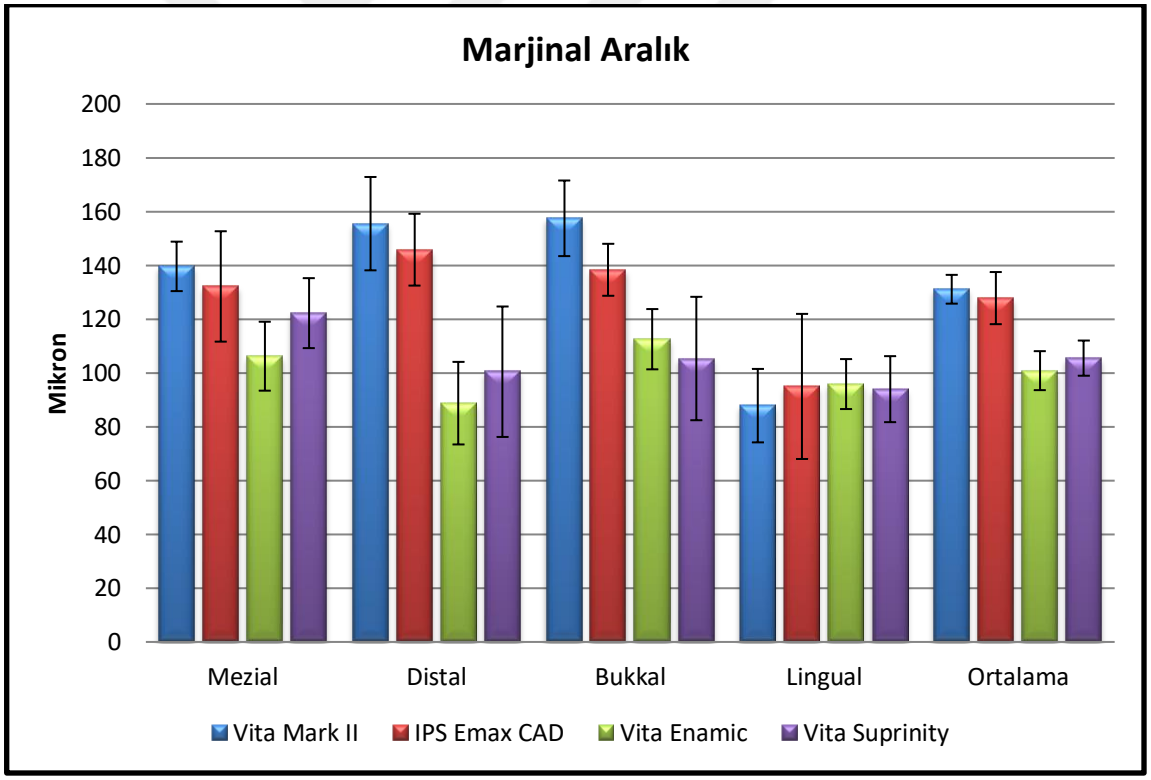
**Tablo 4.2:** Farklı basamak lokasyonlarında örnek gruplarına ait MA değerleri

| MA | Vita Mark II<br>Ort±SS | IPS Emax CAD<br>Ort±SS | Vita Enamic<br>Ort±SS | Vita Suprinity<br>Ort±SS | [1]p |
|---|---|---|---|---|---|
| Mezial | 139,61±19,17$^{Aa}$ | 132,15±10,55$^{ABa}$ | 106,22±12,33$^{ABa}$ | 122,23±26,5$^{Bab}$ | **0,001*** |
| Distal | 155,49±20,54$^{Aa}$ | 145,82±23,93$^{Aa}$ | 88,76±21,6$^{Bb}$ | 100,45±15,26$^{Ba}$ | **0,001*** |
| Bukkal | 157,48±29,64$^{Aa}$ | 138,34±27,23$^{ACa}$ | 112,54±25,99$^{Bab}$ | 105,36±18,83$^{BCb}$ | **0,001*** |
| Lingual | 87,84±15,05$^{Ab}$ | 94,98±18,07$^{Ab}$ | 95,86±15,05$^{Ab}$ | 93,97±21,1$^{Aa}$ | **0,633** |
| Ortalama | 131,11±12,18$^{A}$ | 127,82±10,09$^{A}$ | 100,85±10,87$^{B}$ | 105,5±10,83$^{B}$ | **0,001*** |
| [2]p | **0,001*** | **0,001*** | **0,003*** | **0,002*** | |

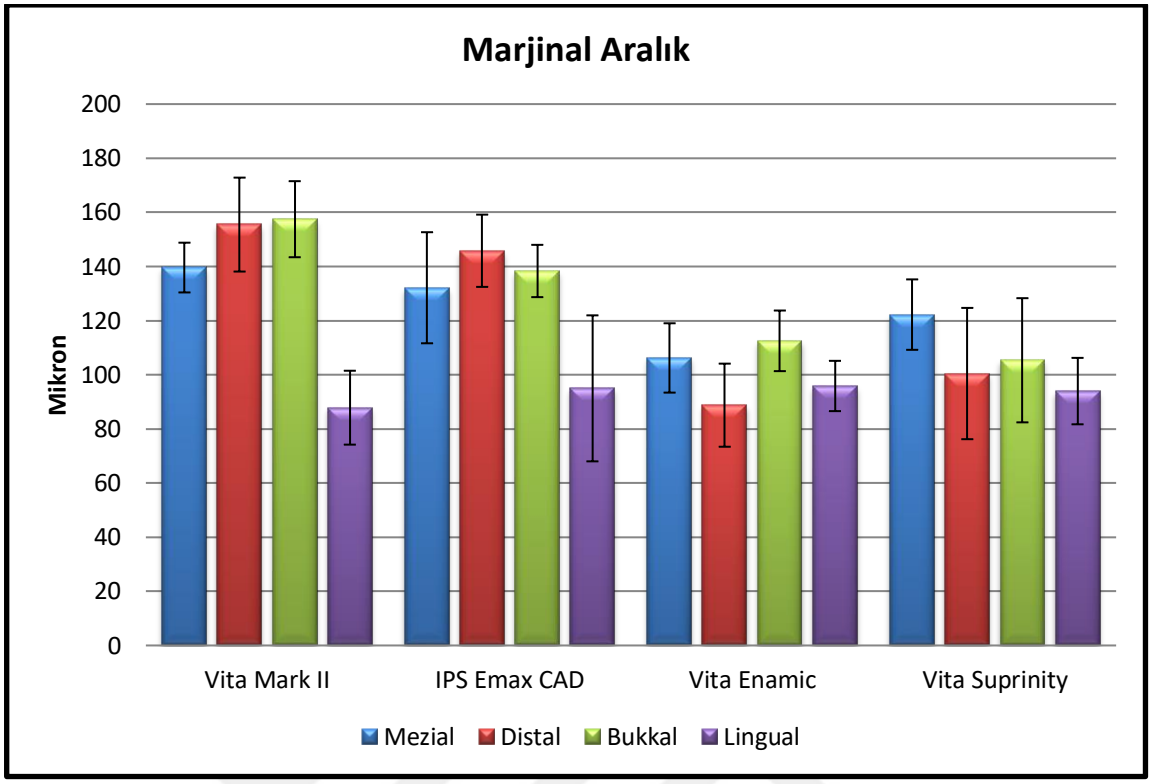
*[1]Oneway ANOVA Test [2]Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi *p<0,05*

*Satırlardaki farklı büyük harfler materyaller arasındaki farklılığı göstermektedir.*

*Sütunlardaki farklı küçük harfler kesitler arasındaki farklılığı göstermektedir.*




**Şekil 4.3:** Grupların MA değerlerinin basmağın mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerine göre dağılımları ve ortalama MA değerleri




**Şekil 4.4:** Grupların mezial, distal, bukkal ve lingual basamaklardaki MA değerleri

Gruplar arasında mezial kesitteki MA ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun mezial kesitteki MA ortalaması, Vita Suprinity (p:0,001) grubundan anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05).

Gruplar arasında distal kesitteki MA ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun distal kesitteki MA ortalaması, Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p=0,001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). IPS e.max CAD grubunun distal kesitteki MA ortalaması, Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p=0,001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05).

Gruplar arasında bukkal kesitteki MA ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını

tespit etmek amacıyla yapılan Tamhane's T2 test sonucunda; Vita Mark II grubunun bukkal kesitteki MA ortalaması, Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p=0,003) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). IPS Emax CAD grubunun bukkal kesitteki basamak uyumu ortalaması, Vita Enamic (p=0,015) grubundan anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05).

Gruplar arasında lingual kesitteki MA ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktu (p=0,633; p<0,05).

Gruplar arasında kenar aralığı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun MA ortalaması, Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p=0,001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). IPS Emax CAD grubunun MA ortalaması, Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p:0,001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05).

Vita Mark II grubundaki; M, D, B ve L MA değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; lingual kesitteki kenar aralığı ortalaması, mezial (p=0,001) ve distal (p=0,001) ve bukkal (p=0,001) kesitlerden anlamlı şekilde düşüktü (p<0,05). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu (p>0,05).

IPS e.max CAD grubundaki; M, D, B ve L MA değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; lingual kesitteki MA ortalaması, mezial (p=0,001), distal (p=0,004) ve bukkal (p=0,001) kesitlerden anlamlı şekilde düşüktü (p<0,05). Bukkal kesitteki MA ortalaması, distal (p=0,022) kesitten anlamlı şekilde düşüktü (p<0,05). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu (p>0,05).

Vita Enamic grubundaki; M, D, B ve L MA değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu (p=0,002; p<0,05). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; mezial kesitteki MA ortalaması, distal (p=0,014) ve lingual (p=0,001) kesitlerden anlamlı şekilde yüksekti (p<0,05). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu (p>0,05).

Vita Suprinity grubundaki; M, D, B ve L MA değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu (p=0,003; p<0,05). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; bukkal kesitteki MA ortalaması, distal (p=0,038) ve lingual (p=0,015) kesitlerden anlamlı şekilde yüksekti (p<0,05). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu (p>0,05).

### 4.1.2. Basamak Uyumu

Grupların farklı bölgelerdeki basamak uyum değerleri Tablo 4.3, Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da verilmiştir.

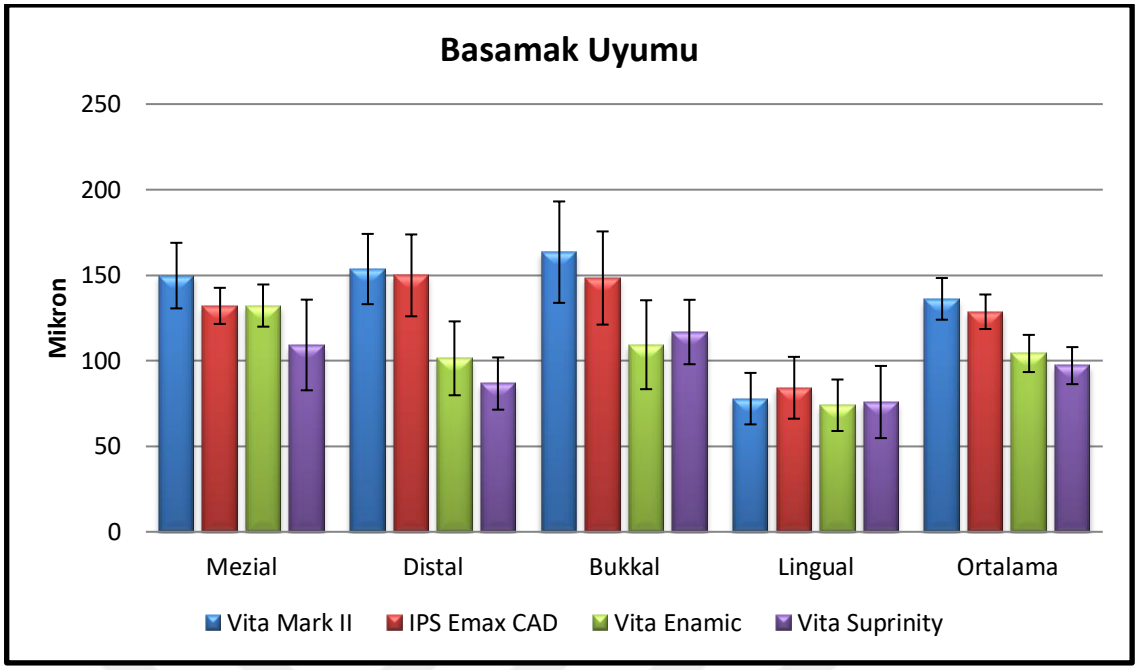
**Tablo 4.3:** Farklı basamak lokasyonlarında örnek gruplarına ait BU değerleri

| | **Vita Mark II** | **IPS e.max CAD** | **Vita Enamic** | **Vita Suprinity** | |
|---|---|---|---|---|---|
| **BU** | **Ort±SS** | **Ort±SS** | **Ort±SS** | **Ort±SS** | **[1]p** |
| Mezial | 149,75±19,17$^{Aa}$ | 132,06±10,55$^{ABa}$ | 132,23±12,33$^{ABa}$ | 109,2±26,5$^{Bab}$ | **0,001*** |
| Distal | 153,59±20,54$^{Aa}$ | 149,89±23,93$^{Aa}$ | 101,4±21,6$^{Bb}$ | 86,66±15,26$^{Ba}$ | **0,001*** |
| Bukkal | 163,46±29,64$^{Aa}$ | 148,34±27,23$^{ACa}$ | 109,36±25,99$^{Bab}$ | 116,78±18,83$^{BCb}$ | **0,001*** |
| Lingual | 77,84±15,05$^{Ab}$ | 84,18±18,07$^{Ab}$ | 73,97±15,05$^{Ab}$ | 75,86±21,1$^{Aa}$ | **0,633** |
| Ortalama | 136,16±12,18$^{A}$ | 128,62±10,09$^{A}$ | 104,24±10,87$^{B}$ | 97,13±10,83$^{B}$ | **0,001*** |
| **[2]p** | **0,001*** | **0,001*** | **0,002*** | **0,003*** | |

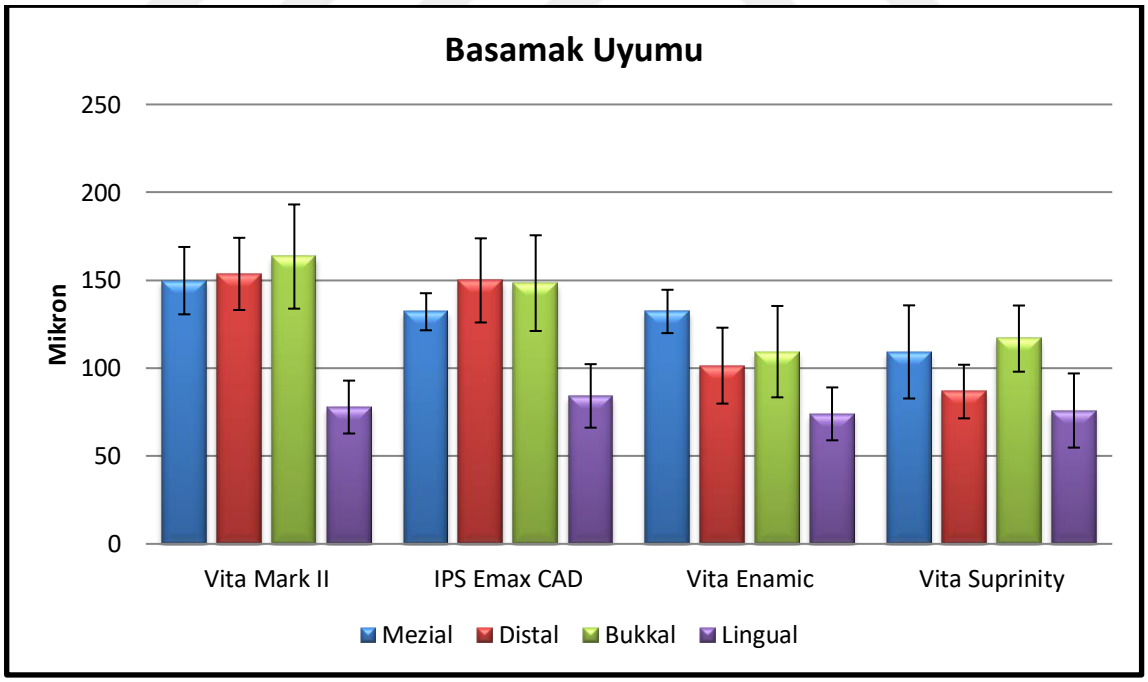
*[1]Oneway ANOVA Test [2]Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi *p<0,05*

*Satırlardaki farklı büyük harfler materyaller arasındaki farklılığı göstermektedir.*

*Sütunlardaki farklı küçük harfler kesitler arasındaki farklılığı göstermektedir.*




**Şekil 4.5:** Grupların BU değerlerinin basmağın mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerine göre dağılımları ve ortalama BU değerleri




**Şekil 4.6:** Grupların mezial, distal, bukkal ve lingual basamaklardaki BU değerleri

Gruplar arasında mezial kesitteki BU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun mezial kesitteki BU ortalaması, Vita Suprinity (p=0,001) grubundan anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05).

Gruplar arasında distal kesitteki BU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun distal kesitteki BU ortalaması, Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p=0,001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). IPS e.max CAD grubunun distal kesitteki BU ortalaması, Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p=0,001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05).

Gruplar arasında bukkal kesitteki BU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun bukkal kesitteki BU ortalaması, Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p=0,003) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). IPS e.max CAD grubunun bukkal kesitteki BU ortalaması, Vita Enamic (p=0,015) grubundan anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05).

Gruplar arasında lingual kesitteki BU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu (p=0,633; p>0,05).

Gruplar arasında BU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun BU ortalaması, Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p=0,001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). IPS e.max CAD grubunun BU ortalaması, Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p=0,001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05).

Vita Mark II grubundaki; M, D, B ve L BU değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; lingual kesitteki BU ortalaması,

mezial (p=0,001), distal (p=0,001) ve bukkal (p=0,001) kesitlerden anlamlı şekilde düşüktü (p<0,05). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu (p>0,05).

IPS e.max CAD grubundaki; M, D, B ve L BU değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; lingual kesitteki BU ortalaması, mezial (p=0,001), distal (p=0,004) ve bukkal (p=0,001) kesitlerden anlamlı şekilde düşüktü (p<0,05). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu (p>0,05).

Vita Enamic grubundaki; M, D, B ve L BU değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu (p=0,002; p<0,05). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; mezial kesitteki BU ortalaması, distal (p=0,014) ve lingual (p=0,001) kesitlerden anlamlı şekilde yüksekti (p<0,05). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu (p>0,05).

Vita Suprinity grubundaki; M, D, B ve L BU değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu (p=0,003; p<0,05). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; bukkal kesitteki BU ortalaması, distal (p=0,038) ve lingual (p=0,015) kesitlerden anlamlı şekilde yüksekti (p<0,05). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu (p>0,05).

### 4.1.3. Aksiyel Uyum

Test gruplarına ait örneklerin AU değerlendirmesi Tablo 4.4 ile Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de gösterilmiştir. Tüm gruplar için en iyi AU miktarı lingual yüzeyde elde edildi. Uyumsuzluğun en yüksek olduğu yüzey ise ise bukkal yüzeydi.

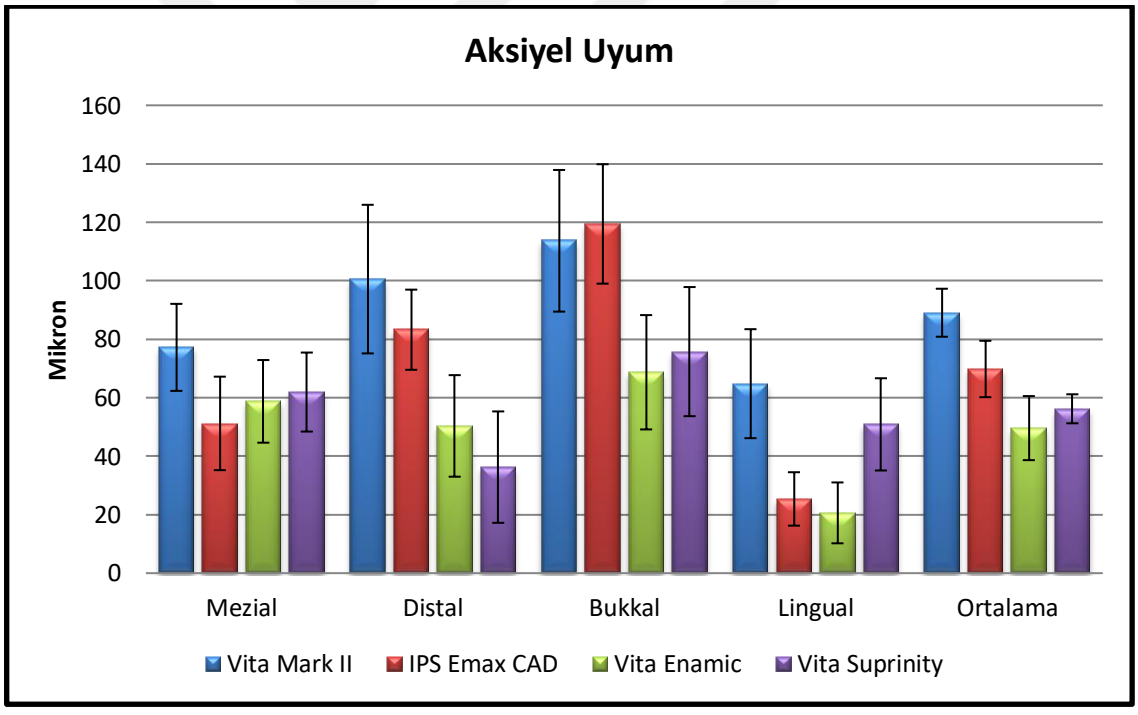
**Tablo 4.4:** Farklı aksiyel duvar lokasyonlarında materyal gruplarına ait AU değerleri

| AU | Vita Mark II<br>Ort±SS | IPS e.max CAD<br>Ort±SS | Vita Enamic<br>Ort±SS | Vita Suprinity<br>Ort±SS | [1]p |
|---|---|---|---|---|---|
| Mezial | 77,22±14,88$^{Aa}$ | 51,22±15,99$^{Ba}$ | 58,76±14,13$^{ABa}$ | 61,94±13,51$^{ABa}$ | **0,006*** |
| Distal | 100,57±25,41$^{Aab}$ | 83,26±13,71$^{Ab}$ | 50,36±17,37$^{Ba}$ | 36,27±19,05$^{Ba}$ | **0,001*** |
| Bukkal | 113,67±24,22$^{Ab}$ | 119,44±20,42$^{Ac}$ | 68,71±19,55$^{Ba}$ | 75,77±22,08$^{Ba}$ | **0,001*** |
| Lingual | 64,81±18,64$^{Aa}$ | 25,39±9,14$^{Bd}$ | 20,62±10,41$^{Bb}$ | 50,89±15,77$^{Aa}$ | **0,001*** |
| Ortalama | 89,07±8,21$^{A}$ | 69,83±9,64$^{B}$ | 49,61±10,95$^{C}$ | 56,22±4,96$^{C}$ | **0,001*** |
| **[2]p** | **0,032*** | **0,001*** | **0,005*** | **0,065** | |

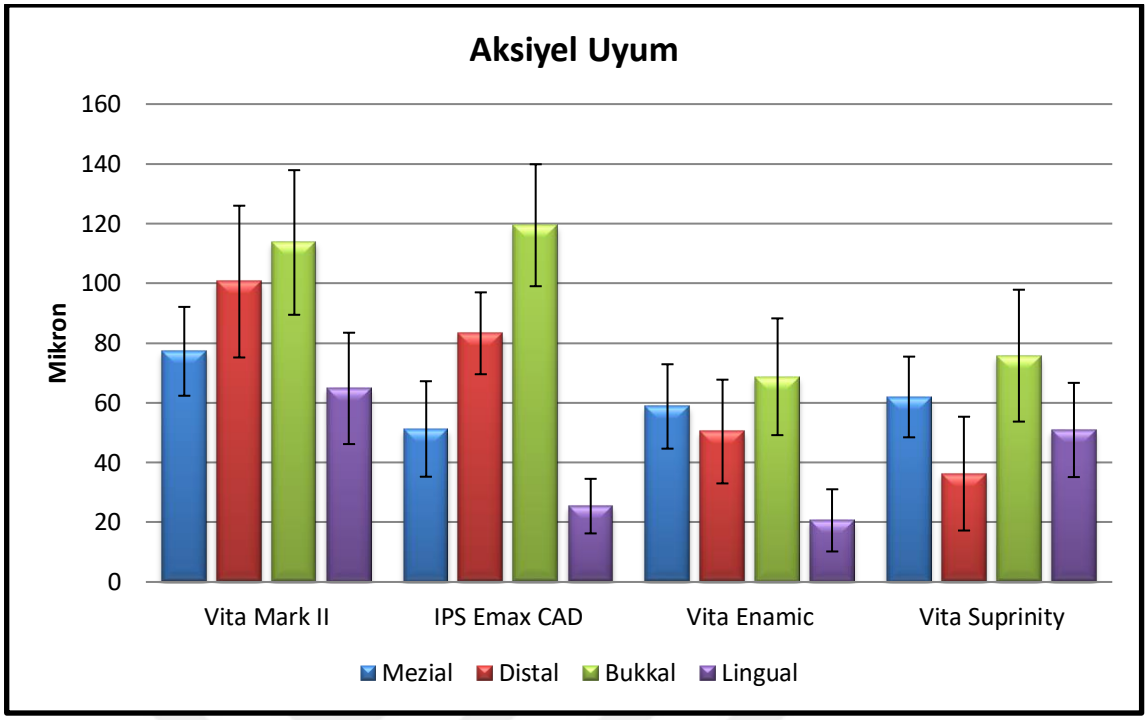
*[1]Oneway ANOVA Test [2]Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi *p<0,05*

*Satırlardaki farklı büyük harfler materyaller arasındaki farklılığı göstermektedir.*

*Sütunlardaki farklı küçük harfler kesitler arasındaki farklılığı göstermektedir.*




**Şekil 4.7:** Grupların AU değerlerinin aksiyel duvarların mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerine göre dağılımları ve ortalama AU değerleri




**Şekil 4.8:** Grupların mezial, distal, bukkal ve lingual aksiyel duvarlardaki AU değerleri

Gruplar arasında mezial kesitteki AU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun mezial kesitteki AU ortalaması, IPS e.max CAD ($p=0,004$) grubundan anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu ($p>0,05$).

Gruplar arasında distal kesitteki AU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun distal kesitteki AU ortalaması, Vita Enamic ($p=0,001$) ve Vita Suprinity ($p=0,001$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). IPS e.max CAD grubunun distal kesitteki AU ortalaması, Vita Enamic ($p=0,005$) ve Vita Suprinity ($p=0,001$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu ($p>0,05$).

Gruplar arasında bukkal kesitteki AU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun bukkal kesitteki AU ortalaması, Vita Enamic ($p=0,001$) ve Vita Suprinity ($p=0,004$) gruplarından

anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). IPS e.max CAD grubunun bukkal kesitteki AU ortalaması, Vita Enamic ($p=0,001$) ve Vita Suprinity ($p=0,001$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu ($p>0,05$).

Gruplar arasında lingual kesitteki AU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun lingual kesitteki AU ortalaması, IPS e.max CAD ($p=0,001$) ve Vita Enamic ($p=0,001$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). Vita Suprinity grubunun lingual kesitteki AU ortalaması, IPS e.max CAD ($p=0,003$) ve Vita Enamic ($p=0,001$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu ($p>0,05$).

Gruplar arasında AU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; Vita Mark II grubunun AU ortalaması, IPS e.max CAD ($p=0,001$), Vita Enamic ($p=0,001$) ve Vita Suprinity ($p=0,001$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). IPS e.max CAD grubunun AU ortalaması, Vita Enamic ($p=0,001$) ve Vita Suprinity ($p=0,012$) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti ($p<0,05$). Vita Enamic ve Vita Suprinity grupları arasında anlamlı bir farklılık yoktu ($p>0,05$).

Vita Mark II grubundaki; M, D, B ve L AU değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu ($p=0,032$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; bukkal kesitteki AU ortalaması, mezial ($p=0,028$) ve lingual ($p=0,020$) kesitlerden anlamlı şekilde yüksekti ($p<0,05$). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu ($p>0,05$).

IPS e.max CAD grubundaki; M, D, B ve L AU değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu ($p=0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; bukkal kesitteki AU ortalaması, mezial ($p=0,001$), distal ($p=0,009$) ve lingual ($p=0,001$) kesitlerden anlamlı şekilde yüksekti ($p<0,05$). Distal kesitteki AU ortalaması, mezial ($p=0,001$) ve lingual ($p=0,001$) kesitlerden anlamlı şekilde yüksekti ($p<0,05$). Mezial kesitteki AU ortalaması, lingual ($p=0,036$) kesitten anlamlı şekilde yüksekti ($p<0,05$).

Vita Enamic grubundaki; M, D, B ve L AU değerleri istatiksel olarak birbirinden farklı bulundu (p=0,005; p<0,05). Anlamlılığın hangi kesitlerden kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Bonferroni Test sonucunda; L kesitteki AU ortalaması, M (p=0,002), D (p=0,006) ve B (p=0,001) kesitlerden anlamlı şekilde düşüktü (p<0,05). Diğer kesitler arasında anlamlı farklılık yoktu (p>0,05).

Vita Suprinity grubundaki; M, D, B ve L AU değerleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu (p=0,065; p>0,05).

### 4.1.4. Oklüzal Uyum

Örneklerin oklüzal uyumları, meziodistal (MD) ve bukkolingual (BL) yönde incelendi ve sonuçlar Tablo 4.5 ile Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'da gösterildi.

**Tablo 4.5:** MD ve BL yöndeki oklüzal uyumun değerlendirilmesi

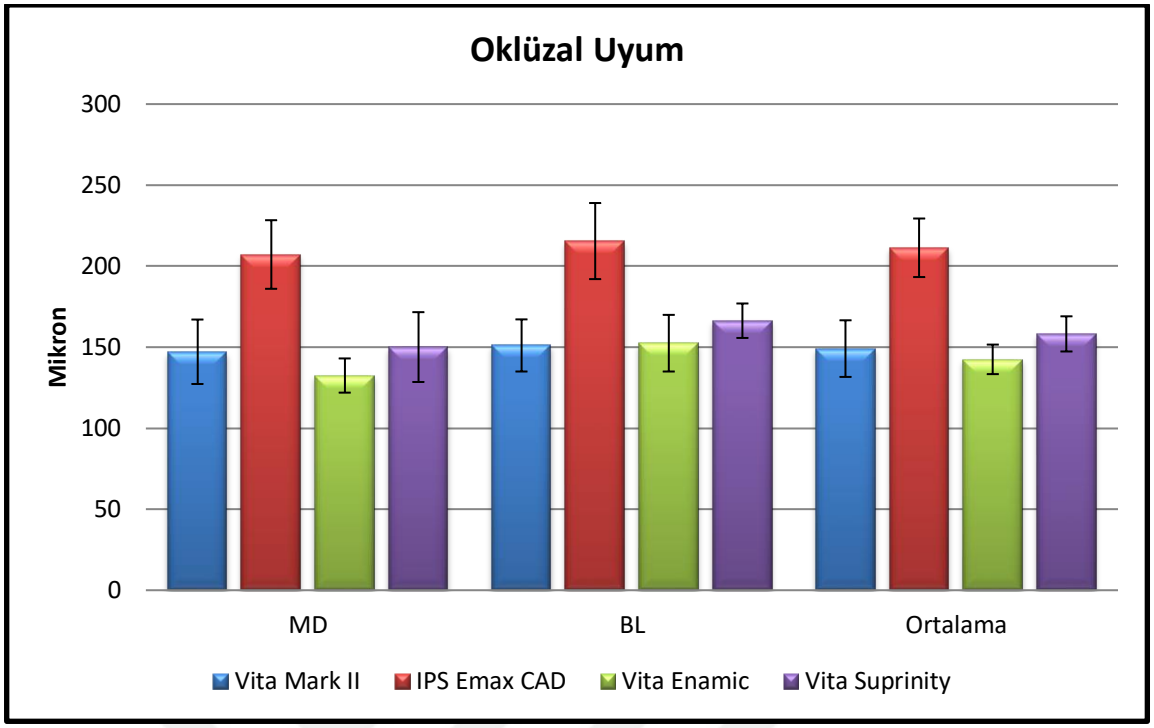
| | **Vita Mark II** | **IPS e.max CAD** | **Vita Enamic** | **Vita Suprinity** | |
|---|---|---|---|---|---|
| **OU** | **Ort±SS** | **Ort±SS** | **Ort±SS** | **Ort±SS** | **[1]p** |
| MD | 147,16±19,89$^{Aa}$ | 207,19±21,17$^{Ba}$ | 132,49±10,55$^{Aa}$ | 150,05±21,55$^{Aa}$ | **0,001*** |
| BL | 151,06±16,09$^{Aa}$ | 215,48±23,47$^{Ba}$ | 152,45±17,47$^{Ab}$ | 166,32±10,64$^{Aa}$ | **0,001*** |
| Ortalama | 149,11±17,47$^{A}$ | 211,34±18,06$^{B}$ | 142,47±9,11$^{A}$ | 158,19±10,85$^{A}$ | **0,001*** |
| **[2]p** | **0,248** | **0,373** | **0,028*** | **0,099** | |

*[1]Oneway ANOVA Test [2]Paired samples t test *p<0,05*

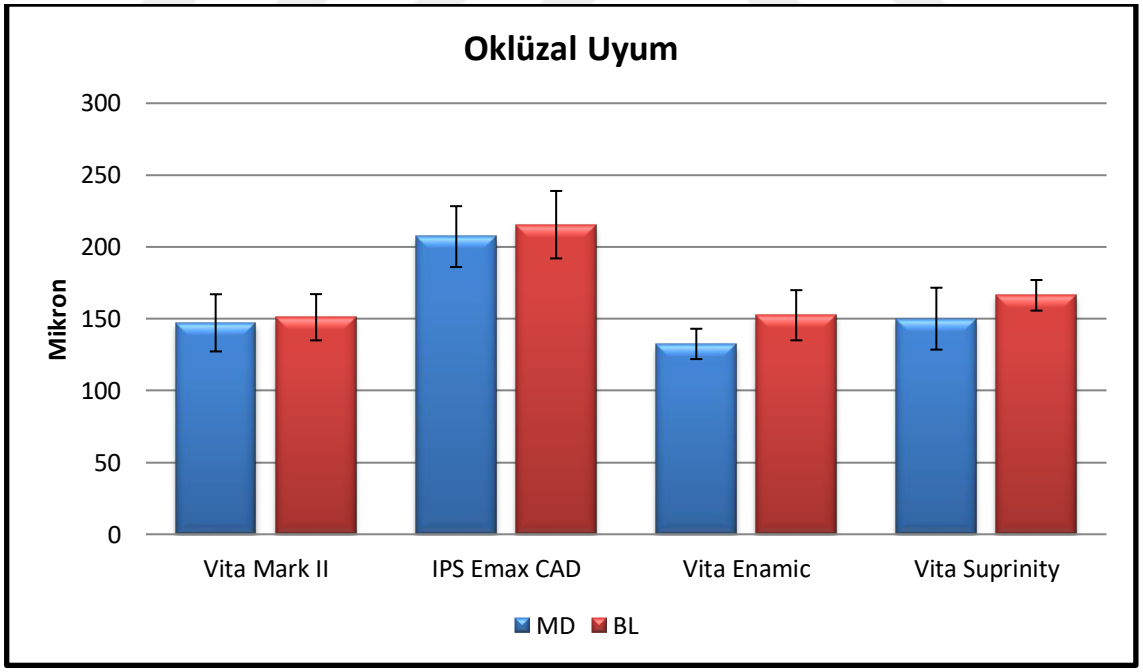
*MD:Meziodistal BL:Bukkolingual*

*Satırlardaki farklı büyük harfler materyaller arasındaki farklılığı göstermektedir.*

*Sütunlardaki farklı küçük harfler kesitler arasındaki farklılığı göstermektedir.*




**Şekil 4.9:** Grupların meziodistal ve bukkolingual kesitlerdeki ve ortalama OU değerleri




**Şekil 4.10:** Grupların meziodistal ve bukkolingual kesitlerdeki OU değerleri

Gruplar arasında MD yöndeki OU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; IPS e.max CAD grubunun OU ortalaması, Vita Mark II (p=0,001), Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p=0,001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05).

Gruplar arasında BL yöndeki OU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; IPS e.max CAD grubunun OU ortalaması, Vita Mark II (p=0,001), Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p=0,001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05).

Gruplar arasında OU ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p=0,001; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla yapılan Tukey HSD test sonucunda; IPS e.max CAD grubunun OU ortalaması, Vita Mark II (p=0,001), Vita Enamic (p=0,001) ve Vita Suprinity (p=0,001) gruplarından anlamlı düzeyde yüksekti (p<0,05). Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05).

Vita Mark II grubundaki; MD ve BL yönde OU değerleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu (p=0,248; p>0,05).

IPS e.max CAD grubundaki; MD ve BL yönde OU değerleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu (p=0,373; p>0,05).

Vita Enamic grubundaki; BL yönde OU değerleri, MD yönden istatiksel olarak anlamlı yüksekti (p=0,028; p<0,05).

Vita Suprinity grubundaki; MD ve BL yönde OU değerleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu (p=0,099; p>0,05).

### 4.2. KIRILMA DAYANIMIN DEĞERLENDİRİLMESİ

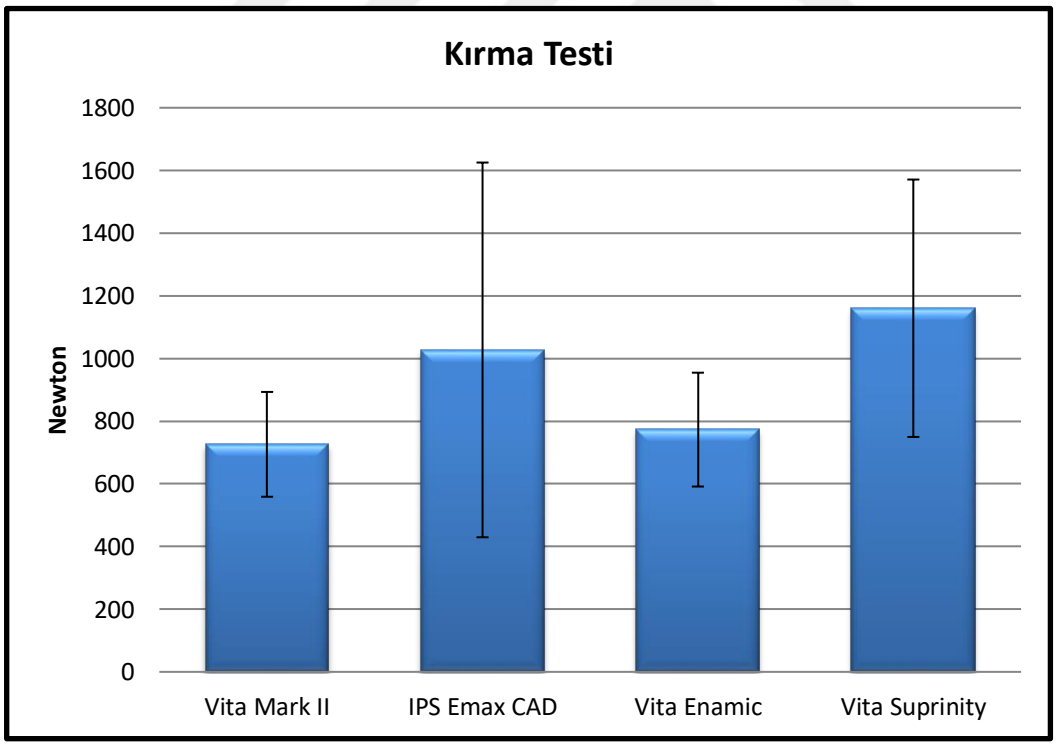
Gruplar arasında kırma testi ortalamaları açısından değerlendirildiğinde, istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken (p=0,067), Vita Mark II<Vita Enamic<IPS e.max CAD<Vita Suprinity şeklinde bir sıralama oluşmuştur. IPS e.max

CAD (1027,31N) ve Vita Suprinity (1160N) ortalamalarının, Vita Mark II (725,99N) ve Vita Enamic (773,04N) gruplarından daha yüksek oluşu dikkat çekicidir (Tablo 4.6) (Şekil 4.11).

**Tablo 4.6:** Kırma testi sonucunun değerlendirilmesi

| | **Kırma Testi (N)** |
|---|---|
| | **Ort±SS** |
| **Vita Mark II** | 725,99±167,22$^{A}$ |
| **IPS e.max CAD** | 1027,31±597,86$^{A}$ |
| **Vita Enamic** | 773,04±181,66$^{A}$ |
| **Vita Suprinity** | 1160,28±410,68$^{A}$ |
| **P** | **0,067** |

*Oneway ANOVA Test*




**Şekil 4.11:** Grupların kırma testi değerleri

Tüm grupların mezial, distal, bukkal, lingual ve ortalama MMA değerleri ile kırılma dayanımları arasındaki korelasyon bulguları Tablo 4.7'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.7:** Farklı materyaller ve basamak lokasyonlarındaki MMA ve kırma dayanımı korelasyonu

| | | Kırılma Dayanımı | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| **MMA** | | **Vita Mark II** | **IPS Emax CAD** | **Vita Enamic** | **Vita Suprinity** |
| Mezial | r | -0,649 | 0,074 | -0,067 | -0,469 |
| | p | 0,058 | 0,851 | 0,865 | 0,203 |
| Distal | r | 0,440 | -0,336 | -0,180 | -0,026 |
| | p | 0,236 | 0,377 | 0,643 | 0,948 |
| Bukkal | r | 0,340 | -0,079 | -0,463 | -0,627 |
| | p | 0,371 | 0,840 | 0,209 | 0,071 |
| Lingual | r | 0,618 | 0,048 | -0,441 | -0,659 |
| | p | 0,076 | 0,903 | 0,234 | 0,054 |
| Ortalama | r | 0,650 | -0,202 | -0,520 | -0,763 |
| | p | 0,058 | 0,603 | 0,151 | 0,017* |

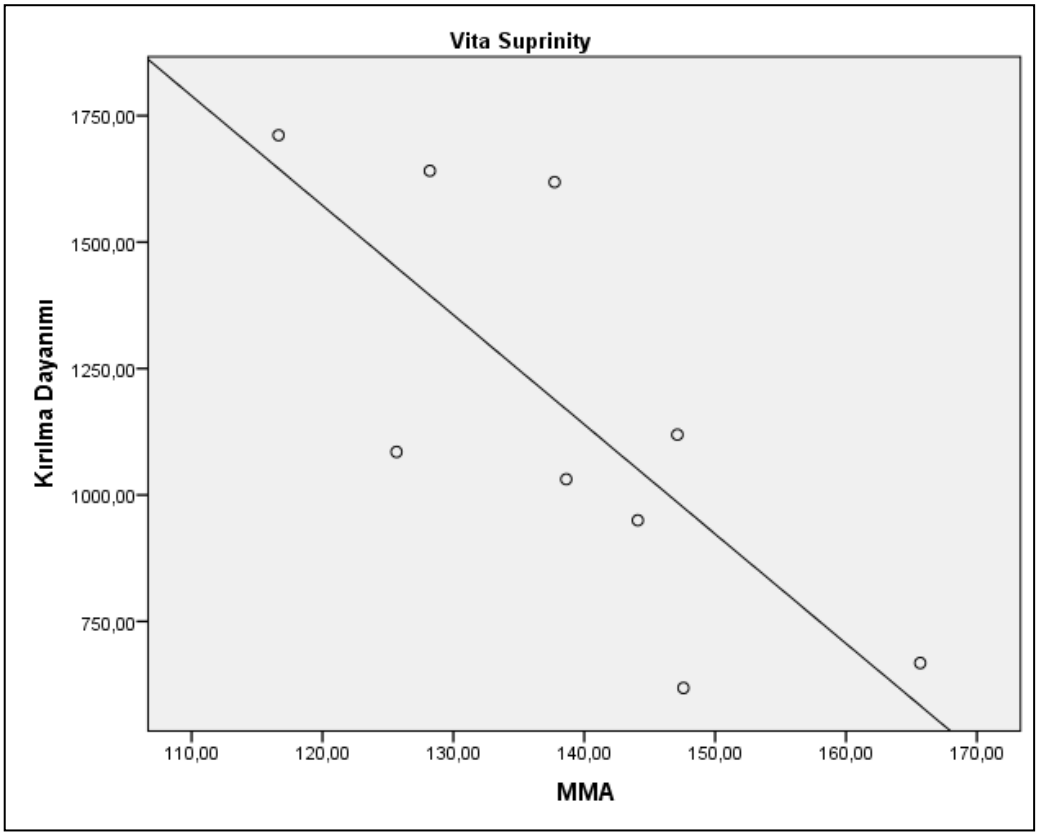
*Pearson korelasyon analizi* **p<0,05*

Vita Mark II materyali kullanıldığında; M, D, B ve L bölgelerdeki MMA değerleri ile kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamaktadır (p>0,05). Ortalama MMA değerleri ile kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamaktadır (p>0,05).

IPS e.max CAD materyali kullanıldığında; M, D, B ve L bölgelerdeki MMA değerleri ile kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamaktadır (p>0,05). Ortalama MMA değerleri ile kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamaktadır (p>0,05).

Vita Enamic materyali kullanıldığında; M, D, B ve L bölgelerdeki MMA değerleri ile kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamaktadır (p>0,05). Ortalama MMA değerleri ile kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamaktadır (p>0,05).

Vita Suprunity materyali kullanıldığında; M, D, B ve L bölgelerdeki MMA değerleri ile kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamaktadır (p>0,05). Ortalama MMA değerleri ile kırılma dayanımları arasında ters yönlü, iyi düzeyde ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmaktadır (p=0,017; p<0,05) (Şekil 4.12).




**Şekil 4.12:** Vita Suprinity grubunun ortalama MMA değerleri ile kırılma dayanımı korelasyonu

# 5. TARTIŞMA

Kaybedilmiş fonksiyon, fonasyon ve estetiğin yeniden kazandırılmasını amaçlayan protetik diş hekimliğinde, materyallerde ve restorasyon üretim aşamalarında meydana gelen güncel gelişmeler ile birlikte tam seramiklerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Tam seramik sistemlerin sağkalım süreleri ise kullanılan materyalin fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri, restorasyonun marjinal ve internal uyumu, simantasyon prosedürünün başarısı, optik ve estetik özellikleri gibi faktörlere bağlı olarak değişmektedir (54,153).

Bu çalışmada, feldspatik seramik, lityum disilikat seramik, zirkonyum infiltre lityum silikat seramik ve hibrit seramik bloklardan CAD/CAM yöntemi ile üretilen monolitik kuronların, marjinal ve internal uyumları ile kırılma dayanımları in vitro ortamda değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre materyal farklılığının, kuronların marjinal ve internal uyumlarında farklılığa neden olduğu hipotezimiz desteklenirken, kırılma dayanımlarında anlamlı farklılığa neden olmadığı görülmüştür. Çalışmaya ait, farklı kuronların marjinal ve internal uyumları ile kırılma dayanımı arasında korelasyon olduğu hipotezi reddedilmiştir.

Sabit restorasyonların marjinal ve internal uyumları in vivo ve in vitro çalışmalar ile değerlendirilebilmektedir. Çalışmaların in vivo veya in vitro yapılması, elde edilen sonuçları etkilemektedir. In vitro yöntemle yapılan marjinal ve internal uyum değerlendirme çalışmaları; dayanak dişin klinik kuron boyu ve preparasyon özellikleri, çene kemiğindeki pozisyonu ve periodontal dokularının sağlığı gibi değişken faktörlerden etkilenmeksizin standardizasyon sağlama avantajına sahiptir. Ayrıca in vivo çalışmalarda karşılaşılan tükürük, dil, uygulama zorluğu gibi durumlar elimine edilmiştir. In vitro yöntemlerle yapılan marjinal ve internal uyum değerlendirme çalışmaları, klinik uygulamalara rehber olabilecek bilgiler vermektedir (154). İncelenen grupların mekanik ve fiziksel özellikleri ile ilgili daha net veriler elde edebilmek amacıyla, bu çalışma in vitro ortamda gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle; tükürük, nem ve sıcaklık gibi oral kavitede bulunan parametrelerin değerlendirilme imkanı olmamıştır (155). Ayrıca hasta uyumu ve dudak, yanak, dil gibi çevre dokuların doğurabileceği yanıltıcı sonuçlar da öngörülememiştir (156).

Hastaların ve hekimlerin estetik beklentilerinin artmasına paralel olarak, dental materyallerde ve restorasyonların üretim süreçlerinde meydana gelen gelişmeler ve sürekli ilerleyen teknoloji sonucunda, geleneksel porselen restorasyonlar yerini tam seramik restorasyonlara bırakmaya başlamıştır (157). Bu değişim sürecinin ilk dönemlerinde doğal bir görünüm sağlamak amacıyla opak zirkonya altyapı üzerine porselen ile venerleme prosedürü uygulanmıştır. Ancak altyapı ile üstyapı materyali arasındaki bağlantı başarısızlığı, materyallerin farklı tokluk değerlerine sahip olması ve sistemin birden fazla üretim basamağı içermesi gibi dezavantajların elimine etmek amacıyla monolitik restorasyonlar geliştirilmiştir. Ayrıca monolitik restorasyonların altyapılı restorasyon türlerine göre daha ince üretilebilmesi sayesinde dayanak dişlerde daha az preparasyon ile sağlıklı diş dokusu korunabilmektedir (158). Bu nedenle çalışmamızda monolitik blokları tercih ettik.

Tam seramik restorasyonların sağkalımını belirleyen önemli özellikler; biyouyumluluk, marjinal ve internal uyum, estetik ve mekanik güçtür (54,159). Marjinal uyumun kötü olması sonucu, restorasyonlarda mikrosızıntı, buna bağlı olarak siman çözünmesi ve/veya renk değiştirmesi, sekonder çürükler, artan dental plak birikimi, periodontal hastalık ve hatta diş kayıpları görülebilmektedir (153). Yetersiz internal uyum ise restorasyonun tutuculuğunda, dayanıklılığında ve kırılma direncinde azalmaya neden olabilmektedir (93). Restorasyon materyali ve üretim yöntemi, dayanak diş preparasyon özellikleri, basamak şekli, siman tipi ve aralığı ile ölçüm tekniği gibi birçok parametrenin marjinal ve internal uyumu etkilediğini gösteren birçok çalışma mevcuttur (8,154,160–162).

Marjinal ve internal uyum ile ilgili literatür taraması yapıldığında, zirkonyum altyapılar ile ilgili çalışmalara rastlanmasına karşın, güncel CAD/CAM blokları ile ilgili çalışmalar yeterli sayıda değildir (163–166). Güncel CAD/CAM bloklarının mekanik özellikleri ile ilgili çalışmaların sayısı da sınırlıdır (81,86,167). Bu nedenle bu çalışmada feldspatik seramik (Vita Mark II), lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD), zirkonyum infiltre lityum silikat seramik (Vita Suprinity) ve hibrit seramik (Vita Enamic) blokların marjinal ve internal uyumları ile kırılma dayanımları incelendi.

Literatürde, altyapı üzerine porselen venerleme uygulaması sürecinin, marjinal uyumu etkileyebileceğini belirten çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalardan 1994-2012 yılları arasında yayınlanan 48 in vitro, 6 in vivo olmak üzere toplam 54 tanesinin dahil

edildiği, seramik kuronların marjinal adaptasyonunun değerlendirildiği derlemede; venerleme sürecinin marjinal uyuma etkisi üzerinde fikir birliğine varılamadığı kaydedilmiştir (168). Bhowmik ve ark., Nakamura ve ark., Komine ve ark. vener uygulamasının, marjinal uyumu etkilemediğini (169–171), Lee ve ark., Romeo ve ark., Euán ve ark. ise vener uygulamasının, marjinal aralığı önemli ölçüde arttırdığını ve uyumsuzluğa sebep olduğunu rapor etmişlerdir (172–174).

Tabakalama, slip-casting, ısı-press ve CAD/CAM gibi pek çok yöntem, tam seramik restorasyonların üretilmesinde kullanılmaktadır (175). CAD/CAM yönteminin hem klinik hem de laboratuvar kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Bu yöntemin kullanılması ile, üretim maliyetleri ve süreleri azaltılmıştır. Dijital ölçü sistemlerinin kullanımının yaygınlaşması ile, geleneksel yöntemde karşılaşılan ölçü ve model materyal ve metotlarından kaynaklı boyutsal değişiklikler elimine edilmekte, preparasyon sınırları daha doğru tespit edilebilmektedir. Böylece, daha ideal restorasyonların üretilmesine olanak sağlanır (176). Ayrıca yeni geliştirilen üstün özelliklere sahip materyallerin bir kısmı sadece CAD/CAM cihazları ile üretilebilmektedir (177,178).

Restorasyonların marjinal ve internal uyumları, üretim aşamasında tercih edilen CAD/CAM sisteminin veri toplayıcısı, kamera, freze ünitesi, yazılım programı gibi donanım özelliklerinin yanısıra sistemi kullanan hekim ve/veya teknisyenin tecrübesi gibi faktörlerden de etkilenir (48,178). Çalışmamızda incelenen tüm kuron restorasyonları aynı teknisyen tarafından CAD/CAM yöntemi ile monolitik olarak üretilmiş; üretim yönteminin sebep olabileceği olası farklılıkların önüne geçilmiştir.

Tam seramik restorasyonlar için basamak tasarımı olarak, chamfer veya shoulder kenar bitim şekli önerilir (172,179). Basamak şekli ile marjinal uyum arasındaki korelasyonu inceleyen çalışmalarda farklı sonuçlar bildirilmiştir. Pera ve ark., 90º'lik shoulder basamak şekline kıyasla, chamfer basamak şekline sahip In-Ceram seramik kuronlarda daha iyi marjinal uyum elde etmişlerdir (9). Akbar ve ark. ile Tsitrou ve ark. yaptıkları çalışmalarında, chamfer ve shoulder basamak şekline sahip Cerec kuronların marjinal uyumlarında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olmadığını, shoulder basamak dizaynında daha düşük değerler olduğunu ifade etmişlerdir. (180,181). Bozoğulları tarafından yapılan doktora bitirme çalışmasında, shoulder ve chamfer basamak tasarımlarını marjinal uyum açısından istatistiksel olarak farkı anlamlı bulmuş, kıyaslamada shoulder basamak dizaynı chamfer basamak dizaynına göre daha iyi

sonuçlar göstermiştir (182). Castillo ve ark. nın yaptığı çalışmada shoulder basamak tasarımındaki zirkon kopingler, chamfer basamak tasarımındaki zirkon kopinglere kıyasla daha kötü marjinal uyum sergilemiştir (183). Souza ve ark. nın çalışmalarında tam seramiklerde yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynının chamfer basamak dizaynından daha yüksek MMA uyumu gösterdiği bulunmuştur (184). Krasanaki ve ark. ise chamfer ve shoulder basamak şekline sahip CAD-CAM alumina kopinglerin MA ve MMA değerlerini Mikro-BT yöntemi ile değerlendirmişler, chamfer ve shoulder basamak tasarımının CAD-CAM alumina kopinglerin marjinal uyumunu etkilemediğini bulmuşlardır (124). Chamfer basamak tasarımı ile yeterli kenar kalınlığına ve mekanik dayanıklılığa sahip restorasyonlar üretilebilmektedir (19). Ayrıca chamfer basamak tasarımının uygun frezler ile oluşturulmasının kolay olması ve prepare edilmiş diş, ölçü ve dayanak üzerinde basamak sınırlarının rahatlıkla izlenebilmesi önemli avantajlarındandır (185). Biz de çalışmamızda chamfer basamak şeklini tercih ettik.

Preparasyon prensiplerinden taper açısı, oklüzal morfoloji, servikooklüzal yükseklik ile ilgili çok sayıda çalışma yapılmıştır. Shillingburg ve arkadaşları, prepare edilen dişte toplamda 12 dereceye kadar yapılan taper açısının, ideal retansiyon için gerekli olduğunu bildirmişlerdir (22). CAD/CAM sistemlerin ve cam seramiklerin kullanılmaya başlanması ile taper açısı en az 5° olarak belirlenmiştir (186). Literatürde taper açısının kenar uyumuna etkisini karşılaştıran çalışmalar mevcuttur (162,168,183,187). Nakamura ve ark.'nın dayanak dişlerin taper açılarının ve siman aralığı miktarının, Cerec kuronların internal ve marjinal uyumuna etkisini inceledikleri çalışmada, taper açısının marjinal uyuma herhangi bir etkisinin olmadığı bulunmuştur (162). Mou ve ark. tarafından yapılan çalışmada taper açıları (6º-10º) ve diş yukseklikleri (4 mm–6 mm) farklı hazırlanan kuronların internal uyum değerleri araştırılmıştır. Çalışmada prepare edilmiş diş yüksekliğinin 6 mm'den az olmasının internal uyumu etkilemediği bildirilmiştir. Ayrıca farklı taper açılarının internal uyum açısından anlamlı bir fark oluşturmadığı da gözlenmiştir (161). Shahrbaf ve ark. anatomik okluzal kesim ve düz yüzey kesim yaptıkları örneklerinde, CAD/CAM feldspatik cam seramiklerin (Vita Mark II) kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlar, en düşük kırılma direnci anantomik okluzal kesim yapılan örneklerin kırılma dayanımlarını düz yüzey kesim yapılan örneklere göre daha düşük bulmuşlardır (188). Çalışmamızda dayanak dişin preparasyon özellikleri mevcut literatür çalışmaları ışığında, kuron yüksekliği 5 mm, aksiyel duvar açısı 6° ve düz yüzey okluzal kesim olacak şekilde belirlendi. Standardizasyonun

sağlanması amacıyla Solidworks katı modelleme programı kullanılarak STL formatında tasarım oluşturuldu.

Kelly, tam seramik kuronlardaki başarısızlık ile ilgili yapılan in-vitro çalışmalar ve klinik sağkalım arasındaki korelasyon ile ilgili birçok kriter tavsiye etmiştir. Bunlar; yapılan in-vitro çalışmada; elastisite modülü doğal dişe benzer dayanak materyali kullanılması, optimum özelliklerde preparasyon yapılması, klinik kullanıma uygun gerçekçi boyutlarda restorasyon hazırlanması ve uygun siman tercih edilmesidir (189).

Marjinal ve internal uyum çalışmalarında; dayanak diş örneklerinin hazırlanması sırasında doğal dişlerde preparasyonda standardizasyon sağlanmasının zor olması sebebiyle birçok çalışmada metal veya rezin dayanaklar kullanılmıştır (9,190–192). Quintas ve ark., Komine ve ark. çalışmalarını paslanmaz çelikten üretilmiş dişler ile çalışmalarını gerçekleştirmişlerdir (171,193). Metal dayanak kullanımı ile standart preparasyonun mümkün olması avantajdır (171). Öte yandan metal veya rezinden elde edilen örnekler, canlı diş dokusunu tam olarak simüle edememektedirler.

Marjinal ve internal uyum değerlendirme yöntemlerinden olan olan Mikro-BT analizinde X ışını kullanılır. Absorbsiyon katsayıları arasındaki fark yüksek olan dayanak ve restoratif materyal arasındaki mesafenin ölçülmesi, oluşacak artefaktlar nedeniyle çok zordur (125).

Seramik restorasyonların kırılma mukavemetinin incelendiği çalışmalarda metal, pirinç, akrilik, epoksi rezin, kompozit gibi farklı dayanak materyalleri ve farklı protetik restorasyonlar kullanılmıştır (152,194–196). Beschnidt ve Strub yaptıkları çalışmada, insan santral diş kullanmış ancak doğal dişlerde yaş, boyut, anatomik özellikler, çekim sonrası saklama koşulları ve saklama sürelerine göre farklılıklarla karşılaşıldığından, örneklerde standardizasyon sağlayamadıklarını bildirmişlerdir (143). Benzer nedenlerle kırılma dayanımının değerlendirildiği bir çok çalışmada metal ya da rezin dayanaklar kullanılmıştır (152,195,197,198). Literatür incelemesi yapıldığında, dayanak materyalinin elastik modülü değerinin, tam seramik kuronların kırılma dayanımını etkileyen önemli bir faktör olduğu bildirilmiştir (152,199). Sakoguchi ve ark. nın yürüttükleri çalışmada restorasyon materyalinin türünden bağımsız olarak rezin güdüklere simante ettikleri kuronların, metal güdüklere simante ettikleri kuronlara göre daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu ve rezin dayanak materyalinin dentine yakın elastisite modülüne sahip olduğu sonucuna varmışlardır (198). Çalışmamızda

rezinden elde edilen dayanaklar kullanılarak; mikro-BT analizinde oluşabilecek muhtemel radyolojik artefaktlar ve ölçüm hataları elimine edilirken; preparasyon miktarındaki sapmalar, kenar bitim sınırlarının lokasyonu gibi farklı preparasyon kriterleri, prepare edilen diş dokusu miktarındaki değişiklikler gibi faktörlerin kuronların kırılma direncini etkilemesinin önüne geçilmiş oldu. Ayrıca rezin dayanakların elastik modülüsü dentin dokusuna benzer olduğundan, kırılma dayanımı testinde hatalı sonuçlar da elimine edilmiştir.

Tam seramik kuron restorasyonlarda simantasyon işleminde kullanılan siman film kalınlığı, simantasyon süresi, simantasyon sırasında uygulanan kuvvet ve siman aralığı miktarı da marjinal ve internal uyumu etkileyebilmektedir (8,98,100,200). CAD/CAM yöntemiyle üretilen restorasyonların dijital ortamda tasarlanması ile siman aralığı, klinisyen ya da teknisyen tarafından tasarım aşamasında belirlenebilmektedir. Geleneksel restorasyon üretim yönteminde kullanılan die spacer kalınlığının tüm yüzeylerde eşit ve istenilen kalınlıkta elde edilmesi olanaksızdır. Öte yandan, CAD/CAM sistemlerinde tasarım aşamasında belirlenen siman aralığı miktarının aynı hassasiyetle frezeleme ünitesinden restorasyona aktarılıp aktarılmadığı ile ilgili de kesin veriler mevcut değildir.

CAD/CAM yöntemi ile üretilecek restorasyonların siman aralığı miktarı konusunda fikir birliği bulunmamaktadır. Nakamura ve ark. siman aralığı 10 µm, 30 µm ve 50 µm olarak belirlenmiş tam seramik restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında en iyi uyum gösteren grubun, siman aralığı 30 µm olan grup olduğunu bildirmişlerdir (162). Levine ve ark. nın yaptıkları çalışmaya göre siman aralığının optimum değeri 20-40 µm arasında olmalıdır (201). Mou ve ark. yaptıkları çalışmada rezin siman kullanımı için 50-100 µm'luk bir internal aralık ile optimal performansın sağlandığını bildirmişlerdir (161). Literatürde siman aralığının 30 µm olduğu başka çalışmalar da mevcuttur (165,202). Bu çalışmada restorasyonların siman aralığı CAD/CAM sistemi yardımıyla 30 µm olacak şekilde belirlenmiştir.

Literatürde marjinal ve internal uyumun değerlendirildiği çalışmalarda farklı ölçüm yöntemlerinin kullanıldığı gözlenmektedir. Bu yöntemler; direkt güdük üzerinden ölçü tekniği (95,96), silikon replika tekniği (97,98), rezin replika tekniği (97,99), kesit alarak ölçüm tekniği (100,101), üç boyutlu yüzey tarama ile ölçüm tekniği (102), mikro-BT tekniği (91) olarak sınıflandırılabilir. Her yöntemin avantaj ve dezavantajları

mecvuttur, altın standart bir ölçüm yöntemi olmaması ve bu konuda bir fikir birliği bulunmaması dikkat çekicidir (203).

Çok farklı uyum değerlendirme yöntemleri olmasına karşın, yapılan literatür taramasında çalışmalarda en çok uygulanan yöntemin hem in vitro hem de in vivo çalışmalarda ağız içerisinde dahi uygulama kolaylığı ve diğer yöntemlere nazaran düşük maliyeti gibi öne çıkan özellikleri nedeniyle silikon replika olduğu görülmektedir. Bu teknikte, silikon ölçü materyalinin sertleşmesini takiben meydana gelebilecek deformasyonlar, polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşabilecek boyutsal hatalar ve ölçüm yapılacak noktaların standardizasyonun sağlanmasındaki zorluklar tekniğin dezavantajları arasındadır. Ayrıca silikon replika ile sadece 2 boyutlu ölçümler yapılabilmesi de yöntemin önemli sınırlamalarından biridir (102). Silikon replika tekniği kullanılarak yapılan çalışmalarda elde edilen marjinal aralık miktarı 13,4 µm ile 179 µm arasında değişmektedir (97,168,204). Rezin replika tekniğinde kullanılan rezinin polimerizasyonu sırasında meydana gelen boyutsal değişimler sonucu ölçümlerin hata oranında artış gözlenmektedir (181). Bu yöntem kullanılarak çok üyeli köprü restorasyonların marjinal uyumunu ölçmek zordur (99). Literatürde rezin replica tekniği ile belirlenen marjinal aralık değerleri 32,7-117 µm arasında değişmektedir (168). Bir başka yöntem olan, kesit alarak ölçüm tekniğinde örneklerin kesitlerinin alınması gerekir. İncelenen örneklerin kullanılamaz hale gelmesi, kesitlerin alınmasındaki teknik zorluklar gibi dezavantajları vardır. Literatürde bu yöntemle belirlenen marjinal uyum değerleri de 43-114 µm arasındadır. Marjinal aralık ölçümlerinde ışık mikroskobu (163), stereomikroskop (205,206) veya dijital mikroskop (176,207) kullanılabilir. Ancak mikroskop kullanılarak ölçüm yapılabilmesi için, restorasyonların kenar bitim çizgilerinin açık ve net olması böylece ölçüm noktalarının kolayca belirlenebilmesi gerekmektedir. TEM cihazı ile yapılan ölçümler, klasik mikroskobik değerlendirmeden daha iyi sonuçlar vermektedir. Bu yöntemde ölçümler mikroskop ekranında yapılabildiği gibi fotoğraf görüntüleri üzerinde de yapılabilir (208).

Marjinal ve internal uyumun değerlendirildiği çalışmalarda, sıklıkla kullanılan silikon ve rezin replika, stereomikroskop, ışık mikroskobu yöntemleri ile 2 boyutlu analiz ve 5 noktadan ölçüm yapılır. Ancak 3 boyutlu marjinal ve internal aralık ölçümlerinde en doğru sonuca mikro-BT yöntemi ile hacim hesaplama yapılarak ulaşılabilir (209). Seo ve ark. ile Pelekanos ve ark. nın yaptıkları çalışmalarda seramik kuronların uyumunu

değerlendirmede mikro-BT tekniğini kullanmışlardır (125,210). Mikro-BT tekniğinin dental restorasyonlarda marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde Rungruanganunt ve ark. gibi güvenilir bir metot olarak önermişlerdir (126). Çalışmamızda marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesi amacıyla literatürdeki bazı çalışmalarda olduğu gibi (124,125,211–213) mikro-BT yöntemi tercih edilmiştir. Marjinal ve internal uyum değerlendirilmesinde mikro-BT kullanımı, diğer yöntemlerden daha rasyonel ve doğru sonuçlar elde edilmesine olanak sağlar (212). Bu yöntemde incelenen örneklere zarar vermeksizin istenilen herhangi bir açı ve pozisyondan 2 ve/veya 3 boyutlu rekonstrüksiyon elde edilmesi ve çok ince kesitler alınabilmesi mümkündür (168). Farklı materyaller arasındaki siman aralığının değerlendirilmesinde, X ışını absorbsiyon katsayısı farkılılıklarından kaynaklanan radyasyon artefaktlarının oluşması önemli dezavantajıdır (212,213). Örneğin konumunun ve ölçüm yapılacak noktaların standardizasyonunu sağlamadaki güçlük, uzun tarama süreleri, teknik hassasiyet gerektirmesi ve yüksek maliyeti yöntemin diğer dezavantajlarındandır (211,214).

Marjinal uyumun değerlendirildiği çalışmalar incelendiğinde, hangi bölgeden ve kaç ölçüm yapılması gerektiği konusunda bir fikir birliği olmadığı görülmektedir. Groten ve ark. yaptıkları çalışmalar sonucu marjinal uyum değerlendirilmelerinde 50 ölçüm yapılmasını önermektedir (215). Güncel literatür çalışmalarında ise her örnek için eşit aralıklarla belirlenen 20 noktadan ölçümün yeterli olduğu bildirilmiştir (124,125). Pelekanos ve ark. ile Krasanaki ve ark. nın yaptığı çalışmalarda farklı In-ceram alumina kopinglerin marjinal uyumlarını mikro-BT yöntemi ile incelemişlerdir (124,125). Her iki çalışmada mikro-BT analizleri yapılırken iki kesit arasında 18°'lik açıya sahip 20 dikey kesit kullanılmıştır. Başka bir çalışmada Neves ve ark.  lityum disilikat kuronların horizontal ve vertikal uyumlarını mikro-BT yöntemi kullanarak, transversal kesitte, sagital ve koronal duvarlardan 13'er, toplamda ise 26 kesit alarak değerlendirmişlerdir (211). Mously ve ark. nın yaptığı CAD/CAM ve ısı-press seramik kuronların marjinal ve internal uyumlarının değerlendirildiği çalışmada, 5 bukkolingual ve 5 meziodistal olmak üzere toplam 10 kesit alınıp mikro-BT yöntemi ile incelenmiştir (212). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kesitler, diş yüzeyine dik olacak şekilde uygulanmıştır.

Literatürde marjinal uyum incelenirken, preparasyon yüzeyi ile restorasyon arasındaki dik mesafe 'marjinal aralık' ve preparasyon bitim sınırı ile restorasyon bitim sınırı arasındaki mesafe 'mutlak marjinal aralık' olmak üzere 2 farklı ölçümle

değerlendirmeler yapılmıştır. Mutlak marjinal aralığın ölçülmesi sonucu yatay yöndeki taşkın ve eksik kenarlar tespit edilebilmektedir. Literatürdeki çalışmaların bazılarında sadece marjinal uyum (216), bazı çalışmalarda sadece internal uyum (217,218), bazılarında ise hem marjinal hem internal uyum (165,219,220) değerlendirilmiştir. Renne ve ark., farklı uzmanlık seviyelerindeki klinisyenler tarafından prepare edilmiş dayanaklar üzerine üretilen E4D kuronların uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında sadece marjinal uyumu incelemişlerdir (216). Alfaro ve ark. mikro-BT kullanarak lityum disilikat kuronların uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında yalnızca internal uyumu incelemişlerdir (218). Svanborg ve ark. çalışmalarında dijital ve geleneksel ölçüler ile üretilen üç üyeli diş destekli köprü restorasyonlarının marjinal ve internal uyumunu karşılaştırmışlardır (220). İnternal uyum; basamak uyumu, aksiyal uyum ve okluzal uyum ile değerlendirilebilmektedir (221).

Tam seramik restorasyonların marjinal uyumları ile ilgili çalışmalarda ortalama 28-160 µm aralığında değişen farklı sonuçlar bildirilmiştir (153,168,222–224). Güncel literatürlerde, klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralığın 100-150 µm olduğu belirtilmektedir (212,225).

Marjinal aralık değerinin çalışmalarda farklı tespit edilmesinin; ölçümlerin simantasyon öncesi ya da sonrasında yapılması, simantasyon sonrasında örneklerin saklanma koşulları ve süresi, yaşlandırma işlemleri uygulanıp uygulanmadığı, ölçüm esnasında kullanılan yöntem, ölçümlerin lokalizasyonu ve kantitesi gibi nedenler olduğu bildirilmiştir (143). Bizim çalışmamızda yapılan tüm ölçümler simantasyon öncesi yapılmıştır.

Demir ve ark., tam seramik restorasyonların simantasyon öncesi marjinal uyumlarını mikro-BT ile ölçmüş, marjinal aralık değerinin 50-160 µm, mutlak marjinal aralık değerinin ise 20-250 µm olduğunu bulmuştur (223). Çalışmamızda ortalama MA değerleri 42,23±7,24 - 144,74±5,35 µm ve ortalama MMA değerleri 105,81±6,57 - 168,01±9,70 µm olarak ölçülmüştür.

Reich ve ark. silikon replika yöntemi ve mikroskop kullanarak yaptıkları çalışmada, CAD/CAM ile üretilen IPS e.max CAD kuronların marjinal aralığını 100 µm, aksiyel aralığı 148 µm ve oklüzal aralığı 284 µm olarak ölçmüşlerdir (204). Ölçülen marjinal aralık ile çalışmamızdaki MMA değerleri, birbirine yakın değerler göstermiştir. Çalışmamızda IPS e.max CAD için bu değer, 152,63±6,26 µm olarak ölçülmüştür.

Aksiyel aralık çalışmamızda, 69,83±9,64 µm ve oklüzal aralık 211,34±18,06 µm olarak ölçülmüştür.

Ng ve ark., CAD/CAM ile üretilen IPS e.max CAD kuronların marjinal aralık değerini ortalama 48±25 µm, mezialde 62±25 µm, distalde 63±24 µm, bukkalde 60±16 µm ve lingualde 27±24 µm olarak tespit etmişlerdir (176). Çalışmamızda bu değerler mezialde 103,76±20,52 µm, distalde 162,72±13,35 µm, bukkalde 134,68±9,66 µm, lingulade 146,36±26,97 µm olarak ölçülmüştür. Bu çalışmada ölçümler stereomikroskop ile yapılmıştır. Sonuçlardaki farklılıkların, çalışmada stereomikroskop ile ölçüm yöntemi kullanılmasından kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

Borba ve ark. nın mikro-BT yöntemi kullanarak tam seramik köprülerin marjinal ve internal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında aksiyal aralık değerini ortalama 68-78 µm bulmuşlar, 122 µm'yi aşan aksiyal aralık değerlerinin restorasyonlarda kırılma dayanımlarını azalttığını bildirmişlerdir (123). Çalışmamızda aksiyel uyum değerleri Vita Enamic için 49,61±10,95 µm, Vita Mark II için 89,07±8,21 µm, Vita Suprinity için 56,22±4,96 µm ve IPS e.max CAD için 49,61±10,95 µm olarak ölçülmüştür. Bu değerler, Borba ve ark.'nın klinik sağkalım ve uyum için öngördüğü sınırlar içerisindedir.

Mc Lean ve von Fraunhofer internal aralık değerinin, oklüzal yüzeyde aksiyal yüzeye kıyasla daha yüksek olduğu ve 100 µm ile 200 µm değer aralığının kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir (226). Öte yandan, marjinal aralık değerlerinin 120 µm ile 150 µm arasında (227), ya da 100 µm ile 200 µm arasında (228) kabul edilebilir olduğunu rapor eden çalışmalar da mevcuttur. Çalışmamızda kabul edilebilir marjinal aralık değerleri 150 µm olarak ve internal aralık değerleri ise 200 µm olarak değerlendirilmiştir. Vita Mark II grubunun ortalama MMA değeri 168,01 µm, ortalama MA değeri 131,11 µm, ortalama BU değeri 136,16 µm, ortalama AU değeri 89,07 µm, ortalama OU değeri 149,11 µm olarak hesaplanmıştır. IPS e.max CAD grubunun ortalama MMA değeri 152,63 µm, ortalama MA değeri 127,82 µm, ortalama BU değeri 128,62 µm, ortalama AU değeri 69,83 µm, ortalama OU değeri 211,34 µm olarak hesaplanmıştır. Vita Enamic grubunun ortalama MMA değeri 105,81 µm, ortalama MA değeri 100,85 µm, ortalama BU değeri 104,24 µm, ortalama AU değeri 49,61 µm, ortalama OU değeri 142,47 µm olarak hesaplanmıştır. Vita Suprinity grubunun ortalama MMA değeri 139,03 µm, ortalama MA değeri 105,5 µm, ortalama BU değeri 97,13 µm, ortalama AU değeri 56,22 µm, ortalama OU değeri 158,19 µm olarak hesaplanmıştır. Bu nedenle, çalışmamızda incelenen tüm

örneklerin 2 boyutlu analiz yöntemi ile tespit edilen ortalama marjinal ve internal aralık değerleri kabul edilebilir sınırlar içinde bulunmuştur.

Preparasyon özellikleri, ölçü yöntemi ve restorasyon üretim süreci ne kadar ideale uygun yapılsa da, marjinal ve internal uyum simantasyon prosedürü ile de ilişkilidir (229,230). Adeziv simantasyon ile retansiyon özellikleri artmakta, marjinal ve internal bütünlük sağlanmakta, mikrosızıntı azalması ile birlikte sekonder çürük riski önlenerek sağkalımı yüksek restorasyonların yapımına imkan sağlanmaktadır (231). Ayrıca, adeziv siman restorasyon iç yüzeyindeki çatlak oluşumu ihtimalini elimine edip, kırık riskini de azaltmaktadır (230,232,233).

Çalışmamızda CAD/CAM monolitik blok materyal farklılığının, marjinal ve internal uyum ile kırılma dayanımına olan etkisini simandan bağımsız olarak değerlendirebilmek için tek çeşit adeziv siman kullanılmıştır (234,235).

Dayanak dişler üzerine restorasyon yerleştirilmesinin sabit bir kuvvet altında gerçekleştirilmesi, çalışmanın standardizasyonunun sağlanması açısından önemlidir (236). Bu nedenle çalışmamızda simantasyon prosedürünün standardizasyonunun sağlanması amacıyla işlemler tek bir klinisyen tarafından uygulanmış ve simanın polimerizasyonu tamamlanana kadar örnekler hazırlanan düzenek yardımıyla sabit yük altında bekletilmiştir.

Standart oklüzal kuvvetlerin 40-80 N arasında değiştiği ve en yüksek 500-600 N'luk kuvvetlerin oluştuğu belirtilmektedir (237,238). Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip kişilerde anterior bölgede ortalama 570 N, posterior bölgede ise 910 N luk kuvvetler görülebilmektedir (239). Bu değerler, dişlerin ve restorasyonların oral kavitede çok yüksek kuvvetlerle karşılaşabileceğini göstermektedir.

Carvalho ve ark. simantasyon prosedürünü değiştirmeden kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada, lityum disilikat ve rezin nano seramiklerin kırılma dayanımı değerlerini benzer bulmuşken, feldspatik seramik kuronların kırılma dayanımlarını istatistiksel olarak daha düşük bulmuşlardır ($p<0,05$) (240).

Bindl ve ark. çalışmalarında feldspatik seramik, lösitle güçlendirilmiş seramik ve lityum disilikat cam seramik blokların iki farklı simantasyon tekniği (çinko fosfat siman ve adeziv siman) ile kırılma dirençlerini karşılaştırmış; geleneksel ve adeziv simantasyonda kırılmanın dayanımı değerlerini, lityum disilikat seramiklerde 2082 N–

2389 N, lösitle güçlendirilmiş seramiklerde 1130 N-2469 N ve feldspatik seramiklerde ise 1270 N–2392 N olarak ölçmüşlerdir. Lityum disilikat kuronların kırılma dayanımlarının, feldspatik ve lösit içerikli kuronlardan önemli oranda yüksek olduğunu bildirmişlerdir (196).

Aboushelib ve ark. nın rezin içerikli seramikler, güçlendirilmiş cam seramikler ve zirkonya kuronların kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında, polimerik yapıları nedeniyle en az etkilenen grubun rezin içerikli seramikler olduğu bildirilmiştir (241).

Çalışmamızdaki gruplar, kırılma dayanım değeri ortalamaları açısından değerlendirildiğinde, Vita Mark II ve Vita Enamic gruplarının kırılma sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity gruplarının kırılma dayanımı sonuçları arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilememiştir. IPS e.max CAD (1027,31N) ve Vita Suprinity (1160N) ortalamalarının, Vita Mark II (725,99N) ve Vita Enamic (773,04N) gruplarından daha yüksek oluşu dikkat çekicidir. Ortalama kırılma dayanımı değerleri 725,99 N – 1160 N arasında değişmektedir.

Çalışmalardaki kırılma dayanımı değerleri arasındaki farklılık; test yöntemlerinin, dayanak materyallerinin, simantasyon prosedürlerinin ve kullanılan simanların farklılığından kaynaklanmaktadır (242). Kırılma dayanımı testlerinin uygulaması esnasında test cihazının kuvvet yükleme hızı arttığında çatlağın büyümesi için gerekli zaman olmaması sonucu dayanıklılığın artması ile hatalı veriler elde edilebilir. Literatür çalışmalarında yükleme hızı 0,5-1 mm/dak olduğunda sonuçların etkilenmediği, 1 mm/dak’ dan yüksek olan yükleme hızının sonuçlarda hata görülme ihtimalini arttırabileceği bildirilmiştir (243,244). Bilimsel çalışmalar ışığında bu çalışmada 1 mm/dk başlık hızı ile yükleme kuvveti uygulanmıştır.

# 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Vita Mark II, IPS e.max CAD, Vita Enamic ve Vita Suprinity bloklardan CAD/CAM yöntemi ile üretilen monolitik kuronların marjinal ve internal uyumlarının mikro-BT ile değerlendirildiği ve simantasyon sonrası kırılma dayanımlarının ölçüldüğü bu in-vitro çalışmanın sınırlamalar dahilinde elde edilen sonuçları şunlardır:

1. Vita Mark II, IPS e.max CAD, Vita Enamic ve Vita Suprinity gruplarının marjinal ve internal uyum değerleri arasındaki farklılıkların anlamlı olduğu belirlenmiştir.
2. Gruplar, MMA ortalamaları açısından; Vita Mark II (168,01±9,70 μm) > IPS e.max CAD (152,63±6,26 μm) > Vita Suprinity (139,03 μm±14,46) > Vita Enamic (105,81±6,57 μm) olarak sıralanmış ve farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
3. Grupların MA ortalamaları değerlendirildiğinde, Vita Mark II grubunun değerleri (131,11±12,18 μm) en yüksek olarak bulunmuştur. Ardından sırasıyla IPS e.max CAD (127,82±10,09 μm), Vita Suprinity grubu (105,5±10,83 μm) ve Vita Enamic (100,85±10,87 μm) gelmektedir. IPS e.max CAD ile Vita Mark II grupları arasında ve Vita Suprinity ile Vita Enamic grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır.
4. Ortalama BU değerlendirmelerinde, gruplar arasında Vita Mark II (136,16±12,18 μm) > IPS e.max CAD (128,62±10,09 μm) > Vita Enamic (104,24±10,87 μm) > Vita Suprinity (97,13±10,83 μm) şeklinde bir sıralama oluşmuştur. Vita Mark II ile IPS e.max CAD arasında ve Vita Enamic ile Vita Suprinity arasında anlamlı farklılık bulunmasına karşın; IPS e.max CAD ile Vita Enamic arasındaki farklılık anlamlı bulunmamıştır.
5. Ortalama AU değerlendirmelerinde, Vita Mark II grubunun (89,07±8,21 μm) uyum seviyesi en düşük olarak bulunmuştur. Sonrasında IPS e.max CAD grubu (69,83±9,64 μm) gelmektedir, Vita Suprinity (56,22±4,96 μm) ve Vita Enamic (49,61±10,95 μm) grupları arasında anlamlı fark bulunmamaktadır.
6. Gruplar OU açısından değerlendirildiğinde, IPS e.max CAD grubunun uyum seviyesi diğer grupların uyum seviyesine göre anlamlı olarak düşüktür. Vita Mark II, Vita Enamic ve Vita Suprinity grupları arasında anlamlı fark bulunmamaktadır.

IPS e.max CAD (211,34±18,06 μm) > Vita Suprinity (158,19±10,85 μm) > Vita Mark II (149,11±17,47 μm) > Vita Enamic (142,47±9,11 μm) şeklinde sıralama oluşmuştur.

7. Kırılma dayanımları açısından karşılaştırıldığında ise; gruplar arasında Vita Mark II (725,99±167,22 N) < Vita Enamic (773,04±181,66 N) < IPS e.max CAD (1027,31±597,86 N) < Vita Suprinity (1160,28±410,68 N) şeklinde bir sıralama oluşmuştur. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır.
8. Vita Mark II, IPS e.max CAD, Vita Enamic ve Vita Suprinity gruplarının her biri için, mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerdeki MMA değerleri ile kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır. Gruplardan yalnızca Vita Suprinity için ortalama MMA değerleri ve kırılma dayanımı arasında korelasyon bulunmuştur. Diğer üç grupta ortalama MMA değerleri ve kırılma dayanımı arasında korelasyon bulunmamıştır.

Elde edilen bulgulara göre; çalışmamızda kullanılan tüm CAD/CAM monolitik blokların marjinal ve internal uyum değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmuştur. Ayrıca kırılma dayanımı bakımından tüm bloklar klinik olarak kabul edilebilir sonuçlara sahiptir. Ancak güncel CAD/CAM monolitik blokların sağkalımları ile ilgili daha fazla in-vitro ve in-vivo çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

# KAYNAKLAR


1. Rosenstiel SF, Martin FL, & Fujimoto J. (2006). *Rosenstiel SF. Contemporary Fixed Prosthodontics 4th Ed.* (Mosby). Elsevier.
2. Taşveren S, & Özdemir AK. (2005). Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *8*(2), 128-132.
3. Stawarczyk, B., Özcan, M., Schmutz, F., Trottmann, A., Roos, M., & Hämmerle, C. H. F. (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*, *71*(1), 102-112.
4. Gabor, A.-G., Zaharia, C., Stan, A. T., Gavrilovici, A. M., Negruțiu, M.-L., & Sinescu, C. (2017). Digital Dentistry — Digital Impression and CAD/CAM System Applications. *Journal of Interdisciplinary Medicine*, *2*(1), 54-57.
5. Dirxen, C., Blunck, U., & Preissner, S. (2013). Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *The Open Dentistry Journal*, *7*(1), 118-122.
6. Conrad, H. J., Seong, W.-J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *98*(5), 389-404.
7. Goldin, E. B., Boyd, N. W., Goldstein, G. R., Hittelman, E. L., & Thompson, V. P. (2005). Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *93*(2), 143-147.
8. Holmes, J. R., Bayne, S. C., Holland, G. A., & Sulik, W. D. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *62*(4), 405-408.
9. Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., & Carossa, S. (1994). In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *72*(6), 585-590.
10. Baig, M. R., Tan, K. B.-C., & Nicholls, J. I. (2010). Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *104*(4), 216-227.
11. Akın E. (1983). *Tam Seramiklerin Dişhekimliğindeki Yeri*. İstanbul Üniveristesi Basımevi ve Film Merkezi.
12. Ferro, K. J., & Morgano, S. M. (2017). The Glossary of Prosthodontic Terms Ninth Edition. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *117*(5S).
13. Anusavice, K. J. (2003). *Phillips' science of dental materials* (11th edition). Elsevier.
14. Yavuzyılmaz H. (1996). *Metal Destekli Estetik (Veneer- Kaplama) Kuronlar*. Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basım Evi.
15. Kelly, J. R. (1997). Ceramics in Restorative And Prosthetic Dentistry. *Annual Review of Materials Science*, *27*(1), 443-468.
16. Craig, R. (1997). *Restorative dental materials. 10 ed. 1996, Mosby, St. Louis.* (10. bs). Mosby-Year Book.
17. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, & Kurt E. (2005). Tam Porselen Sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *22*, 41-48.
18. Mc Lean J.W. (1979). *The Strengthening of Dental Porcelain. The Science and Art of Dental Ceramics*. Quintessence.
19. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, & Aksu L. (t.y.). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara Üniversitesi Basımevi.
20. Van Noort R. (2005). *Introduction to Dental Materials*. Elsevier Science.
21. Mc Cabe JF, & Walls AWG. (2000). *Applied Dental Materials* (Eight Edition). Blackwell Science.
22. Shillingburg, H., Hobo, S., Whitsett, L. D., & Jacobi, R. B. (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics* (3rd edition). Quintessence Publishing Company.
23. O'Brien WJ. (1997). *Dental Materials and their selection* (Second Edition). Quintessence Publishing Co, Inc.
24. Helvey, G. A. (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *35*(1), 38-43.
25. McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *85*(1), 61-66.

26. Gracis, S., Thompson, V., Ferencz, J., Silva, N., & Bonfante, E. (2016). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics*, *28*(3), 227-235.
27. Schlenz, M. A., Schmidt, A., Rehmann, P., Niem, T., & Wöstmann, B. (2019). Microleakage of composite crowns luted on CAD/CAM-milled human molars: a new method for standardized in vitro tests. *Clinical Oral Investigations*, *23*(2), 511-517.
28. Song, X.-F., & Yin, L. (2012). Surface morphology and fracture in handpiece adjusting of a leucite-reinforced glass ceramic with coarse diamond burs. *Materials Science and Engineering: A*, *534*, 193-202.
29. Denry, I., & Holloway, J. (2010). Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*, *3*(1), 351-368.
30. Kim, J. H., Lee, S.-J., Park, J. S., & Ryu, J. J. (2013). Fracture Load of Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Ceramic Crowns and Veneered Zirconia Crowns as a Posterior Implant Restoration. *Implant Dentistry*, *22*(1), 66-70.
31. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*, *20*(5), 441-448.
32. Zarone, F., Di Mauro, M. I., Ausiello, P., Ruggiero, G., & Sorrentino, R. (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*, *19*(1), 134.
33. El-Meliegy, E., & van Noort, R. (2012). *Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications*. Springer New York.
34. Mollazadeh, S., Eftekhari Yekta, B., Javadpour, J., Yusefi, A., & Jafarzadeh, T. S. (2013). The role of TiO2, ZrO2, BaO and SiO2 on the mechanical properties and crystallization behavior of fluorapatite–mullite glass–ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids*, *361*, 70-77.
35. Haselton, D. R., Diaz-Arnold, A. M., & Hillis, S. L. (2000). Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *83*(4), 396-401.
36. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V., & Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International journal of prosthodontics*, *15*(4), 339-346.
37. Srıamporn, T., Thamrongananskul, N., Busabok, C., Poolthong, S., Uo, M., & Tagami, J. (2014). Dental Zirconia Can Be Etched By Hydrofluoric Acid. *Dental Materials Journal*, *33*(1), 79-85.
38. Takano, T., Tasaka, A., Yoshinari, M., & Sakurai, K. (2012). Fatigue strength of Ce-TZP/Al2O3 nanocomposite with different surfaces. *Journal of Dental Research*, *91*(8), 800-804.
39. Berthelsen, C. L., & Stilley, K. R. (2000). Automated Personal Health Inventory For Dentistry: A Pılot Study. *The Journal of the American Dental Association*, *131*(1), 59-66.
40. Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, *204*(9), 505-511.
41. Beuer, F., Naumann, M., Gernet, W., & Sorensen, J. A. (2009). Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations*, *13*(3), 343-349.
42. Sjögren, G., Lantto, R., Granberg, A., Sundström, B. O., & Tillberg, A. (1999). Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *The International journal of prosthodontics*, *12*(2), 122-128.
43. Hondrum, S. O. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *67*(6), 859-865.
44. Giordano, R. A., Pelletier, L., Campbell, S., & Pober, R. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *73*(5), 411-418.
45. Ban, S., & Anusavice, K. J. (1990). Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. *Journal of Dental Research*, *69*(12), 1791-1799.
46. Wall, J. G., & Cipra, D. L. (1992). Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental clinics of North America*, *36*(3), 765-782.
47. Gökçe HS, & Beydemir B. (2002). Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, *44*(4), 457-463.
48. Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2003). Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *European Journal of Oral Sciences*, *111*(2), 163-169.
49. Blunck, U., & Zaslansky, P. (2011). Enamel margin integrity of Class I one-bottle all-in-one adhesives-based restorations. *The journal of adhesive dentistry*, *13*(1), 23-29.
50. El-Mowafy, O., & Brochu, J.-F. (2002). Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *Journal (Canadian Dental Association)*, *68*(4), 233-237.

51. Aschenbrenner, C. M., Lang, R., Handel, G., & Behr, M. (2012). Analysis of marginal adaptation and sealing to enamel and dentin of four self-adhesive resin cements. *Clinical Oral Investigations*, *16*(1), 191-200.
52. Akın E. (1999). Dişhekimliğinde Porselen. *İ.Ü Diş Hek. Fak. Yayınları*, 35-42.
53. Christensen, G. J. (1999). Porcelain-Fused-To-Metal Vs. Nonmetal Crowns. *The Journal Of The American Dental Association*, *130*(3), 409-411.
54. Ersu B, Yüzügüllü B, & Canay S. (2008). Sabit Restorasyonlarda CAD-CAM Uygulamaları. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg*, *32*, 58-72.
55. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A Review Of Dental Cad/Cam: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, *28*(1), 44-56.
56. Miyazaki, T., & Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, *56*, 97-106.
57. Jain R, Takkar R, Jain G.C, Takkar R.K, & Deora N. (2016). CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. *IP Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, *2*(2), 33-36.
58. Harish G, Kalpana D, Mahesh P C, Swati Suhasaria, Madhuri V, & Brunda K. (2015). Cad / Cam In Dentıstry- A Review. *International Journal Of Research in Deniıstry* , *5*(2), 14-21.
59. Irfan U.B, Aslam K, & Nadim R. (2015). A Review On Cad Cam In Dentistry. *J Pak Dent Assoc*, *24*(3).
60. Griggs, J. A. (2007). Recent Advances in Materials for All-Ceramic Restorations. *Dental Clinics of North America*, *51*(3), 713-727.
61. Sneha, S. M., & Abhilasha, S. B. (2010). Cad/Cam In Dental Restorations: An Overview. *Annals And Essences Of Dentistry*, *2*(3), 123-128.
62. Poticny, D. J., & Swift, E. J. (2014). Digital Process and Materials 2014-Where Are You? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *26*(3), 151-153.
63. Patil M, Kambale S, Patil A, & Mujawar K. (2018). Digitalization in Dentistry: CAD/CAM - A Review. *Acta Scientific Dental Sciences*, *2*(1).
64. Prajapati, A., Prajapati, A., R.Mody, D., & B.Choudhary, A. (2014). Dentistry Goes Digital: A Cad-Cam Way- A Review Article. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, *13*(8), 53-59.
65. Willer, J., Rossbach, A., & Weber, H.-P. (1998). Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *80*(3), 346-353.
66. Priya, A., Arora, G., & Goswami, R. (2014). CAD/CAM in Restorative Dentistry: A Review. *British Biomedical Bulletin*, 591-597.
67. Tamrakar AK, Rathee M, Mallick R, & Dabas S. (2014). CAD/CAM in prosthodontics-a futuristic overview. *Annals of Dental Specialty*, *2*(1), 14-15.
68. Buhrer Samra, A. P., Morais, E., Mazur, R. F., Vieira, S. R., & Rached, R. N. (2016). CAD/CAM in dentistry – a critical review. *Revista Odonto Ciência*, *31*(3), 140.
69. Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2021). *Additive Manufacturing Technologies*. Springer International Publishing.
70. Jeong, Y.-G., Lee, W.-S., & Lee, K.-B. (2018). Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *10*(3), 245.
71. Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. *International Journal of Dentistry*, *2014*, 1-15.
72. Torabi, K., Farjood, E., & Hamedani, S. (2015). Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *Journal of dentistry (Shiraz, Iran)*, *16*(1), 1-9.
73. Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, *60*(2), 72-84.
74. Christensen, G. J. (2005). The State Of Fixed Prosthodontic İmpressions. *The Journal Of The American Dental Association*, *136*(3), 343-346.
75. Susic, I., Travar, M., & Susic, M. (2017). The Application Of Cad / Cam Technology İn Dentistry. *Iop Conference Series: Materials Science And Engineering*, *200*, 012020.
76. Feuersteın, P. (2004). Can Technology Help Dentists Deliver Better Patient Care? *The Journal Of The American Dental Association*, *135*, 11s-16S.
77. Steinmassl, P.-A., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Dumfahrt, H., & Grunert, I. (2017). Evaluation of Currently Available CAD/CAM Denture Systems. *The International Journal of Prosthodontics*, *30*(2), 116-122.
78. Siervo, S., Pampalone, A., Valenti, G., Bandettini, B., & Siervo, R. (1992). Porcelain CAD-CAM Veneers Some New Uses Explored. *The Journal of the American Dental Association*, *123*(4), 63-67.

79. Mörmann, W. H., Brandestini, M., Lutz, F., & Barbakow, F. (1989). Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *20*(5), 329-339.
80. Fasbinder, D. J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *31*(9), 702-704, 706, 708-709.
81. Kang, S.-H., Chang, J., & Son, H.-H. (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative Dentistry & Endodontics*, *38*(3), 134.
82. Charlton, D. G., Roberts, H. W., & Tiba, A. (2008). Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *39*(7), 573-579.
83. *3M ESPE. Paradigm C technical product profile. http://media.dentalcompare.com/m/25/Downloads/Paradigm%20C%20Ceramic%20Block_Technical%20Product%20Profile.pdf. 24 Mayıs 2015*. (t.y.).
84. Akın A. (2009). *CAD/CAM ve preslenebilir tüm seramik sistemleri ile yapılan kronların marjinal ve internal uyumlarının in vivo ve in vitro karşılaştırılmalı olarak araştırılması*. [Doktora Tezi]. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
85. *Sirona Dental. CAD/CAM materials. http://www.sirona.com.tr/tr/ueruenler/dijital-dis-hekimligi/cad-cammaterials/?tab=3146. 23 Mayıs 2015.* (t.y.).
86. Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., Finger, W. J., & Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, *33*(5), 705-710.
87. Rosenblatt, R. (2012). A complete ceramic for chairside Cad/CAM restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *33 Spec No 6*, 7-9.
88. Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, *30*(5), 564-569.
89. *VITA Zahnfabrik. Vita suprinity the new zirconia reinforced, highperformance glass ceramic. https://www.vita-zahnfabrik.com/en-US/VITASUPRINITY-27586,27568,85238.html 25 Mayıs 2015.* (t.y.).
90. Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C., & Barlattani, A. (2014). CEREC CAD/CAM Chairside System. *ORAL & implantology*, *7*(3), 57-70.
91. Cunali, R. S., Saab, R. C., Correr, G. M., Cunha, L. F. da, Ornaghi, B. P., Ritter, A. V., & Gonzaga, C. C. (2017). Marginal and Internal Adaptation of Zirconia Crowns: A Comparative Study of Assessment Methods. *Brazilian Dental Journal*, *28*(4), 467-473.
92. Mitchell, C. A., Pintado, M. R., & Douglas, W. H. (2001). Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *85*(6), 575-584.
93. Arezoobakhsh, A., Shayegh, S. S., Jamali Ghomi, A., & Hakimaneh, S. M. R. (2020). Comparison of marginal and internal fit of 3-unit zirconia frameworks fabricated with CAD-CAM technology using direct and indirect digital scans. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *123*(1), 105-112.
94. Boening, K. W., Wolf, B. H., Schmidt, A. E., Kästner, K., & Walter, M. H. (2000). Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *84*(4), 419-424.
95. Giordano, R. A. (1996). Dental ceramic restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *17*(8), 779-782, 784-6 passim; quiz 794.
96. Asavapanumas, C., & Leevailoj, C. (2013). The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *109*(4), 227-233.
97. Wolfart, S., Wegner, S. M., Al-Halabi, A., & Kern, M. (2003). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *The International journal of prosthodontics*, *16*(6), 587-592.
98. Nawafleh, N. A., Mack, F., Evans, J., Mackay, J., & Hatamleh, M. M. (2013). Accuracy and Reliability of Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and FDPs: A Literature Review. *Journal of Prosthodontics*, *22*(5), 419-428.
99. Stappert, C. F. J., Dai, M., Chitmongkolsuk, S., Gerds, T., & Strub, J. R. (2004). Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British Dental Journal*, *196*(12), 766-770.
100. Alkumru, H., Hullah, W. R., Marquis, P. M., & Wilson, H. J. (1988). Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *British Dental Journal*, *164*(2), 39-43.
101. Alani, A. H., & Toh, C. G. (1997). Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative dentistry*, *22*(4), 173-185.

102. Son, K., Lee, S., Kang, S. H., Park, J., Lee, K.-B., Jeon, M., & Yun, B.-J. (2019). A Comparison Study of Marginal and Internal Fit Assessment Methods for Fixed Dental Prostheses. *Journal of Clinical Medicine*, *8*(6), 785.
103. Holst, S., Karl, M., Wichmann, M., & Matta, R.-E. T. (2011). A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *42*(8), 651-657.
104. Luthardt, R. G., Bornemann, G., Lemelson, S., Walter, M. H., & Hüls, A. (2004). An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *The International journal of prosthodontics*, *17*(6), 680-685.
105. Elliott, J. C., & Dover, S. D. (1982). X-ray microtomography. *Journal of Microscopy*, *126*(2), 211-213.
106. Rhodes, J. S., Ford, T. R. P., Lynch, J. A., Liepins, P. J., & Curtis, R. V. (1999). Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *International Endodontic Journal*, *32*(3), 165-170.
107. Sasov, A., & Van Dyck, D. (1998). Desktop X-ray microscopy and microtomography. *Journal of microscopy*, *191*(Pt 2), 151-158.
108. Bjørndal, L., Carlsen, O., Thuesen, G., Darvann, T., & Kreiborg, S. (1999). External and internal macromorphology in 3D-reconstructed maxillary molars using computerized X-ray microtomography. *International Endodontic Journal*, *32*(1), 3-9.
109. Oi, T., Saka, H., & Ide, Y. (2004). Three-dimensional observation of pulp cavities in the maxillary first premolar tooth using micro-CT. *International Endodontic Journal*, *37*(1), 46-51.
110. Bergmans, L., Van Cleynenbreugel, J., Wevers, M., & Lambrechts, P. (2001). A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. *International Endodontic Journal*, *34*(5), 390-398.
111. Peters, O. (2004). Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. *Journal of Endodontics*, *30*(8), 559-567.
112. Peters, O. A., Schönenberger, K., & Laib, A. (2001). Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International Endodontic Journal*, *34*(3), 221-230.
113. Hammad, M., Qualtrough, A., & Silikas, N. (2009). Evaluation of Root Canal Obturation: A Three-dimensional In Vitro Study. *Journal of Endodontics*, *35*(4), 541-544.
114. Jung, M., Lommel, D., & Klimek, J. (2005). The imaging of root canal obturation using micro-CT. *International Endodontic Journal*, *38*(9), 617-626.
115. Barletta, F. B., de Sousa Reis, M., Wagner, M., Borges, J. C., & Dall'Agnol, C. (2008). Computed tomography assessment of three techniques for removal of filling material. *Australian Endodontic Journal*, *34*(3), 101-105.
116. Hammad, M., Qualtrough, A., & Silikas, N. (2008). Three-dimensional Evaluation of Effectiveness of Hand and Rotary Instrumentation for Retreatment of Canals Filled with Different Materials. *Journal of Endodontics*, *34*(11), 1370-1373.
117. Renders, G. A. P., Mulder, L., van Ruijven, L. J., & van Eijden, T. M. G. J. (2007). Porosity of human mandibular condylar bone. *Journal of Anatomy*, *210*(3), 239-248.
118. Kim, S.-H., Choi, B.-H., Li, J., Kim, H.-S., Ko, C.-Y., Jeong, S.-M., Xuan, F., & Lee, S.-H. (2008). Peri-implant bone reactions at delayed and immediately loaded implants: an experimental study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, *105*(2), 144-148.
119. Rebaudi, A., Koller, B., Laib, A., & Trisi, P. (2004). Microcomputed tomographic analysis of the peri-implant bone. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, *24*(4), 316-325.
120. Spoor, C. F., Zonneveld, F. W., & Macho, G. A. (1993). Linear measurements of cortical bone and dental enamel by computed tomography: Applications and problems. *American Journal of Physical Anthropology*, *91*(4), 469-484.
121. Anderson, P., Elliott, J. C., Bose, U., & Jones, S. J. (1996). A comparison of the mineral content of enamel and dentine in human premolars and enamel pearls measured by X-ray microtomography. *Archives of Oral Biology*, *41*(3), 281-290.
122. Swain, M. V, & Xue, J. (2009). State of the Art of Micro-CT Applications in Dental Research. *International Journal of Oral Science*, *1*(4), 177-188.
123. Borba, M., Cesar, P. F., Griggs, J. A., & Della Bona, Á. (2011). Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dental Materials*, *27*(11), 1119-1126.
124. Krasanaki, M.-E., Pelekanos, S., Andreiotelli, M., Koutayas, S.-O., & Eliades, G. (2012). X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD/CAM alumina copings: a pilot study. *The International journal of prosthodontics*, *25*(2), 170-172.

125. Pelekanos, S., Koumanou, M., Koutayas, S.-O., Zinelis, S., & Eliades, G. (2009). Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *The European journal of esthetic dentistry : official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*, *4*(3), 278-292.
126. Rungruanganunt, P., Kelly, J. R., & Adams, D. J. (2010). Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns. *Journal of Dentistry*, *38*(12), 995-1000.
127. Hammad, I. A., & Talic, Y. F. (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *75*(6), 602-608.
128. Roeder, L., Pereira, P. N. R., Yamamoto, T., Ilie, N., Armstrong, S., & Ferracane, J. (2011). Spotlight on bond strength testing—Unraveling the complexities. *Dental Materials*, *27*(12), 1197-1203.
129. Al-Dohan, H. M., Yaman, P., Dennison, J. B., Razzoog, M. E., & Lang, B. R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *91*(4), 349-355.
130. Darvell BW. (2018). *Materials science for dentistry*. Woodhead publishing.
131. F. Valandro, L., Özcan, M., Amaral, R., Vanderlei, A., & A. Bottino, M. (2008). Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dental Materials Journal*, *27*(6), 849-855.
132. Kim, B.-K., Bae, H. E.-K., Shim, J.-S., & Lee, K.-W. (2005). The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *94*(4), 357-362.
133. Manappallil JJ. (2015). *Basic dental materials*. JP Medical Ltd.
134. Dündar, M., Özcan, M., Gökçe, B., Çömlekoğlu, E., Leite, F., & Valandro, L. F. (2007). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dental Materials*, *23*(5), 630-636.
135. Peregrina, A., Schorr, B. L., Eick, J. D., Robinson, S. J., & Feil, P. H. (1992). Measurement of oxide adherence to silver-free high-palladium alloys. *The International journal of prosthodontics*, *5*(2), 173-178.
136. Braga, R. R., Meira, J. B. C., Boaro, L. C. C., & Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of "macro" test methods. *Dental Materials*, *26*(2), e38-e49.
137. Burrow, M. F., Thomas, D., Swain, M. V., & Tyas, M. J. (2004). Analysis of tensile bond strengths using Weibull statistics. *Biomaterials*, *25*(20), 5031-5035.
138. Scherrer, S. S., Cesar, P. F., & Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials*, *26*(2), e78-e93.
139. Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, *11*(3), 162-167.
140. Zeng, K., Odén, A., & Rowcliffe, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *The International journal of prosthodontics*, *9*(5), 434-439.
141. Guazzato, M., Proos, K., Sara, G., & Swain, M. V. (2004). Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *The International journal of prosthodontics*, *17*(2), 142-149.
142. Malcolm Carter, J., Al-Mudafar, J., & Sorensen, S. E. (1979). Adherence of a nickel-chromium alloy and porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *41*(2), 167-172.
143. Beschnidt, S. M., & Strub, J. R. (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, *26*(7), 582-593.
144. Sobrinho, L. C., Cattell, M. J., & Knowles, J. C. (1998). Fracture strength of all-ceramic crowns. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *9*(10), 555-559.
145. Yoshinari, M., & Dérand, T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics*, *7*(4), 329-338.
146. Miller, A., Long, J., Miller, B., & Cole, J. (1992). Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *68*(1), 38-41.
147. Josephson, B. A., Schulman, A., Dunn, Z. A., & Hurwitz, W. (1991). A compressive strength study of complete ceramic crowns. Part II. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *65*(3), 388-391.
148. Riley, E. J. (1977). Ceramo-metal restoration. State of the science. *Dental clinics of North America*, *21*(4), 669-682.
149. AL-Makramani, B. M. A., Razak, A. A. A., & Abu-Hassan, M. I. (2008). Evaluation of Load at Fracture of Procera AllCeram Copings Using Different Luting Cements. *Journal of Prosthodontics*, *17*(2), 120-124.

150. Weigl, P., Sander, A., Wu, Y., Felber, R., Lauer, H.-C., & Rosentritt, M. (2018). *In-vitro* performance and fracture strength of thin monolithic zirconia crowns. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *10*(2), 79.
151. Cho, L., Song, H., Koak, J., & Heo, S. (2002). Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: Effect of variations in preparation design. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *88*(4), 388-395.
152. Yucel, M. T., Yondem, I., Aykent, F., & Eraslan, O. (2012). Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clinical Oral Investigations*, *16*(4), 1105-1110.
153. Hunter, A. J., & Hunter, A. R. (1990). Gingival margins for crowns: A review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *64*(6), 636-642.
154. Gemalmaz, D., & Kukrer, D. (2006). In vivo and in vitro evaluation of marginal fit of class II ceromer inlays. *Journal of Oral Rehabilitation*, *33*(6), 436-442.
155. Carrilho Baltazar Vaz, I. M., & Pimentel Coelho Lino Carracho, J. F. (2020). Marginal fit of zirconia copings fabricated after conventional impression making and digital scanning: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *124*(2), 223.e1-223.e6.
156. D'haese, R., Vrombaut, T., Roeykens, H., & Vandeweghe, S. (2022). In Vitro Accuracy of Digital and Conventional Impressions for Full-Arch Implant-Supported Prostheses. *Journal of Clinical Medicine*, *11*(3), 594.
157. Hulterström, A. K., & Bergman, M. (1993). Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontologica Scandinavica*, *51*(4), 229-234.
158. Freire, Y., Gonzalo, E., Lopez-Suarez, C., Pelaez, J., & Suarez, M. J. (2021). Evaluation of the marginal fit of monolithic crowns fabricated by direct and indirect digitization. *Journal of Prosthodontic Research*, *65*(3), JPR_D_20_00003.
159. Papadiochou, S., & Pissiotis, A. L. (2018). Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(4), 545-551.
160. Akhlaghian, M., Khaledi, A.-A., Farzin, M., & Pardis, S. (2021). Vertical marginal fit of zirconia copings fabricated with one direct and three indirect digital scanning techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *126*(3), 421-426.
161. Mou, S.-H., Chai, T., Wang, J.-S., & Shiau, Y.-Y. (2002). Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *87*(3), 248-255.
162. Nakamura, T., Dei, N., Kojima, T., & Wakabayashi, K. (2003). Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics*, *16*(3), 244-248.
163. An, S., Kim, S., Choi, H., Lee, J.-H., & Moon, H.-S. (2014). Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(5), 1171-1175.
164. Song, T.-J., Kwon, T.-K., Yang, J.-H., Han, J.-S., Lee, J.-B., Kim, S.-H., & Yeo, I.-S. (2013). Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *5*(3), 219.
165. Huang, Z., Zhang, L., Zhu, J., Zhao, Y., & Zhang, X. (2015). Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *Journal of Prosthodontics*, *24*(4), 291-295.
166. Büchi, D. L., Ebler, S., Hämmerle, C. H. F., & Sailer, I. (2014). Marginal and internal fit of curved anterior CAD/CAM-milled zirconia fixed dental prostheses: an in-vitro study. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *45*(10), 837-846.
167. Ruse, N. D., & Sadoun, M. J. (2014). Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *Journal of Dental Research*, *93*(12), 1232-1234.
168. Contrepois, M., Soenen, A., Bartala, M., & Laviole, O. (2013). Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *110*(6), 447-454.e10.
169. Bhowmik, H., & Parkhedkar, R. (2011). A comparison of marginal fit of glass infiltrated alumina copings fabricated using two different techniques and the effect of firing cycles over them. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *3*(4), 196.
170. Nakamura, T., Nonaka, M., & Maruyama, T. (2000). In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics*, *13*(3), 189-193.
171. Komine, F., Iwai, T., Kobayashi, K., & Matsumura, H. (2007). Marginal and Internal Adaptation of Zirconium Dioxide Ceramic Copings and Crowns with Different Finish Line Designs. *Dental Materials Journal*, *26*(5), 659-664.

172. Lee, K.-B., Park, C.-W., Kim, K.-H., & Kwon, T.-Y. (2008). Marginal And Internal Fit Of All-Ceramic Crowns Fabricated With Two Different Cad/Cam Systems. *Dental Materials Journal*, *27*(3), 422-426.
173. Romeo, E., Iorio, M., Storelli, S., Camandona, M., & Abati, S. (2009). Marginal Adaptation Of Full-Coverage Cad/Cam Restorations: İn Vitro Study Using A Non-Destructive Method. *Minerva Stomatologica*, *58*(3), 61-72.
174. Euán, R., Figueras-Álvarez, O., Cabratosa-Termes, J., Brufau-De Barberà, M., & Gomes-Azevedo, S. (2012). Comparison Of The Marginal Adaptation Of Zirconium Dioxide Crowns İn Preparations With Two Different Finish Lines. *Journal Of Prosthodontics*, *21*(4), 291-295.
175. Tutal, Z., Şener Yamaner, I. D., & Tuncer, E. B. (2015). Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *10*(10).
176. Ng, J., Ruse, D., & Wyatt, C. (2014). A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(3), 555-560.
177. Anadioti, E., Aquilino, S. A., Gratton, D. G., Holloway, J. A., Denry, I. L., Thomas, G. W., & Qian, F. (2015). Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *113*(4), 304-309.
178. Bohner, L. O. L., Neto, P. T., Ahmed, A. S., Mori, M., Laganá, D. C., & Sesma, N. (2016). CEREC Chairside System to Register and Design the Occlusion in Restorative Dentistry: A Systematic Literature Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *28*(4), 208-220.
179. Toman M, Nergiz İ, Toksavul S, & Schmage P. (2009). Farklı basamak tipi ve tüm seramik sistemlerinin tüm seramik kronların marjinal uyumuna etkileri 18:7-12. *SÜ Diş Hek Fak Derg*, *18*, 7-12.
180. Akbar, J. H., Petrie, C. S., Walker, M. P., Williams, K., & Eick, J. D. (2006). Marginal Adaptation of Cerec 3 CAD/CAM Composite Crowns Using Two Different Finish Line Preparation Designs. *Journal of Prosthodontics*, *15*(3), 155-163.
181. Tsitrou, E. A., Northeast, S. E., & van Noort, R. (2007). Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *Journal of Dentistry*, *35*(1), 68-73.
182. Bozoğulları NH. (2007). *İki farklı tam seramik kor materyalinin baskı dayanıklılığı ve marjinal uyumu üzerine farklı marjinal dizayn ve taper açılarının etkisi* [Doktora Tezi]. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü .
183. Castillo Oyagüe, R., Sánchez-Jorge, M. I., & Sánchez Turrión, A. (2010). Influence of CAD/CAM scanning method and tooth-preparation design on the vertical misfit of zirconia crown copings. *American journal of dentistry*, *23*(6), 341-346.
184. Souza, R. O. A., Özcan, M., Pavanelli, C. A., Buso, L., Lombardo, G. H. L., Michida, S. M. A., Mesquita, A. M. M., & Bottino, M. A. (2012). Marginal and Internal Discrepancies Related to Margin Design of Ceramic Crowns Fabricated by a CAD/CAM System. *Journal of Prosthodontics*, *21*(2), 94-100.
185. Goodacre, C. J., Campagni, W. V., & Aquilino, S. A. (2001). Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *85*(4), 363-376.
186. Bona, A. Della, & Kelly, J. R. (2008). The Clinical Success Of All-Ceramic Restorations. *The Journal of the American Dental Association*, *139*, S8-S13.
187. Hamza, T. A., Ezzat, H. A., El-Hossary, M. M. K., El Megid Katamish, H. A., Shokry, T. E., & Rosenstiel, S. F. (2013). Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *109*(2), 83-87.
188. Shahrbaf, S., van Noort, R., Mirzakouchaki, B., Ghassemieh, E., & Martin, N. (2014). Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dental Materials*, *30*(2), 234-241.
189. Kelly, J. R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *81*(6), 652-661.
190. Weaver, J. D., Johnson, G. H., & Bales, D. J. (1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *66*(6), 747-753.
191. Syu, J. Z., Byrne, G., Laub, L. W., & Land, M. F. (1993). Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *The International journal of prosthodontics*, *6*(1), 25-30.
192. Cho, L., Choi, J., Jin Yi, Y., & Jin Park, C. (2004). Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *91*(6), 554-560.

193. Quintas, A. F., Oliveira, F., & Bottino, M. A. (2004). Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *92*(3), 250-257.
194. Zimmermann, M., Ender, A., Attin, T., & Mehl, A. (2020). Fracture load of three-unit full-contour fixed dental prostheses fabricated with subtractive and additive CAD/CAM technology. *Clinical Oral Investigations*, *24*(2), 1035-1042.
195. Zahran, M., El-Mowafy, O., Tam, L., Watson, P. A., & Finer, Y. (2008). Fracture Strength and Fatigue Resistance of All-Ceramic Molar Crowns Manufactured with CADCAM Technology. *Journal of Prosthodontics*, *17*(5), 370-377.
196. Bindl, A., Lüthy, H., & Mörmann, W. H. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials*, *22*(1), 29-36.
197. Chen, H. Y., Hickel, R., Setcos, J. C., & Kunzelmann, K.-H. (1999). Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *82*(4), 468-475.
198. Sakoguchi, K., Minami, H., Suzuki, S., & Tanaka, T. (2013). Evaluation of fracture resistance of indirect composite resin crowns by cyclic impact test: Influence of crown and abutment materials. *Dental Materials Journal*, *32*(3), 433-440.
199. Sagsoz NP, Yanikoğlu N, & Sagsoz O. (2016). Effect of die materials on the fracture resistance of CAD/CAM monolithic crown restorations . *Oral Health Dent Manag*, *15*, 165-168.
200. Suárez, M. J., González de Villaumbrosia, P., Pradíes, G., & Lozano, J. F. L. (2003). Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *The International journal of prosthodontics*, *16*(3), 229-232.
201. Levine, W. A. (1989). An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *62*(2), 175-178.
202. Kim, K.-B., Kim, J.-H., Kim, W.-C., & Kim, J.-H. (2014). In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of three-unit fixed dental prostheses produced by stereolithography. *Dental Materials Journal*, *33*(4), 504-509.
203. Boitelle, P., Tapie, L., Mawussi, B., & Fromentin, O. (2018). Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: Comparison of 2D and 3D measurement methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(1), 75-81.
204. Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E., & Proeschel, P. (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*, *113*(2), 174-179.
205. Varol, S., & Kulak-Özkan, Y. (2015). In Vitro Comparison of Marginal and Internal Fit of Press-on-Metal Ceramic (PoM) Restorations with Zirconium-Supported and Conventional Metal Ceramic Fixed Partial Dentures Before and After Veneering. *Journal of Prosthodontics*, *24*(5), 387-393.
206. Xu, D., Xiang, N., & Wei, B. (2014). The marginal fit of selective laser melting–fabricated metal crowns: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(6), 1437-1440.
207. Kim, K.-B., Kim, W.-C., Kim, H.-Y., & Kim, J.-H. (2013). An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dental Materials*, *29*(7), e91-e96.
208. Sorensen, J. A. (1990). A standardized method for determination of crown margin fidelity. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *64*(1), 18-24.
209. Meleo, D., Manzon, L., Pecci, R., Zuppante, F., & Bedini, R. (2012). A proposal of microtomography evaluation for restoration interface gaps. *Annali dell'Istituto superiore di sanita*, *48*(1), 83-88.
210. Seo, D., Yi, Y., & Roh, B. (2009). The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, *37*(5), 374-382.
211. Neves, F. D., Prado, C. J., Prudente, M. S., Carneiro, T. A. P. N., Zancopé, K., Davi, L. R., Mendonça, G., Cooper, L. F., & Soares, C. J. (2014). Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(5), 1134-1140.
212. Mously, H. A., Finkelman, M., Zandparsa, R., & Hirayama, H. (2014). Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(2), 249-256.
213. Borba, M., Miranda Jr., W. G., Cesar, P. F., Griggs, J. A., & Bona, A. Della. (2013). Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Brazilian Oral Research*, *27*(5), 396-402.

214. Pimenta, M. A., Frasca, L. C., Lopes, R., & Rivaldo, E. (2015). Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *114*(2), 223-228.
215. Groten, M., Axmann, D., Pröbster, L., & Weber, H. (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *83*(1), 40-49.
216. Renne, W., McGill, S. T., Forshee, K. V., DeFee, M. R., & Mennito, A. S. (2012). Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *108*(5), 310-315.
217. May, K. B., Russell, M. M., Razzoog, M. E., & Lang, B. R. (1998). Precision of fit: The Procera AllCeram crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *80*(4), 394-404.
218. Alfaro, D. P., Ruse, N. D., Carvalho, R. M., & Wyatt, C. C. (2015). Assessment of the Internal Fit of Lithium Disilicate Crowns Using Micro-CT. *Journal of Prosthodontics*, *24*(5), 381-386.
219. Schaefer, O., Watts, D. C., Sigusch, B. W., Kuepper, H., & Guentsch, A. (2012). Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: A three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dental Materials*, *28*(3), 320-326.
220. Svanborg, P., Skjerven, H., Carlsson, P., Eliasson, A., Karlsson, S., & Örtorp, A. (2014). Marginal and Internal Fit of Cobalt-Chromium Fixed Dental Prostheses Generated from Digital and Conventional Impressions. *International Journal of Dentistry*, *2014*, 1-9.
221. Bosch, G., Ender, A., & Mehl, A. (2014). A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(6), 1425-1431.
222. Kopke, S., Angrisani, N., & Staszyk, C. (2012). The dental cavities of equine cheek teeth: three-dimensional reconstructions based on high resolution micro-computed tomography. *BMC Veterinary Research*, *8*(1), 173.
223. Demir, N., Ozturk, A. N., & Malkoc, M. A. (2014). Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *European Journal of Dentistry*, *08*(04), 437-444.
224. Re, D., Cerutti, F., Augusti, G., Cerutti, A., & Augusti, D. (2014). Comparison of marginal fit of Lava CAD/CAM crown-copings with two finish lines. *The international journal of esthetic dentistry*, *9*(3), 426-435.
225. Colpani, J. T., Borba, M., & Della Bona, Á. (2013). Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials*, *29*(2), 174-180.
226. McLean, J. W., & von, F. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*, *131*(3), 107-111.
227. Kocaağaoğlu, H., Kılınç, H. I., & Albayrak, H. (2017). Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *117*(1), 102-108.
228. Boening, K. W., Wolf, B. H., Schmidt, A. E., Kästner, K., & Walter, M. H. (2000). Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *84*(4), 419-424.
229. Ohlmann, B., Gruber, R., Eickemeyer, G., & Rammelsberg, P. (2008). Optimizing preparation design for metal-free composite resin crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *100*(3), 211-219.
230. Malament, K. A., & Socransky, S. S. (2001). Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: Effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *86*(5), 511-519.
231. Uludamar, A., Akalın, B., & Özkan Kulak, Y. (2011). Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*, *14*(2), 140-153.
232. Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *92*(6), 557-562.
233. Saracoglu, A., Cura, C., & Cotert, H. S. (2004). Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *Journal of Oral Rehabilitation*, *31*(8), 790-797.
234. Manso, A. P., Silva, N. R. F. A., Bonfante, E. A., Pegoraro, T. A., Dias, R. A., & Carvalho, R. M. (2011). Cements and Adhesives for All-Ceramic Restorations. *Dental Clinics of North America*, *55*(2), 311-332.
235. De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B. (2005). A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *Journal of Dental Research*, *84*(2), 118-132.
236. Shokry, T. E., Attia, M., Mosleh, I., Elhosary, M., Hamza, T., & Shen, C. (2010). Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *103*(1), 45-52.

237. De Boever, J. A., McCall, W. D., Holden, S., & Ash, M. M. (1978). Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *40*(3), 326-333.
238. Hidaka, O., Iwasaki, M., Saito, M., & Morimoto, T. (1999). Influence of Clenching Intensity on Bite Force Balance, Occlusal Contact Area, and Average Bite Pressure. *Journal of Dental Research*, *78*(7), 1336-1344.
239. Waltimo, A., & Könönen, M. (1994). Bite force on single as opposed to all maxillary front teeth. *European Journal of Oral Sciences*, *102*(6), 372-375.
240. Carvalho, A. O., Bruzi, G., Giannini, M., & Magne, P. (2014). Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *111*(4), 310-317.
241. Aboushelib, M. N., & Elsafi, M. H. (2016). Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dental Materials*, *32*(4), 529-534.
242. Madani, D. (2010). *Fracture Resistance of Non-Metallic Molar Crowns Manufactured with CEREC 3D*. Faculty of Dentistry University of Toronto.
243. Scherrer, S. S., Robert Kelly, J., Quinn, G. D., & Xu, K. (1999). Fracture toughness (KIc) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dental Materials*, *15*(5), 342-348.
244. Scherrer, S. S., de Rijk, W. G., Belser, U. C., & Meyer, J.-M. (1994). Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dental Materials*, *10*(3), 172-177.